

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 805 657**

51 Int. Cl.:

A61B 17/17 (2006.01)
A61B 17/62 (2006.01)
A61B 17/64 (2006.01)
A61B 17/66 (2006.01)
A61B 17/68 (2006.01)
A61B 17/72 (2006.01)
A61B 17/88 (2006.01)
A61B 17/80 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.01.2017 PCT/US2017/015555**
 87 Fecha y número de publicación internacional: **03.08.2017 WO17132646**
 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.01.2017 E 17705517 (5)**
 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.07.2020 EP 3407812**

54 Título: **Sistemas para transporte óseo**

30 Prioridad:

28.01.2016 US 201662288348 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
15.02.2021

73 Titular/es:

**NUVASIVE SPECIALIZED ORTHOPEDICS, INC.
(100.0%)
7475 Lusk Blvd
San Diego, CA 92121, US**

72 Inventor/es:

**SCHWARDT, JEFFREY;
MOELLER, MICHAEL;
BUFORD, THOMAS, B. y
SOMASEGARAN, VIJAYENDRAN**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 805 657 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

Sistemas para transporte óseo

5 **Antecedentes**

La osteogénesis por distracción es una técnica que ha sido utilizada para el crecimiento de hueso nuevo en pacientes con diversos defectos. Por ejemplo, el alargamiento de miembro es una técnica en la que puede incrementarse la longitud de un hueso (por ejemplo, el fémur o la tibia). Después de crear una corticotomía, u osteotomía, en el hueso, que es un corte a través del hueso, las dos secciones de hueso resultantes pueden separarse a una velocidad concreta, por ejemplo, un (1,0) mm por día. Puede regenerarse hueso nuevo entre las dos secciones del hueso cuando están separadas. Esta técnica de alargamiento de miembro puede ser usada en casos en los que un miembro es más largo que el otro, por ejemplo, en un paciente cuya rotura ósea anterior no curó correctamente, o en un paciente cuya placa de crecimiento estaba enferma o dañada antes de la madurez. En algunos pacientes, se desea alargar la estatura y esto puede lograrse mediante el alargamiento de ambos fémures y/o ambas tibias para aumentar la altura del paciente.

El transporte óseo es un procedimiento similar, porque utiliza osteogénesis. Pero, en lugar de incrementar la distancia entre los extremos de un hueso, el transporte óseo llena el hueso que falta entre ellos. Hay varias razones por las que cantidades significativas de hueso pueden faltar. Por ejemplo, una falta de unión anterior del hueso, como la debida a una fractura, puede haberse infectado, siendo necesaria la extracción de la sección infectada. Además, puede haber defectos segmentales, los defectos que a menudo tienen lugar a causa de trauma severo cuando se han dañado severamente partes grandes del hueso.

Otros tipos de infecciones óseas u osteosarcoma pueden requerir la extracción de un fragmento de hueso grande (haciendo que falte una parte del hueso natural).

Históricamente, el alargamiento de miembro se realizaba a menudo usando fijación externa. El proceso de fijación externa implica un bastidor de distracción externo que puede unirse a dos (o más) secciones separadas de hueso por clavos transdérmicos (es decir, que pasan a través de la piel). Los métodos basados en clavo tienen varios inconvenientes. Por ejemplo, los clavos pueden ser lugares de infección y son a menudo dolorosos para el paciente, puesto que el lugar de colocación del clavo sigue siendo una herida algo abierta del "tracto de clavo" durante todo el proceso de tratamiento. Los bastidores de fijación externa también son voluminosos, y pueden hacer difícil que el paciente se sienta cómodamente, duerma y se mueva. También existen dispositivos de alargamiento intramedulares, tal como los descritos en la Patente de Estados Unidos número 8.449.543 y US 2015/196332.

El transporte óseo se realiza frecuentemente por fijación externa o injerto óseo. En el transporte óseo de fijación externa, se corta un segmento de hueso de las secciones de hueso restantes y se desplaza por la fijación externa, generalmente a una velocidad próxima a un (1,0) mm por día, hasta que el hueso regenerado resultante llena el defecto. Las heridas creadas por los tractos de clavo en los procedimientos de transporte óseo basados en fijación externa son frecuentemente incluso peores que las creadas por procedimientos de alargamiento de miembro de fijación externa. Los clavos comienzan a abrir las heridas más grandes cuando los clavos son movidos con respecto a la piel. En injerto óseo, se utiliza generalmente autoinjerto (del paciente) o aloinjerto (de otra persona) para crear un retículo para nuevo crecimiento óseo. El injerto óseo puede ser más complicado y/o caro que la colocación de clavos de fijación externos.

Resumen

La presente invención proporciona un sistema para transporte óseo como se expone en la reivindicación 1. La presente descripción proporciona un sistema para transportar una parte de hueso dentro de un paciente que tiene un hueso incompleto incluyendo proporcionar un implante de longitud ajustable configurado para colocación intramedular y que tiene un primer extremo configurado para ser acoplado a hueso y un segundo extremo configurado para ser acoplado a hueso, donde el primer extremo y el segundo extremo pueden desplazarse uno con relación a otro a lo largo de un eje longitudinal, colocar el implante de longitud ajustable al menos parcialmente dentro del canal medular de un hueso de un sujeto, teniendo el hueso extremos primero y segundo y teniendo al menos partes primera y segunda que tienen un espacio entre ellas, incluyendo la primera parte del hueso el primer extremo del hueso e incluyendo la segunda parte del hueso el segundo extremo del hueso, crear una tercera parte del hueso separando al menos parte de la primera parte del hueso o la segunda parte del hueso, donde la tercera parte del hueso no incluye el primer extremo del hueso o el segundo extremo del hueso, acoplar un elemento de soporte que tiene extremos primero y segundo al hueso acoplando el primer extremo del elemento de soporte a una superficie externa de la primera parte del hueso y acoplando el segundo extremo del elemento de soporte a una superficie externa de la segunda parte del hueso, acoplar el primer extremo del implante de longitud ajustable a una de las partes primera y segunda del hueso, acoplar el segundo extremo del implante de longitud ajustable a la tercera parte del hueso, donde el implante de longitud ajustable incluye un elemento de accionamiento configurado para ser activado de forma no invasiva de tal manera que una distancia entre el primer extremo y el segundo extremo del implante de longitud ajustable se cambie de forma controlable de tal manera que la tercera parte del

hueso sea movida a lo largo del eje longitudinal en relación a las partes primera y segunda del hueso, mientras que la primera parte del hueso y la segunda parte del hueso no son movidas una con relación a otra.

La presente descripción proporciona además un sistema para transporte óseo incluyendo un implante de longitud ajustable configurado para colocación intramedular y que tiene un primer extremo configurado para ser acoplado a hueso y un segundo extremo configurado para ser acoplado a hueso, donde el primer extremo y el segundo extremo pueden desplazarse uno con relación a otro a lo largo de un eje longitudinal, y un elemento de accionamiento configurado para ser activado de forma no invasiva de tal manera que una distancia entre el primer extremo y el segundo extremo del implante de longitud ajustable pueda cambiarse de forma controlable a lo largo del eje longitudinal, y un elemento de soporte que tiene extremos primero y segundo, donde el elemento de soporte incluye una ranura que se extiende longitudinalmente dispuesta entre los extremos primero y segundo del elemento de soporte, teniendo la ranura un primer extremo y un segundo extremo, donde la ranura está configurada para pasar un anclaje alargado de tal manera que el anclaje alargado pueda deslizarse entre el primer extremo y el segundo extremo de la ranura.

La presente descripción proporciona además un método para transportar una parte de hueso dentro de un paciente que tiene un hueso incompleto incluyendo proporcionar un implante de longitud ajustable configurado para colocación intramedular y que tiene un primer extremo configurado para ser acoplado a hueso y un segundo extremo configurado para ser acoplado a hueso, donde el primer extremo y el segundo extremo pueden desplazarse uno con relación a otro a lo largo de un eje longitudinal, colocar el implante de longitud ajustable al menos parcialmente dentro del canal medular de un hueso de un sujeto, teniendo el hueso extremos primero y segundo y teniendo al menos partes primera y segunda que tienen un espacio entre ellas, incluyendo la primera parte del hueso el primer extremo del hueso e incluyendo la segunda parte del hueso el segundo extremo del hueso, crear una tercera parte del hueso separando al menos parte de la primera parte del hueso o la segunda parte del hueso, donde la tercera parte del hueso no incluye el primer extremo del hueso o el segundo extremo del hueso, acoplar un fijador externo al hueso, teniendo el fijador externo una base externa, un primer clavo y un segundo clavo, acoplar el primer clavo del fijador externo a la primera parte del hueso y acoplar el segundo clavo del fijador externo a la segunda parte del hueso, acoplar el segundo extremo del implante de longitud ajustable a la tercera parte del hueso, donde el implante de longitud ajustable incluye un elemento de accionamiento configurado para ser activado de forma no invasiva de tal manera que una distancia entre el primer extremo y el segundo extremo del implante de longitud ajustable se cambie de forma controlable de tal manera que la tercera parte del hueso sea movida a lo largo del eje longitudinal en relación a las partes primera y segunda del hueso, mientras que la primera parte del hueso y la segunda parte del hueso no se mueven una con relación a otra.

Breve descripción de los dibujos

Las figuras 1-2 ilustran varias vistas de un dispositivo intramedular configurado para transporte óseo.

La figura 3 ilustra una vista en sección del dispositivo intramedular de la figura 2 tomada a lo largo de la línea 3-3.

La figura 4A ilustra la vista detallada 4 de la figura 3.

La figura 4B ilustra una vista en sección de otra realización de un dispositivo intramedular.

La figura 4C ilustra un inserto de engranaje anular del dispositivo representado en la figura 4B.

La figura 4D ilustra un conjunto de acoplamiento del dispositivo representado en la figura 4B.

La figura 5 ilustra una vista despiezada del dispositivo intramedular representado en las figuras 1-4A.

La figura 6 ilustra la vista detallada 6 de la figura 5.

La figura 7 ilustra una vista en sección de otra realización de un dispositivo intramedular.

La figura 8 ilustra un elemento de mantenimiento del dispositivo intramedular de la figura 7.

Las figuras 9-12 ilustran esquemáticamente varios elementos de accionamiento de un dispositivo intramedular.

La figura 13 ilustra un hueso del que falta una parte.

La figura 14 ilustra un sistema para transporte óseo acoplado a un hueso.

La figura 15 ilustra el sistema de la figura 14 después del transporte de una parte de hueso.

La figura 16 ilustra un sistema para transporte óseo acoplado a un hueso de manera retrógrada.

La figura 17 ilustra el sistema de la figura 16 después del transporte de una parte de hueso.

La figura 18 ilustra un dispositivo de ajuste externo.

5 La figura 19 ilustra una vista despiezada de una pieza de mano magnética del dispositivo de ajuste externo de la figura 18.

La figura 20 ilustra otra realización de un sistema para transporte óseo.

10 La figura 21 ilustra el sistema de la figura 20 acoplado a un hueso.

La figura 22 ilustra el sistema de la figura 21 después del transporte de una parte de hueso.

La figura 23 ilustra un kit para un implante de longitud ajustable.

15 La figura 24 ilustra un implante de longitud ajustable construido a partir del kit de la figura 23.

Descripción detallada

20 En este documento se describen varios dispositivos ajustables para implante en el cuerpo que son capaces de cambiar o trabajar/actuar en una parte del sistema esquelético de un paciente. En algunas realizaciones, los implantes ajustables están configurados para transportar un segmento de hueso para sustituir partes perdidas del hueso. También se proporcionan sistemas para usar los implantes ajustables para transportar un segmento de hueso con el fin de sustituir partes perdidas del hueso. En algunas realizaciones, el método puede incorporar una o
25 varias placas. Los dispositivos ajustables pueden incluir dispositivos de distracción o retracción, por ejemplo, dispositivos de distracción o retracción configurados para aplicaciones ortopédicas, incluyendo, aunque sin limitación, escoliosis, alargamiento de miembro, transporte óseo, distracción de proceso espinoso, ajuste de lordosis lumbar, ajuste de osteotomía de cuña tibial, y espondilolistesis. Los dispositivos ajustables configurados para transporte óseo pueden incluir dispositivos intramedulares de alargamiento de miembro.

30 Las figuras 1 y 2 ilustran un dispositivo intramedular 300 (por ejemplo, un dispositivo de alargamiento intramedular) comprendiendo una varilla de distracción 302 y un alojamiento 304. El alojamiento 304 se extiende entre un primer extremo 310 y un segundo extremo 312, como se puede apreciar mejor en la vista en sección de la figura 3. El alojamiento 304 se puede formar como una estructura unitaria sin costuras o uniones. Alternativamente, el alojamiento 304 se puede formar en piezas que se unen por fusión en costuras o uniones. Como se representa en la
35 figura 3, la varilla de distracción 302 tiene un primer extremo 318 y un segundo extremo 320, y está configurada de manera que sea telescópicamente extensible y retráctil con relación al alojamiento 304 (por ejemplo, dentro del alojamiento 304). De forma análoga al alojamiento 304, la varilla de distracción 302 puede ser una estructura unitaria sin costuras o uniones que conecten varios subcomponentes. Alternativamente, la varilla de distracción 302 se
40 puede formar en piezas que se unen por fusión en costuras o uniones. Tanto la varilla de distracción 302 como el alojamiento 304 se pueden hacer de alguno de varios materiales biocompatibles, incluyendo titanio, por ejemplo, titanio-6AL-4V, aleaciones de cobalto cromo, y acero inoxidable. Dado que la varilla de distracción 302 y el alojamiento 304 son los elementos primarios de soporte de carga del dispositivo intramedular 300, y dado que ninguno tiene soldadura(s) cicunferencial(es) externa(s), el dispositivo intramedular 300 puede ser capaz de resistir
45 mayores retos de carga en comparación con los dispositivos intramedulares convencionales de alargamiento de miembro. El alojamiento 304 contiene al menos un agujero transversal (por ejemplo, dos agujeros transversales 301) para pasar tornillos óseos, con los que colocar el dispositivo intramedular 300 en el hueso. La varilla de distracción 302 contiene al menos un agujero transversal (por ejemplo, tres agujeros transversales 303), también para el paso de tornillos óseos. Como se entenderá fácilmente, el número y la orientación de los agujeros transversales 301, 303 se puede variar según sea necesario, útil o deseable para cualquier aplicación dada. En el segundo extremo 312 del alojamiento 304, un elemento de acoplamiento 323 proporciona una interfaz para enganchar soltamente con un instrumento de introducción, tal como una guía de perforación. La guía de perforación puede incluir una rosca macho y el elemento de acoplamiento 323 puede tener una rosca hembra complementaria o de acoplamiento. El dispositivo intramedular 300 comprende un imán 338 que está unido dentro de un alojamiento de imán 340 y configurado para
50 rotación entre un cojinete radial 344 y un cojinete de empuje 342 (representado más claramente en la figura 4A). Entre el cojinete de empuje 342 y el alojamiento de imán 340 hay al menos una etapa de engranaje planetario (por ejemplo, tres etapas de engranaje planetario 305, 307, 309, según se ve en la figura 4A). Cada etapa de engranaje planetario (por ejemplo, las etapas de engranaje planetario 305, 307, 309) comprende un engranaje solar (por ejemplo, el engranaje solar 311A, 311B, 311C) y una pluralidad de engranajes planetarios (por ejemplo, tres planetarios 313), que se mantienen rotativamente dentro de un bastidor 315 por pasadores 317. El engranaje solar 311 es una parte del alojamiento de imán 340, como en el caso del engranaje solar 311A de la etapa de engranaje planetario 305, o una parte del bastidor 315, como en el engranaje solar 311B de la etapa de engranaje 307 y el engranaje solar 311C de la etapa de engranaje 309. La rotación del engranaje solar 311 hace que los engranajes planetarios 313 giren y sigan a lo largo de dientes interiores 321 de un inserto de engranaje anular 319. Cada etapa de engranaje tiene una relación de reducción (por ejemplo, de 4:1), que da lugar a una reducción total (por ejemplo,

una reducción total de 64:1 – proporcionada por tres etapas de engranaje planetario teniendo cada una una relación de reducción de 4:1). Se deberá entender que se puede usar otras reducciones y números de etapas.

El bastidor 315 de la etapa de engranaje final (por ejemplo, la etapa de engranaje 309) pasa a través del cojinete de empuje 342 y está montado en un acoplador de husillo madre 366 de tal manera que la rotación del bastidor 315 de la etapa de engranaje final 309 produzca rotación de uno a uno del acoplador de husillo madre 366. El acoplador de husillo madre 366 y un husillo madre 358 contienen agujeros transversales a través de los que se coloca un pasador de bloqueo 368, acoplando así rotacionalmente el husillo madre 358 a la etapa de engranaje final (por ejemplo, la etapa de engranaje 309). Un retén de pasador de bloqueo 350 desliza sobre el acoplador de husillo madre 366 y se fija (por ejemplo, se suelda por puntos) a él para mantener/retener radialmente el pasador de bloqueo 368 en posición. La varilla de distracción 302 tiene un extremo de rosca interior 363, en el que se enroscan y unen roscas externas 365 de una tuerca 360, por ejemplo, con epoxi. La tuerca 360 tiene roscas internas 367 que están configuradas para enganchar a rosca con roscas externas 325 del husillo madre 358, permitiendo por ello la rotación del husillo madre 358 en una primera dirección para distraer o extender la varilla de distracción 302 en relación al alojamiento 304. La rotación del husillo madre 358 en una segunda dirección (opuesta) retrae o retira la varilla de distracción 302 en relación al alojamiento 304. La rotación del imán 338 y el alojamiento de imán 340 produce rotación del husillo madre. Dependiendo del engranaje incluido, la rotación del imán 338 y el alojamiento de imán 340 puede producir la rotación del husillo madre 358 a 1/64 de la velocidad rotacional, pero con un par incrementado de forma significativa (64 veces, menos las pérdidas por rozamiento), y por ello una fuerza amplificada de distracción o extensión. Juntas tóricas 362 están colocadas en ranuras anulares 388 en el exterior de la varilla de distracción 302 para crear entre el alojamiento 304 y la varilla de distracción 302 una junta estanca dinámica que protege el contenido interno de los fluidos corporales. Un tope de arandela hendida 364, situado entre la varilla de distracción 302 y el acoplador de husillo madre 366, protege contra el atasco que de otro modo podría producirse cuando la varilla de distracción 302 se aproxime al acoplador de husillo madre 366, por ejemplo, si el dispositivo intramedular 300 se retira completamente con un par alto (por ejemplo, un par alto aplicado por un campo magnético móvil externo).

Un elemento de mantenimiento 346, comprendiendo una placa curvada hecha de un material magnéticamente permeable (por ejemplo, acero inoxidable serie 400), está fijado/unido dentro de la pared interior del alojamiento 304 (por ejemplo, con epoxi, adhesivo, soldadura de resistencia, u otro(s) proceso(s) adecuado(s)). El elemento de mantenimiento 346 atrae un polo del imán 338, impidiendo así que el dispositivo de alargamiento de miembro 300 sea ajustado accidentalmente por movimientos del paciente. Sin embargo, un fuerte campo magnético móvil, tal como el aplicado por dispositivos de ajuste magnéticos conocidos en la técnica, es capaz de superar la atracción del imán 338 al elemento de mantenimiento 346, girar el imán 338, y por ello ajustar la longitud del dispositivo intramedular 300. El elemento de mantenimiento 346 puede tener un grosor de aproximadamente 0,015 pulgadas y puede extenderse un arco circunferencial de menos de aproximadamente 180° (por ejemplo, un arco ejemplar es de 99°). Naturalmente, se contemplan otras dimensiones del elemento de mantenimiento 346, a condición de que proporcionen suficiente(s) fuerza(s) de tracción al imán 338 para mantenerlo apropiadamente en posición cuando no esté siendo accionado.

La varilla de distracción 302 y el alojamiento 304 pueden fabricarse individualmente, por ejemplo, con procesos de maquinado que incorporan tornos manuales o automatizados. Dentro de esta operación de fabricación puede incluirse la formación de una cavidad que se extiende axialmente dentro del alojamiento 304. Puede incluirse post-procesamiento en esta operación, por ejemplo, limpieza con chorro granallado, pasivación y/o anodización. La varilla de distracción 302 y el alojamiento 304 están preparados entonces para acoplamiento. En esta operación, la tuerca 360 se une a la varilla de distracción 302 y las juntas tóricas 362 se colocan en las ranuras anulares 388 como se ha descrito. El elemento de mantenimiento 346 se une al alojamiento 304. Entonces, el imán 338 se coloca en la cavidad 390 del alojamiento 304. En esta operación, el imán 338 y el alojamiento de imán 340 se unen, y luego se montan con el cojinete radial 344 en el alojamiento 304 (véase la figura 3). Antes de montar el cojinete radial 344 en el alojamiento 304, se mide la profundidad longitudinal de la cavidad 390 del alojamiento 304, y, si es necesario, se pueden colocar una o varias cuñas antes del cojinete radial 344. Idealmente, la holgura axial en los componentes montados no es tan baja que produzca unión, pero no tan alta que haya riesgo de desmontaje. A continuación, el husillo madre 358 se prepara para acoplar con el imán 338 que está en la cavidad 390 del alojamiento 304. En esta operación, el inserto de engranaje anular 319 se desliza a la cavidad 390 del alojamiento 304 hasta que contacta el reborde 392. Entonces se ponen las etapas de engranaje planetario primera y segunda 305, 307 en el conjunto según se ve en la figura 4A. El retén de pasador de bloqueo 350 se precarga sobre el acoplador de husillo madre 366 antes de la soldadura del acoplador de husillo madre 366 a la etapa de engranaje planetario final 309, y luego se desliza en posición sobre el pasador de bloqueo 368 después de colocar el pasador de bloqueo 368. La etapa de engranaje planetario final 309 se inserta a través del cojinete de empuje 342 y se suelda al acoplador de husillo madre 366, permitiendo cierta holgura axial del cojinete de empuje 342. El tope de arandela hendida 364 se coloca entonces sobre el husillo madre 358. El husillo madre 358 se une entonces al acoplador de husillo madre 366 con el pasador de bloqueo 368, y entonces el retén de pasador de bloqueo 350 se desliza sobre una parte de los extremos del pasador de bloqueo 368 y se suelda por puntos al acoplador de husillo madre 366. Los retenes de cojinete de empuje 354, 356 son dos piezas de adaptación que forman una concha cilíndrica alrededor del cojinete de empuje 342 y el acoplador de husillo madre 366. El diámetro interno del alojamiento 304 se estaña con soldadura, como las superficies de medio diámetro exterior de cada uno de los retenes de cojinete de empuje 354, 356. A continuación,

los retenes de cojinete de empuje 354, 356 se fijan sobre un conjunto comprendiendo el cojinete de empuje 342, el acoplador de husillo madre 366, la etapa de engranaje planetario 309 y el husillo madre 358, y los retenes de cojinete de empuje 354, 356 son empujados juntos a posición dentro del alojamiento 304, por ejemplo, con la ayuda de una herramienta empujada contra los chaflanes 352 de los retenes de cojinete de empuje 354, 356. El engranaje solar 311C de la etapa de engranaje planetario final 309 engancha con los engranajes planetarios 317 de la etapa de engranaje planetario final 309 y luego los bordes achaflanados 394 de los retenes de cojinete de empuje 354, 356 son empujados contra un chaflán 348 del inserto de engranaje anular 319 y se mantiene una fuerza de compresión. A continuación, el cojinete de empuje 342 y el imán 338 son retenidos axialmente. En esta operación, los retenes de cojinete de empuje 354, 356 se sueldan al alojamiento 304 en las partes estañadas, manteniendo así la fuerza de compresión. Esto puede realizarse usando calentamiento por inducción. El rozamiento del reborde 392 y el borde achaflanado 394 contra extremos opuestos del inserto de engranaje anular 319, así como el acañamiento entre el borde achaflanado 394 y el chaflán 348, crean una resistencia a la rotación, sujetando así el inserto de engranaje anular 319 rotacionalmente estático con relación al alojamiento 304. Alternativamente, el inserto de engranaje anular 319 puede tener un elemento enchavetado que encaja en un elemento enchavetado correspondiente en el alojamiento 304, con el fin de parar la rotación del inserto de engranaje anular 319 con relación al alojamiento 304 (esto puede ser útil si/cuando el rozamiento en los extremos del inserto de engranaje anular 319 no es suficiente para mantener estático el inserto de engranaje anular 319).

La varilla de distracción 302 puede engancharse entonces con el husillo madre 358. En esta operación, se utiliza una herramienta de montaje, tal como un imán rotativo a alta velocidad, para hacer que el imán 338 y, en consecuencia, el husillo madre 358 giren y la varilla de distracción 302 se inserta en el alojamiento 304 mientras el husillo madre 358 engancha y se desplaza con respecto a la tuerca 360 de la varilla de distracción 302. Después de insertar la varilla de distracción 302 en el alojamiento 304 como se ha descrito y de retirarse al menos algo, la varilla de distracción 302 todavía puede girar libremente con respecto al alojamiento 304. Para la estabilidad de las piezas óseas distraídas, puede ser deseable inhibir la rotación entre la varilla de distracción 302 y el alojamiento 304. Una estructura posible de hacerlo se describe en relación a las figuras 5 y 6. La varilla de distracción 302 puede bloquearse rotacionalmente con respecto al alojamiento 304 colocando un aro antirrotación 370 sobre la varilla de distracción 302 enganchando los salientes 374, uno en cada lado, en las ranuras 372 que se extienden a lo largo de la varilla de distracción 302 y deslizando a continuación el aro antirrotación 370 hasta un borde ahusado interior 376 del alojamiento 304. El aro antirrotación 370 y la varilla de distracción 302 pueden girarse entonces hasta que las aletas de guía 382 puedan insertarse (por ejemplo, deslizar) a cortes de guía 380 en el extremo del alojamiento 304. El aro antirrotación 370 puede saltar axialmente al alojamiento 304 de modo que el borde plano 384 del aro antirrotación 370 sea atrapado por la muesca 378. La muesca 378 tiene un diámetro mínimo que es menor que el diámetro exterior del borde plano 384 del aro antirrotación 370, y se abre temporalmente a la fuerza durante el proceso de salto. En estado montado, el aro antirrotación 370, el alojamiento 304 y la varilla de distracción 302 se mantienen sustancialmente estáticos rotacionalmente uno con relación a otro. Además, cuando el dispositivo intramedular 300 llega a su longitud de distracción máxima, los extremos 386 de las ranuras 372 contactan los salientes 374, impidiendo por ello que la varilla de distracción 302 se salga del alojamiento 304.

Una realización alternativa del dispositivo intramedular 300 de las figuras 1-4A se representa en una vista en sección en la figura 4B. Gran parte de esta realización puede ser similar o idéntica a las realizaciones representadas en las figuras 1-4A. Sin embargo, esta realización varía al menos en que no hay que tener retenes de cojinete de empuje 354, 356. En su lugar, puede incorporarse una férula de cojinete de empuje 335 que tiene un extremo externo ahusado 347. Un retén de cojinete de empuje 337, un retén de pasador de bloqueo 341 y la férula de cojinete de empuje 335 están colocados sobre el cojinete de empuje 342 y un acoplador de husillo madre 339 y la etapa de engranaje planetario final 309 se insertan a través del cojinete de empuje 342 y sueldan al acoplador de husillo madre 339. Como se representa en la figura 4D, el retén de pasador de bloqueo 341 tiene un relieve 361 para permitir el paso del pasador de bloqueo 368. Después de colocar el pasador de bloqueo 368, el retén de pasador de bloqueo 341 se puede girar de modo que el relieve 361 ya no esté directamente sobre el pasador de bloqueo 368 y el retén de pasador de bloqueo 341 se suelda por puntos o se fija por otros métodos al acoplador de husillo madre 339, reteniendo así el pasador de bloqueo 368. Estos componentes montados se insertan después en la cavidad 390 del alojamiento 304, donde la etapa de engranaje planetario final 309 se acopla a las otras etapas de engranaje planetario 305, 307 y el imán 338. En esta realización, un inserto de engranaje anular 333 (figura 4C) tiene una indentación 351 (por ejemplo, una ranura) en cada lado. Una lengüeta 349 en cada lado de la férula de cojinete de empuje 335 se inserta en cada indentación 351 e inhibe la rotación del inserto de engranaje anular 333 en relación al alojamiento 304 una vez que la férula de cojinete de empuje 335 engancha en el alojamiento 304. También en esta realización, el alojamiento 304 contiene roscas internas 343. El enganche de la férula de cojinete de empuje 335 se logra apretando la rosca externa 345 del retén de cojinete de empuje 337 en la rosca interna 343 del alojamiento 304. Puede engancharse una herramienta (no representada) en los cortes 357 en uno o ambos lados del retén de cojinete de empuje 337 y se usa para atornillar el retén de cojinete de empuje 337 a la rosca interna 343 del alojamiento 304. Como se representa en la figura 4B, esto acuña un ahusamiento interno 353 del retén de cojinete de empuje 337 contra el extremo externo ahusado 347 de la férula de cojinete de empuje 335, permitiendo que la férula de cojinete de empuje 335 aplique una carga controlada en el inserto de engranaje anular 333, bloqueando el inserto de engranaje anular 333 axial y rotacionalmente con respecto al alojamiento 304. El retén de cojinete de empuje 337 contiene una hendidura axial en el lado opuesto (no representado). La hendidura en el retén de cojinete de empuje 337 permite reducir ligeramente el diámetro exterior del retén de cojinete de empuje 337 (por compresión)

mientras se inserta en el alojamiento 304, antes de ser enroscado, de modo que la parte interna del alojamiento 304 no se raye durante la introducción. Se puede ver un reborde 355 en el acoplador de husillo madre 339 en la figura 4D. Como se ha indicado antes, el tope de arandela hendida 364 apoya contra este reborde 355 impidiendo el atasco cuando la varilla de distracción 302 se retira completamente.

Una realización alternativa del dispositivo intramedular 300 de las figuras 1-4A se representa en una vista en sección en la figura 7. Un elemento de mantenimiento 397 sustituye al elemento de mantenimiento de placa curvada 346. El elemento de mantenimiento 397 está espaciado axialmente en relación al imán 338 dentro del alojamiento 304 del dispositivo de alargamiento de miembro 300, pero, a causa de su proximidad al imán 338, el elemento de mantenimiento 397 todavía es capaz de atraer un polo del imán 338, impidiendo así que el dispositivo de alargamiento de miembro 300 sea ajustado accidentalmente por movimientos del paciente. El elemento de mantenimiento 397 comprende un cuerpo 395 y una parte de fijación 391. La parte de fijación 391 se ilustra comprendiendo cuatro lengüetas 393, teniendo cada una un radio exterior que es más grande que el radio de la cavidad 379 en el alojamiento 304. La interferencia entre las lengüetas 393 y la cavidad 379 es suficiente para mantener el elemento de mantenimiento 379 en posición, de modo que no puede girar o moverse axialmente en relación al alojamiento 304. Alternativamente, la parte de fijación 391 puede estar unida con adhesivo, soldada o fijada por otros medios a la cavidad 379. El elemento de mantenimiento 397 incluye un reborde 381 que está configurado para asentar el cojinete radial 344. De forma similar a las realizaciones de las figuras 1-4D, un saliente 377 del alojamiento de imán 340 es empujado al agujero interior del cojinete radial 344. En la realización de las figuras 7 y 8, un agujero pasante 399 en el elemento de mantenimiento 397 está configurado para permitir la extensión sin contacto del saliente 377 del alojamiento de imán 340, permitiendo así que el alojamiento de imán 340, y por ello el imán 338, giren libremente. Unas orejetas 387, 389 están separadas por intervalos 383, 385, y comprenden un material magnéticamente permeable (por ejemplo, acero inoxidable serie 400, hierro, mumetal, u otro material similar que pueda atraer un polo del imán 338). Un borde 375 de cada orejeta 387, 389 puede ser plano, con el fin de poder situar una cantidad máxima de material cerca del imán 338.

La figura 18 ilustra un dispositivo de ajuste externo 1180 que se usa para ajustar de forma no invasiva los dispositivos y sistemas aquí descritos. El dispositivo de ajuste externo 1180 comprende una pieza de mano magnética 1178, una caja de control 1176 y un suministro de potencia 1174. La caja de control 1176 incluye un panel de control 1182 que tiene uno o varios controles (botones, conmutadores o sensores táctiles, de movimiento, audio o luz) y una pantalla 1184. La pantalla 1184 puede ser visual, auditiva, táctil, análogos o alguna combinación de dichas características. El dispositivo de ajuste externo 1180 puede contener software que permite la programación por parte del médico.

La figura 19 representa el detalle de la pieza de mano magnética 1178 del dispositivo de ajuste externo 1180. Hay múltiples, por ejemplo, dos (2), imanes 1186 que tienen una forma cilíndrica (también son posibles otras formas). En algunas realizaciones, la pieza de mano magnética 1178 comprende solamente un imán 1186. En algunas realizaciones, la pieza de mano magnética 1178 usa uno o varios electroimanes. Los imanes 1186 se pueden hacer de imanes de tierras raras (tal como neodimio-hierro-boro), y, en algunas realizaciones, pueden tener polarización radial. Los imanes 1186 están unidos o fijados de otro modo dentro de copas magnéticas 1187. Cada una de las copas magnéticas 1187 incluye un eje 1198, de los que uno está unido a un primer engranaje de imán 1212 y el otro está unido a un segundo engranaje de imán 1214. La orientación de los polos de cada uno de los dos imanes 1186 se mantiene uno con relación a otro por medio del sistema de engranajes (utilizando el engranaje central 1210, que engrana con el primer engranaje de imán 1212 y el segundo engranaje de imán 1214). En una realización, el polo norte de uno de los imanes 1186 gira sincrónicamente con el polo sur del otro imán 1186, en posiciones de reloj coincidentes durante una rotación completa. Se ha conocido que la configuración proporciona una mejor distribución de par, por ejemplo, al imán 338. Ejemplos de dispositivos de ajuste externos que pueden ser usados para regular el dispositivo intramedular 300, u otras realizaciones de la presente invención, se describen en la Patente de Estados Unidos número 8.382.756, y la Patente de Estados Unidos número 9.248.043.

Los componentes de la pieza de mano magnética 1178 se mantienen unidos entre una placa magnética 1190 y una placa delantera 1192. La mayor parte de los componentes está protegida por una cubierta 1216. Los imanes 1186 giran dentro de una cubierta de imán estática 1188, de modo que la pieza de mano magnética 1178 puede descansar directamente sobre el paciente, pero sin impartir movimiento a las superficies externas del paciente. Antes de distraer el dispositivo de alargamiento intramedular 1110, el operador pone la pieza de mano magnética 1178 sobre el paciente cerca de la posición del imán 338. Un separador de imán 1194 que está interpuesto entre los dos imanes 1186 contiene una ventana de visión 1196, para ayudar a la colocación. Por ejemplo, una marca hecha en la piel del paciente en la posición apropiada con un marcador indeleble se puede ver a través de la ventana de visión 1196. Para realizar una distracción, el operador sujeta la pieza de mano magnética 1178 por sus asas 1200 y presiona un interruptor de distracción 1228, haciendo que el motor 1202 se mueva en una primera dirección. El motor 1202 tiene una caja de engranajes 1206 que hace que la velocidad rotacional de un engranaje de salida 1204 sea diferente de la velocidad rotacional del motor 1202 (por ejemplo, una velocidad más lenta). El engranaje de salida 1204 gira entonces un engranaje reductor 1208 que engrana con el engranaje central 1210, haciéndolo girar a una velocidad rotacional diferente del engranaje reductor 1208. El engranaje central 1210 engrana tanto con el primer engranaje de imán 1212 como con el segundo engranaje de imán 1214 girándolos a la misma velocidad. Dependiendo de la parte del cuerpo donde los imanes 1186 del dispositivo de ajuste externo 1180 están situados, es

deseable que dicha velocidad sea controlada, para minimizar la densidad de corriente inducida resultante impartida por el imán 1186 y el imán 338 a través de los tejidos y fluidos del cuerpo. Por ejemplo, se contempla una velocidad rotacional del imán de 60 rpm o menos, aunque pueden usarse otras velocidades tales como 35 rpm o menos. En cualquier tiempo, la distracción puede disminuirse pulsando el interruptor de retracción 1230, lo que puede ser deseable si el paciente siente un dolor significativo, o entumecimiento en la zona que sujeta el dispositivo.

En todas las realizaciones presentadas, se usa un imán 338 como un elemento de accionamiento para crear movimiento a distancia en un dispositivo intramedular 300. Las figuras 9-12 muestran esquemáticamente cuatro realizaciones alternativas, donde se usan otros tipos de transferencia de energía en lugar de imanes permanentes.

La figura 9 ilustra un dispositivo intramedular 1300 comprendiendo un implante 1306 que tiene una primera parte de implante 1302 y una segunda parte de implante 1304, pudiendo desplazarse la segunda parte de implante 1304 de forma no invasiva con respecto a la primera parte de implante 1302. La primera parte de implante 1302 está fijada a una primera parte ósea 197 y la segunda parte de implante 1304 está fijada a una segunda parte ósea 199 dentro de un paciente 191. Un motor 1308 puede funcionar para hacer que la primera parte de implante 1302 y la segunda parte de implante 1304 se desplacen una con relación a otra. Un dispositivo de ajuste externo 1310 tiene un panel de control 1312 para entrada por un operador, una pantalla 1314 y un transmisor 1316. El transmisor 1316 envía una señal de control 1318 a través de la piel 195 del paciente 191 a un receptor implantado 1320. El receptor implantado 1320 comunica con el motor 1308 mediante un conductor 1322. El motor 1308 puede ser accionado por una batería implantable, o puede ser accionado o cargado por acoplamiento inductivo.

La figura 10 ilustra un dispositivo intramedular 1400 comprendiendo un implante 1406 que tiene una primera parte de implante 1402 y una segunda parte de implante 1404, pudiendo desplazarse la segunda parte de implante 1404 de forma no invasiva con respecto a la primera parte de implante 1402. La primera parte de implante 1402 está fijada a una primera parte ósea 197 y la segunda parte de implante 1404 está fijada a una segunda parte ósea 199 dentro de un paciente 191. Un motor ultrasónico 1408 puede funcionar para hacer que la primera parte de implante 1402 y la segunda parte de implante 1404 se desplacen una con relación a otra (por ejemplo, un accionador piezoeléctrico). Un dispositivo de ajuste externo 1410 tiene un panel de control 1412 para entrada por un operador, una pantalla 1414 y un transductor ultrasónico 1416 que está acoplado a la piel 195 del paciente 191. El transductor ultrasónico 1416 produce ondas ultrasónicas 1418 que pasan a través de la piel 195 del paciente 191 y operan el motor ultrasónico 1408.

La figura 11 ilustra un dispositivo intramedular 1700 comprendiendo un implante 1706 que tiene una primera parte de implante 1702 y una segunda parte de implante 1704, pudiendo desplazarse de forma no invasiva la segunda parte de implante 1704 con respecto a la primera parte de implante 1702. La primera parte de implante 1702 está fijada a una primera parte ósea 197 y la segunda parte de implante 1704 está fijada a una segunda parte ósea 199 dentro de un paciente 191. Un accionador de memoria de forma 1708 puede funcionar para hacer que la primera parte de implante 1702 y la segunda parte de implante 1704 se desplacen una con relación a otra. Un dispositivo de ajuste externo 1710 tiene un panel de control 1712 para entrada por un operador, una pantalla 1714 y un transmisor 1716. El transmisor 1716 envía una señal de control 1718 a través de la piel 195 del paciente 191 a un receptor implantado 1720. El receptor implantado 1720 comunica con el accionador de memoria de forma 1708 mediante un conductor 1722. El accionador de memoria de forma 1708 puede ser accionado por una batería implantable, o puede ser accionado o cargado por acoplamiento inductivo.

La figura 12 ilustra un dispositivo intramedular 1800 comprendiendo un implante 1806 que tiene una primera parte de implante 1802 y una segunda parte de implante 1804, pudiendo desplazarse de forma no invasiva la segunda parte de implante 1804 con respecto a la primera parte de implante 1802. La primera parte de implante 1802 está fijada a una primera parte ósea 197 y la segunda parte de implante 1804 está fijada a una segunda parte ósea 199 dentro de un paciente 191. Una bomba hidráulica 1808 puede funcionar para hacer que la primera parte de implante 1802 y la segunda parte de implante 1804 se desplacen una con relación a otra. Un dispositivo de ajuste externo 1810 tiene un panel de control 1812 para entrada por un operador, una pantalla 1814 y un transmisor 1816. El transmisor 1816 envía una señal de control 1818 a través de la piel 195 del paciente 191 a un receptor implantado 1820. El receptor implantado 1820 comunica con la bomba hidráulica 1808 mediante un conductor 1822. La bomba hidráulica 1808 puede ser accionada por una batería implantable, o puede ser accionada o cargada por acoplamiento inductivo. La bomba hidráulica 1808 puede ser sustituida alternativamente por una bomba neumática.

La figura 13 ilustra un hueso 100 que está incompleto y le falta una parte. El hueso 100 incluye una parte proximal 102 y una parte distal 104. El hueso 100 tiene un extremo proximal 106 y un extremo distal 108, y un canal medular 110 que se extiende entre los dos. El hueso 100 puede representar un número de diferentes huesos largos, por ejemplo, un fémur, una tibia, una fibula, un húmero, u otros, o incluso otros huesos (por ejemplo, una mandíbula). Una zona abierta 112 entre la parte proximal 102 y la parte distal 104 representa el hueso que falta. La existencia de una zona abierta 112 puede deberse a varias razones. Por ejemplo, dicha parte del hueso 100 puede haberse perdido durante un accidente traumático o durante uno o varios procedimientos quirúrgicos después de un accidente traumático. O puede haberse quitado junto con la resección de una parte de hueso canceroso, por ejemplo, un tumor producido por uno o varios tipos de sarcoma.

En la figura 14 se representa un sistema para transporte óseo 400 unido al hueso 100. El sistema para transporte óseo comprende un implante de longitud ajustable 401 y un elemento de soporte 403. El implante de longitud ajustable 401 puede comprender, en algunas realizaciones, un dispositivo intramedular de alargamiento de miembro, tal como el dispositivo intramedular 300 de las figuras 1-8 o cualesquiera realizaciones representadas en las figuras 9-12. El implante ajustable 401 comprende una varilla 402 que puede desplazarse telescópicamente desde un alojamiento 404. La varilla 402 puede ser distraída del alojamiento 404, o retirada a él, por un elemento de accionamiento 405. En el uso, el implante de longitud ajustable 401 puede ser implantado dentro del canal medular 110 del hueso 100 después de que el canal medular 110 haya sido perforado o abocardado para quitar material o para aumentar su diámetro interior. Antes o después de implantar el implante de longitud ajustable 401, se puede hacer una osteotomía 406, cortando, serrando, etc, para crear una parte de transporte 114 del hueso 100. En la figura 14, la parte de transporte 114 se crea a partir de la parte distal 104 del hueso 100. En otros casos, la parte de transporte 114 se puede hacer a partir de la parte proximal 102 del hueso 100. En la figura 14, el implante de longitud ajustable 401 se inserta desde el extremo proximal 106 del hueso 100 (es decir, de manera antégrada). Pero, en otros casos, el implante de longitud ajustable 401 puede insertarse desde el extremo distal 108 (es decir, de manera retrógrada). Con la parte de transporte 114 separada de la parte distal 104 del hueso 100 por la osteotomía 406, la parte de transporte 114 y la parte proximal 102 pueden acoplarse al implante de longitud ajustable 401 con el fin de mover la parte de transporte 114 con respecto a la parte proximal 102 y la parte distal 104. Para unir las piezas del hueso 100, la parte proximal 102 del hueso 100 puede perforarse en un eje a través de uno o varios agujeros 410 en el alojamiento 404 y pueden colocarse uno o varios tornillos óseos 408 a través del uno o varios agujeros 410 y fijarse a la parte proximal 102 del hueso 100. La parte de transporte 114 del hueso 100 puede perforarse en un eje a través de uno o varios agujeros 412 en la varilla 402 y pueden colocarse uno o varios tornillos óseos 414 a través del uno o varios agujeros 412 y fijarse a la parte de transporte 114 del hueso 100. La parte de transporte 114 puede ser movida entonces de forma no invasiva a lo largo de un eje longitudinal Z del implante de longitud ajustable 401. El implante de longitud ajustable 401 ilustrado en la figura 14 puede suministrarse al usuario en un estado completamente o en su mayor parte extendido (con la varilla 402 completa o sustancialmente distraída del alojamiento 404), de modo que el proceso de transporte aleja la parte de transporte 114 de la parte distal 104 y la aproxima hacia la parte proximal 102. En este modo de tracción, la parte de transporte 114 es empujada, no se tira de ella. Tirar de la parte de transporte 114 tiende a proporcionar mayor estabilidad dimensional y menos deriva cuando la parte de transporte 114 está siendo movida. Una vez que comienza a formarse aceptablemente un callo en la osteotomía 406, el proceso de transporte puede iniciarse. Por ejemplo, la parte de transporte 114 puede ser movida entre aproximadamente 0,5 mm por día y aproximadamente 1,50 mm por día, o entre aproximadamente 0,75 mm por día y aproximadamente 1,25 mm por día, o alrededor de 1,00 mm por día. Cada cantidad de distracción diaria puede lograrse en un ajuste no invasivo por día, o puede descomponerse en dos, tres o más ajustes separados (por ejemplo, tres ajustes de aproximadamente 0,33 mm cada uno). Debido a la osteogénesis que puede tener lugar durante el transporte controlado de la parte de transporte 114, se crea una nueva parte ósea 416. Cuando el transporte óseo prosigue hasta el punto de que un extremo proximal 418 de la parte de transporte 114 llega a un extremo distal 420 de la parte proximal 102, puede aplicarse una fuerza de compresión a la parte de transporte 114 y la parte proximal 102. Tales fuerzas de compresión pueden ayudar a fundir o adherir la parte de transporte 114 a la parte proximal, y es asistida por el hecho de que se aplica tirando de la parte de transporte 114.

Como se ha mencionado anteriormente, el sistema para transporte óseo 400 también puede incluir un elemento de soporte 403, que puede comprender una placa ósea configurada para fijación a una posición en una superficie externa 422 del hueso 100. La placa ósea puede comprender una placa ósea cortical. El elemento de soporte 403 puede incluir uno o varios agujeros 424 en su extremo distal 426 para colocación de uno o varios tornillos óseos 428. El elemento de soporte 403 también puede incluir uno o varios agujeros 430 en su extremo proximal 432 para colocación de uno o varios tornillos óseos 434, 436. Los tornillos óseos 434, 428 pueden ser tornillos óseos bicorticales y el tornillo de hueso 436 puede ser un tornillo óseo unicortical. Pueden usarse ventajosamente tornillos óseos bicorticales en posiciones en el hueso 100 que están proximales o distales al implante de longitud ajustable 401, mientras que pueden usarse ventajosamente tornillos óseos unicorticales en posiciones en el hueso 100 que están adyacentes al implante de longitud ajustable 401. Los tornillos óseos 428, 434, 436 que se usan para fijar el elemento de soporte 403 al hueso 100 pueden tener ejes roscados y cabezas roscadas ahusadas que están configuradas de tal manera que los ejes roscados enganchen con material óseo y las cabezas roscadas ahusadas enganchen con agujeros roscados ahusados (por ejemplo, el uno o los varios agujeros 424, 430) en el elemento de soporte 403. El elemento de soporte 403 mantiene la parte proximal 102 y la parte distal 104 del hueso 100 estáticas y estables uno con respecto a otro, optimizando por ello la precisión de movimiento de la parte de transporte 114 cuando es movida en relación a la parte proximal 102 y la parte distal 104. Se puede usar uno o varios cerclajes 429, 431 para fijar más el sistema en posición, por ejemplo, para fijar más el elemento de soporte 403 al hueso 100. Aunque los cerclajes 429, 431 se han omitido en la figura 15, se deberá entender que pueden ser usados con cualquier realización del aparato descrito en este documento. En algunas realizaciones, el elemento de soporte 403 puede incluir considerablemente más agujeros para colocación de tornillos óseos. Por ejemplo, una parte del elemento de soporte 403 configurada para colocación en el extremo proximal de un fémur puede tener tres, cuatro o más agujeros para colocación de tornillos óseos que estén configurados para fijación a hueso y extensión al cuello femoral, el trocánter más grande, u otras partes del fémur, incluyendo uno o varios fragmentos de hueso.

Las figuras 16 y 17 ilustran el sistema para transporte óseo 400 fijado al hueso 100. El implante de longitud ajustable 401, sin embargo, ha sido insertado en el canal medular 110 desde el extremo distal 108 del hueso (es decir, de manera retrógrada). La osteotomía 406 se realiza así en la parte proximal 102 del hueso 100, y la parte de transporte 114 está separada de la parte proximal 102 del hueso. La parte de transporte 114 es alejada de la parte proximal 102 del hueso 100 y aproximada hacia la parte distal 104 del hueso 100, para crear la parte ósea nueva 416.

Puede crearse una configuración anatómica alternativa durante la cirugía, colocando el implante de longitud ajustable 401 en una orientación similar a la de la figura 14 (por ejemplo, extendiéndose distalmente u orientándose hacia abajo la varilla 402 y extendiéndose proximalmente u orientándose hacia arriba el alojamiento 404), pero insertándolo de forma retrógrada (es decir, desde el extremo distal 108 del hueso 100) como se representa en la figura 16. Puede crearse otra configuración anatómica alternativa en la cirugía, colocando el implante de longitud ajustable 401 en una orientación similar a la de la figura 16 (por ejemplo, extendiéndose proximalmente u orientada hacia arriba la varilla 402 y extendiéndose distalmente u orientado hacia abajo el alojamiento 404), pero insertándolo de forma antégrada (es decir, desde el extremo proximal 106 del hueso 100) como se representa en la figura 14.

La figura 20 ilustra un sistema para transporte óseo 500. El sistema para transporte óseo comprende un implante de longitud ajustable 501 y un elemento de soporte 503 (por ejemplo, una placa). El implante de longitud ajustable 501 puede comprender, en algunas realizaciones, un dispositivo intramedular de alargamiento de miembro, tal como el dispositivo intramedular 300 de las figuras 1-8 o cualquiera de las realizaciones alternativas de las figuras 9-12. El implante ajustable 501 puede comprender una varilla 502, que puede desplazarse telescópicamente desde un alojamiento 504. La varilla 502 puede ser distraída del alojamiento 504, o retirada a él, por un elemento de accionamiento 505 (representado en las figuras 21-22). En el uso, el implante de longitud ajustable 501 se implanta dentro del canal medular 110 del hueso 100, después de que el canal medular 110 ha sido perforado o abocardado, para quitar material o para aumentar su diámetro interior. Antes o después de ello, se realiza una osteotomía 406, cortando, serrando, etc, para crear una parte de transporte 114 del hueso 100. En la figura 21, la parte de transporte 114 se crea a partir de la parte distal 104 del hueso 100. En otros casos, la parte de transporte 114 se puede hacer a partir de la parte proximal 102 del hueso 100. La figura 21 ilustra el implante de longitud ajustable 501 después de haber sido insertado de manera antégrada. Pero en otros casos el implante de longitud ajustable 501 puede insertarse de manera retrógrada. Después de la separación de la parte de transporte 114 de la parte distal 104 del hueso 100 (por ejemplo, por la osteotomía 406), la parte de transporte 114 y la parte proximal 102 pueden acoplarse al implante de longitud ajustable 501 con el fin de mover la parte de transporte 114 con respecto a la parte proximal 102 y la parte distal 104. La parte proximal 102 del hueso 100 puede perforarse en un eje a través de uno o varios agujeros 510 en el alojamiento 504 y uno o varios tornillos óseos 508 pueden colocarse a través del uno o varios agujeros 510 y fijarse a la parte proximal 102 del hueso 100. La parte de transporte 114 del hueso 100 puede perforarse en un eje a través de uno o varios agujeros 512 en la varilla 502 y uno o varios tornillos óseos 514 pueden colocarse a través del uno o varios agujeros 512 y fijarse a la parte de transporte 114 del hueso 100. La parte de transporte 114 puede ser movida entonces de forma no invasiva a lo largo de un eje longitudinal Z del implante de longitud ajustable 501. El implante de longitud ajustable 501 ilustrado en la figura 21 puede ser suministrado al usuario en un estado completamente o en su mayor parte extendido (con la varilla 502 completa o sustancialmente distraída del alojamiento 504), de modo que el proceso de transporte aleje la parte de transporte 114 de la parte distal 104 y la aproxime a la parte proximal 102. En este modo de tracción, la parte de transporte 114 es empujada, no se tira de ella. Tirar de la parte de transporte 114 tiende a proporcionar mayor estabilidad dimensional y menos deriva cuando la parte de transporte 114 esté siendo movida. El elemento de soporte 503 es similar al elemento de soporte 403 de las figuras 14-17, a excepción de que el elemento de soporte 503 comprende una ranura longitudinal 587 que se extiende entre un extremo de ranura proximal 589 y un extremo de ranura distal 597. La ranura 587 está situada entre el extremo proximal 532 y el extremo distal 526 del elemento de soporte 503. Como en las realizaciones representadas en las figuras 14-17, el elemento de soporte 502 puede fijarse al hueso 100 con uno o varios tornillos óseos bicorticales 528, 534 (que pueden colocarse a través de agujeros 524, 530) y uno o varios tornillos óseos unicorticales 536 (que se colocan a través de agujeros 524, 530). Como se representa en la figura 20, algunos agujeros 524a, 524c pueden estar desviados a un lado de la línea central 599 del elemento de soporte 503, mientras que otros agujeros 524b, pueden estar desviados a otro lado de la línea central 599 del elemento de soporte 503. Desviar los agujeros de esta forma puede ayudar a la colocación de tornillos óseos bicorticales, en los casos donde el implante de longitud ajustable 501 se extiende al nivel de los agujeros 524a-c. La posición desviada de los agujeros 524a-c, por ejemplo, puede permitir que los tornillos óseos bicorticales se extiendan pasando por la varilla 502 a ambos lados de la varilla 502. La parte de transporte 114 del hueso 100 puede fijarse a la varilla 502 por los tornillos óseos 514 taladrando el hueso 100 en la parte de transporte a lo largo de los ejes de los agujeros 512 de tal manera que, cuando los tornillos óseos 514 estén fijados, se extiendan desde una posición externa 593 de la ranura 587 del elemento de soporte 503, a través de la ranura 587, al hueso 100 de la parte de transporte 114. Los tornillos óseos 514 están alineados de tal manera que, cuando la varilla 502 sea trasladada de forma no invasiva con respecto al alojamiento 504, el eje 597 de los tornillos óseos 514 deslice dentro de la ranura 587. Como se apreciará fácilmente, el diámetro del eje 597 del tornillo de hueso 514 es menor que la anchura de la ranura 587. En algunas realizaciones, el diámetro de la cabeza 595 del tornillo de hueso 514 es mayor que la anchura de la ranura 587, estabilizando más por ello la parte de transporte 114 y limitando su capacidad de desplazamiento a lo largo de un eje x. Pasando a la figura 22, la parte de transporte 114 propiamente dicha está limitada por el elemento de soporte 503 de modo que la parte de transporte 114 no se traslade (derive)

sustancialmente en la dirección x positiva. La parte de transporte 114 también puede estar limitada por la cabeza 595 del tornillo de hueso 514 de modo que la parte de transporte 114 no se traslade sustancialmente en la dirección x negativa, durante el ajuste longitudinal de la parte de transporte o cuando esté en reposo.

5 En transporte óseo o alargamiento de miembro, las longitudes de transporte o distracción pueden variar en gran medida de un procedimiento a otro y/o de un paciente a otro. En procedimientos de transporte óseo, la longitud de transporte puede ser una función de la longitud de hueso que falte y la longitud de la parte de transporte 114 creada durante la cirugía. Un kit de implante de longitud ajustable 600 (representado en la figura 23) puede estar configurado para que el usuario pueda crear un implante de longitud ajustable, por ejemplo, el implante de longitud
10 ajustable 601 de la figura 24, adaptado a la longitud de transporte concreta o la longitud de distracción del paciente a tratar. El kit de implante de longitud ajustable 600 puede incluir un accionador base 605 comprendiendo un alojamiento 604, una varilla base 602, y una o varias extensiones de varilla (por ejemplo, las extensiones de varilla 606, 608, 610). La varilla base 602 puede ser telescópicamente móvil dentro del alojamiento 604 (como se describe en otro lugar en este documento) y tiene una parte roscada interior 612. Cada una de las extensiones de varilla 606,
15 608, 610 tiene una parte de rosca externa 614 que está configurada para enroscarse en la parte de rosca interna 612 de la varilla base 602. Un usuario (por ejemplo, cirujano o médico) puede elegir la extensión de varilla apropiada 606, 608, 610 para el paciente concreto. Por ejemplo, la extensión de varilla 606 puede elegirse si se precisa una longitud de transporte o distracción relativamente larga, mientras que la extensión de varilla 610 puede elegirse si se precisa una longitud de transporte o distracción relativamente corta. Se entenderá que las extensiones de varilla
20 606, 608, 610 pueden tener propiedades variables, incluyendo, aunque sin limitación: los números de agujeros de anclaje 616; la orientación axial de los agujeros de anclaje 616; los diámetros de los agujeros de anclaje (por ejemplo, para uso con tornillos de hueso de diámetros diferentes), etc. Las extensiones de varilla 606, 608, 610 pueden incluir una parte hueca. Por ejemplo, un paso interior 618 puede pasar a través del extremo de la extensión de varilla 610 (o cualquier otra extensión de varilla 606, 608) que tenga la parte de rosca externa 614. De esa forma,
25 el husillo madre (no representado) puede extenderse al paso interior 618, por ejemplo, si el husillo madre se extiende desde el interior de la varilla base 602. En algunas realizaciones, el husillo madre puede ser extensible (es decir, puede tener un extremo que puede ser aumentado por una parte de extensión de husillo madre). La parte de rosca interna 612 y la parte de rosca externa 614 pueden tener un elemento de bloqueo, que incorpore, por ejemplo, un retén, salto, dispositivo de retención, gancho o elemento de ajuste de rozamiento que fije la extensión de varilla
30 606, 608, 610 y la varilla base 602 cuando la extensión de varilla 606, 608, 610 a la varilla base 602 estén acopladas (por ejemplo, enroscadas juntas). En una realización alternativa, la varilla base 602 puede incluir una parte de rosca externa y las extensiones de varilla 606, 608, 610 pueden incluir una parte de rosca interna. El kit de implante de longitud ajustable 600 de las figuras 23-24 puede ser usado en procedimientos estándar de alargamiento de miembro, o en procedimientos de transporte óseo, incluyendo, aunque sin limitación, los aquí descritos. Disponiendo del kit de implante de longitud ajustable 600 durante la cirugía, un cirujano o médico puede seleccionar más fácilmente y/o construir un dispositivo muy apropiado para el paciente que sea tratado. En algunas realizaciones, las extensiones de varilla 606, 608, 610 pueden ser esterilizadas fácilmente (por ejemplo, esterilización por vapor/autoclave, gas), lo que puede reducir el costo del procedimiento, especialmente si el accionador base 605 debe ser suministrado estéril por el proveedor. En el uso, un cirujano o médico (que se deberá entender incluyendo cualquier otro profesional médico, tal como los que están bajo el control o la dirección de un cirujano o médico) puede montar una extensión de varilla, y quitarla y sustituirla por otra, si no se ajusta adecuadamente al paciente. En realizaciones alternativas, el elemento de soporte 403, 503 puede ser sustituido por un fijador externo comprendiendo una base que está configurada para estar fuera del paciente, un primer clavo configurado para montaje en un extremo en la base y en otro extremo para acoplar con la primera parte del hueso, y un segundo
40 clavo configurado para montaje en un extremo en la base y en otro extremo acoplarse a la segunda parte del hueso.
45

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (500) para transporte óseo comprendiendo:
- 5 un implante de longitud ajustable (501) configurado para colocación intramedular y comprendiendo:
- un primer extremo (318) configurado para ser acoplado a hueso y un segundo extremo (312) configurado para ser acoplado a hueso, donde el primer extremo (504) y el segundo extremo (502) pueden desplazarse uno con relación a otro a lo largo de un eje longitudinal; y
- 10 un elemento de accionamiento (505) configurado para ser activado de forma no invasiva para desplazar los extremos primero (318) y segundo (312) uno con relación a otro a lo largo del eje longitudinal; y
- 15 un elemento de soporte (503) que tiene extremos distal (597) y proximal (589), donde el elemento de soporte (503) incluye una ranura longitudinal (587) dispuesta entre los extremos distal (597) y proximal (589) del elemento de soporte (503), teniendo la ranura longitudinal (587) extremos opuestos, donde la ranura longitudinal (587) está configurada para el paso de un anclaje alargado (514) de tal manera que el anclaje alargado (514) pueda deslizar entre el primer extremo (589) y el segundo extremo (597) de la ranura longitudinal (587).
- 20 2. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el elemento de accionamiento (505) comprende un imán permanente.
3. El sistema (500) de la reivindicación 2, donde el imán permanente comprende un imán de tierras raras de polarización radial.
- 25 4. El sistema (500) de la reivindicación 2, donde el elemento de accionamiento (505) comprende un motor.
5. El sistema (500) de la reivindicación 4, donde el elemento de accionamiento (505) comprende un motor de acoplamiento inductivo.
- 30 6. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el elemento de accionamiento (505) comprende un motor accionado por ultrasonido.
7. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el elemento de accionamiento (505) comprende un elemento piezoeléctrico.
- 35 8. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el elemento de accionamiento (505) comprende una bomba hidráulica subcutánea.
9. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el elemento de accionamiento (505) comprende un accionador movido de memoria de forma.
- 40 10. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el elemento de soporte (503) comprende uno o varios agujeros (524, 530) en uno o varios de su extremo distal (597) y extremo proximal (589), estando configurado el uno o los varios agujeros (524, 530) para pasar un tornillo de hueso (528, 534).
- 45 11. El sistema (500) de la reivindicación 10, donde el uno o los varios agujeros (524, 530) tienen una rosca hembra, configurada para enganchar una rosca macho soportada por una cabeza de un tornillo de hueso (528, 534).
- 50 12. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el implante de longitud ajustable (501) está configurado de tal manera que, cuando el elemento de accionamiento (505) es activado de forma no invasiva, la distancia entre el primer extremo (318) y el segundo extremo (312) del implante de longitud ajustable (501) puede ser acortada de forma controlable.
- 55 13. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el implante de longitud ajustable (501) comprende además un alojamiento (504) y una varilla de distracción (502) configurada de manera que pueda moverse telescópicamente con relación al alojamiento (504).
- 60 14. El sistema (500) de la reivindicación 1, donde el implante de longitud ajustable (501) está configurado para poder cambiar la distancia entre el primer extremo (318) y el segundo extremo (312) del implante de longitud ajustable (501) en al menos aproximadamente 20 mm.
- 65 15. El sistema (500) de la reivindicación 14, donde el implante de longitud ajustable (501) está configurado para poder cambiar la distancia entre el primer extremo (318) y el segundo extremo (312) del implante de longitud ajustable (501) en al menos aproximadamente 75 mm.

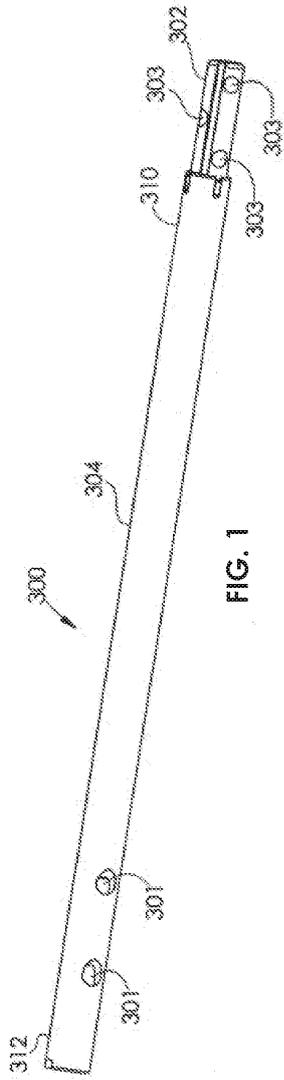


FIG. 1

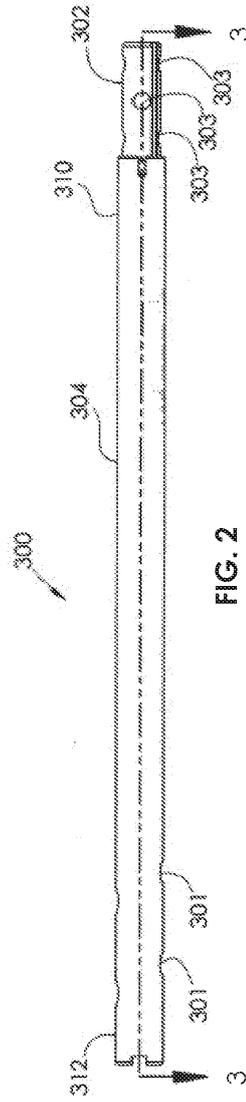


FIG. 2

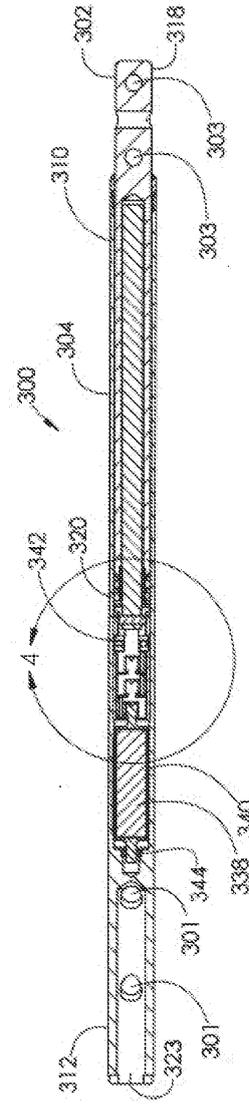


FIG. 3

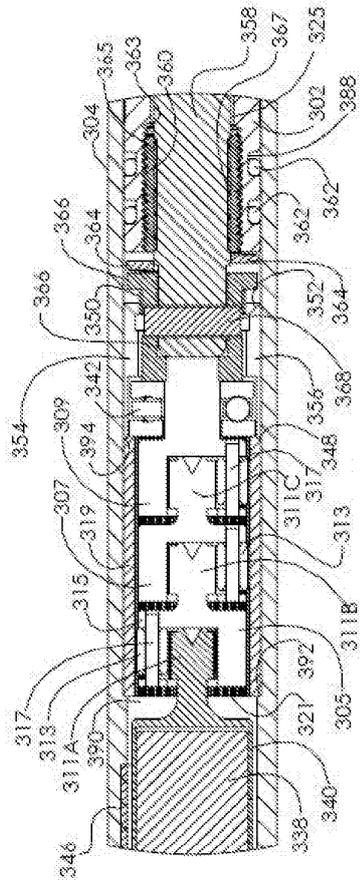


FIG. 4A

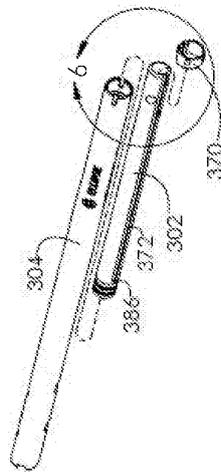


FIG. 5

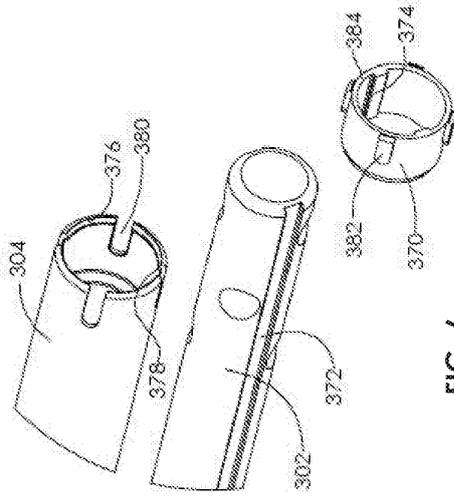


FIG. 6

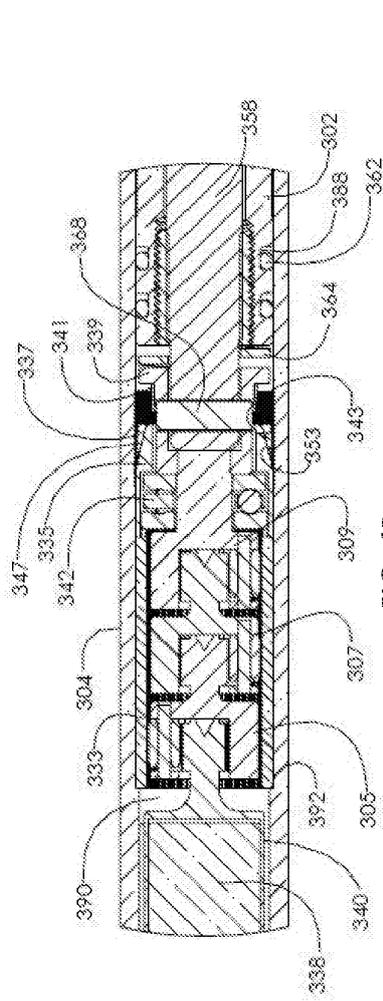


FIG. 4B

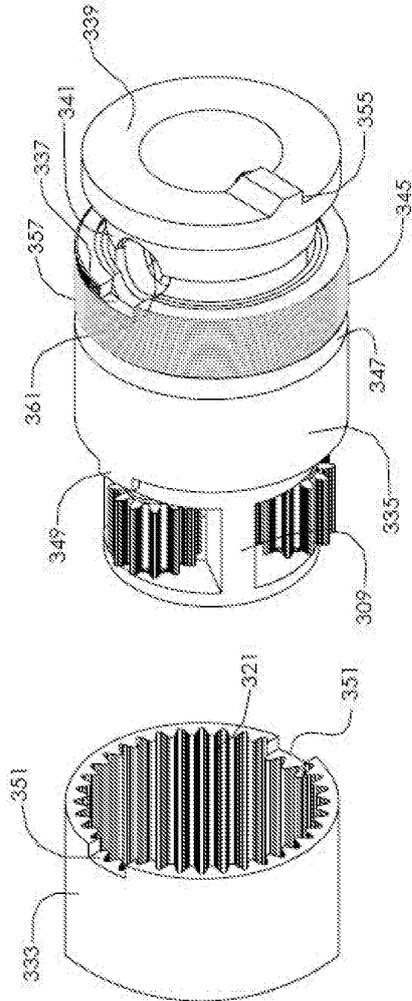


FIG. 4C

FIG. 4D

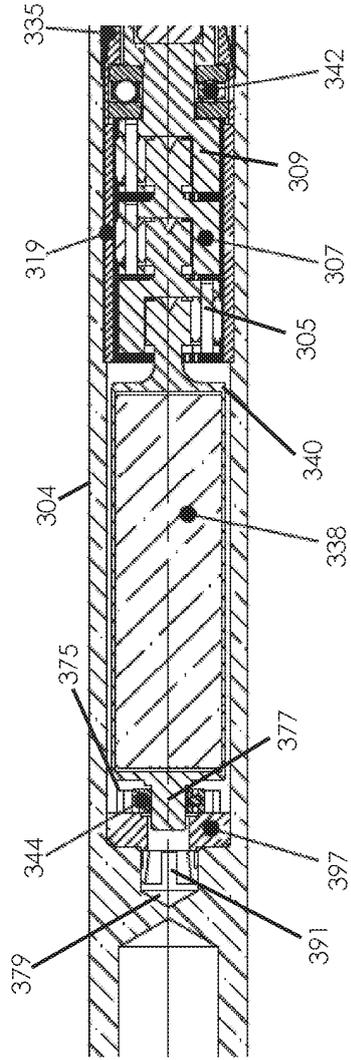


FIG. 7

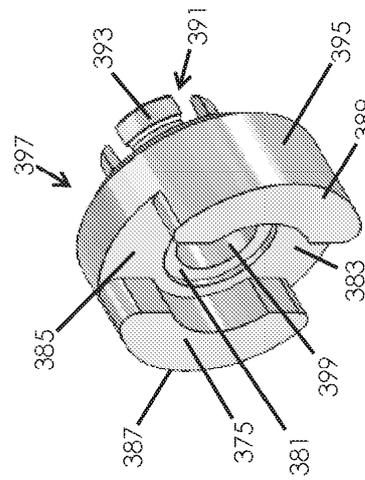


FIG. 8

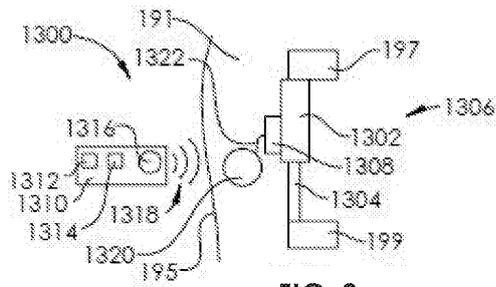


FIG. 9

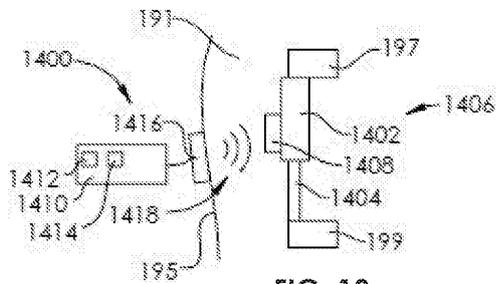


FIG. 10

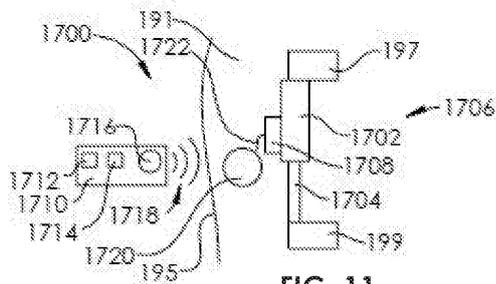


FIG. 11

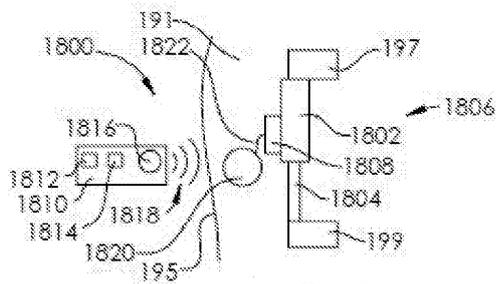


FIG. 12

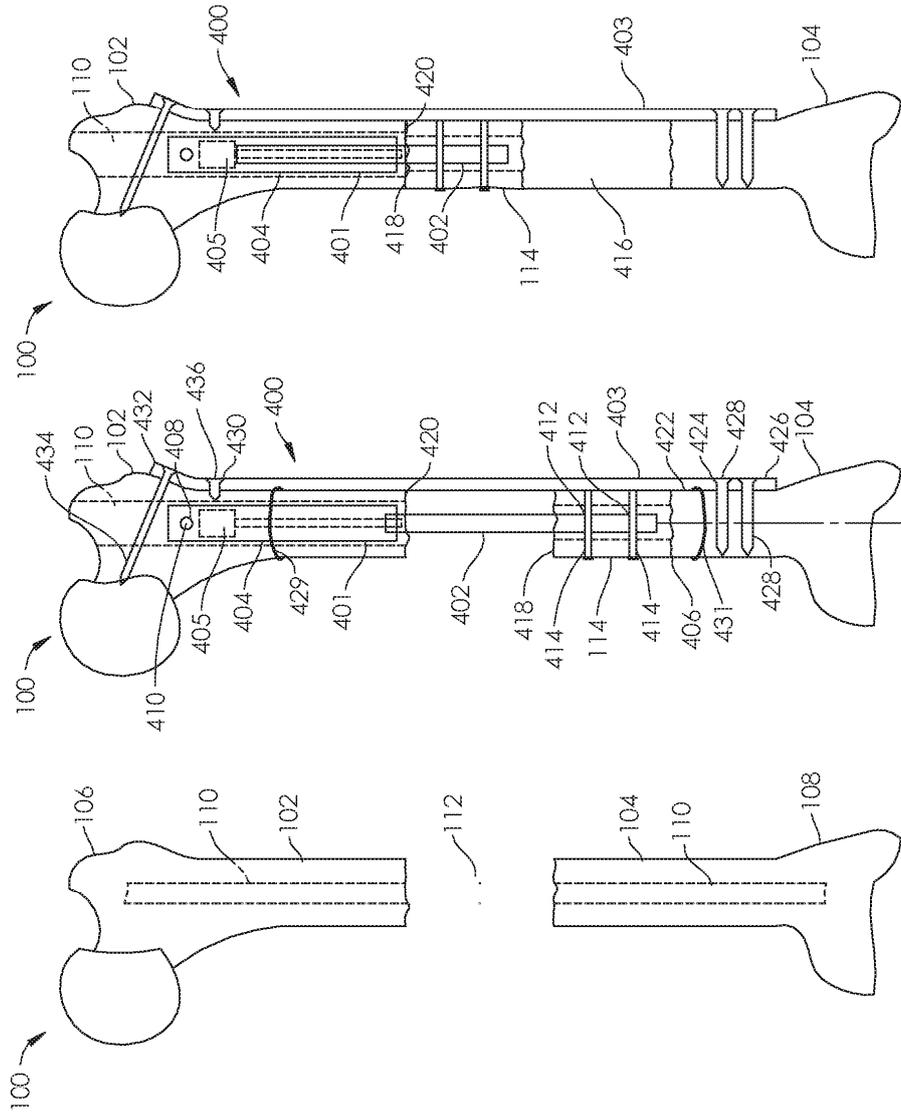


FIG. 13

FIG. 14

FIG. 15

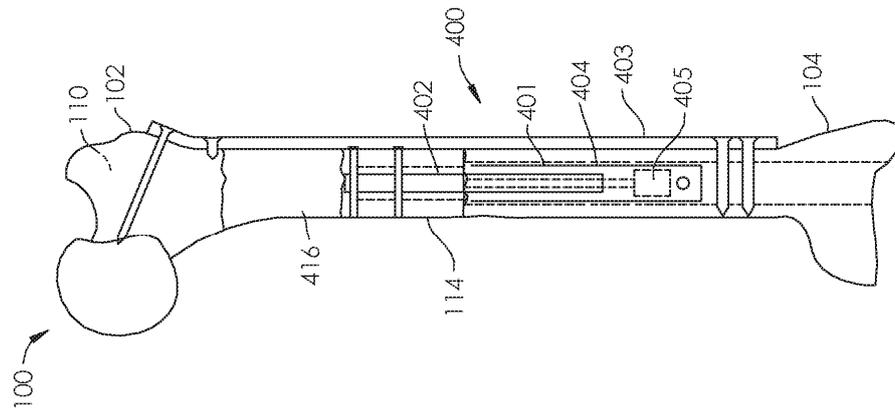


FIG. 17

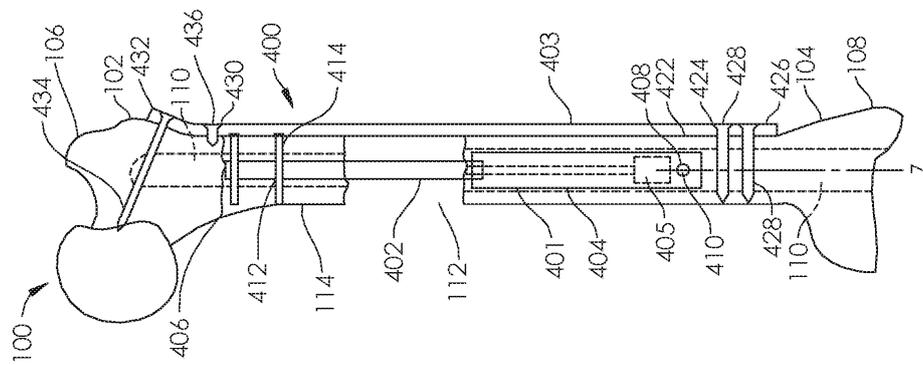


FIG. 16

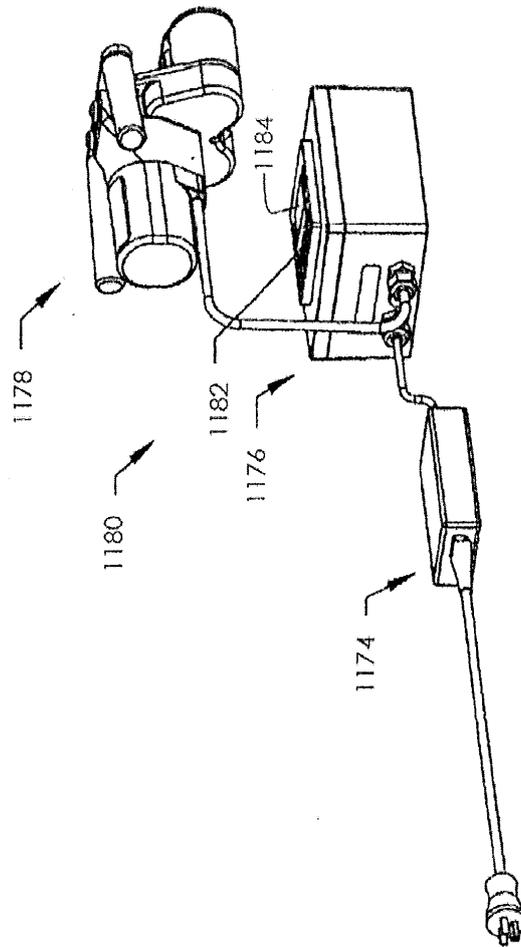


FIG. 18

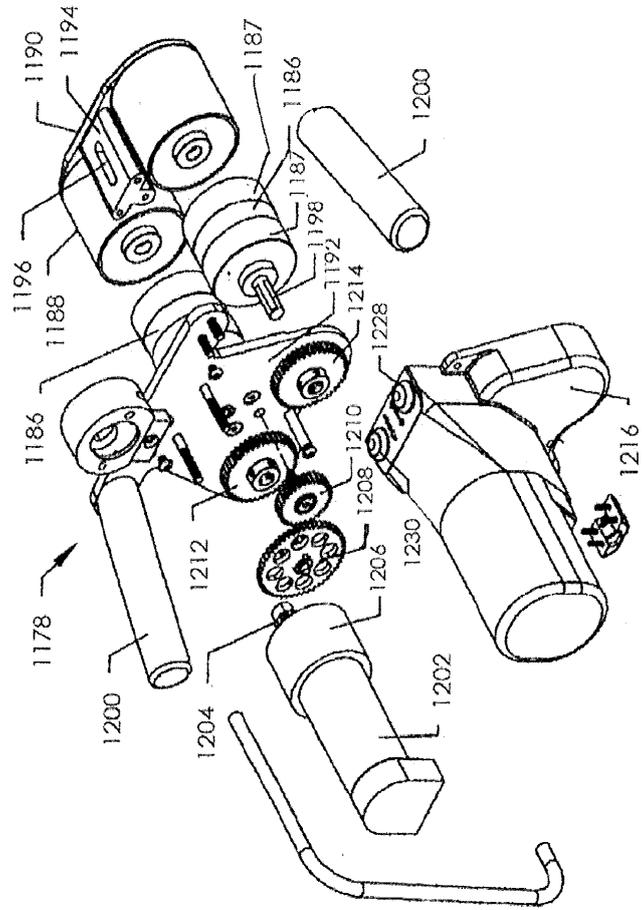


FIG. 19

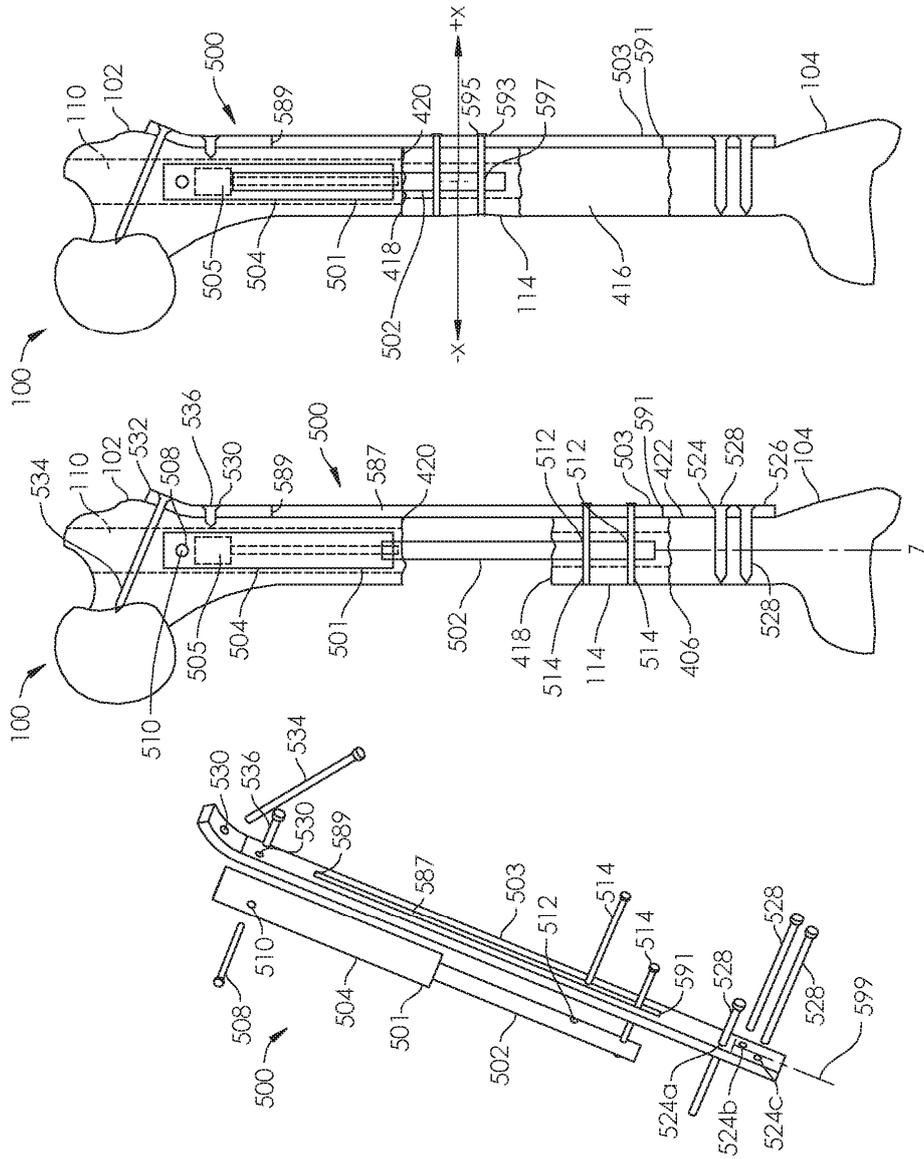


FIG. 22

FIG. 21

FIG. 20

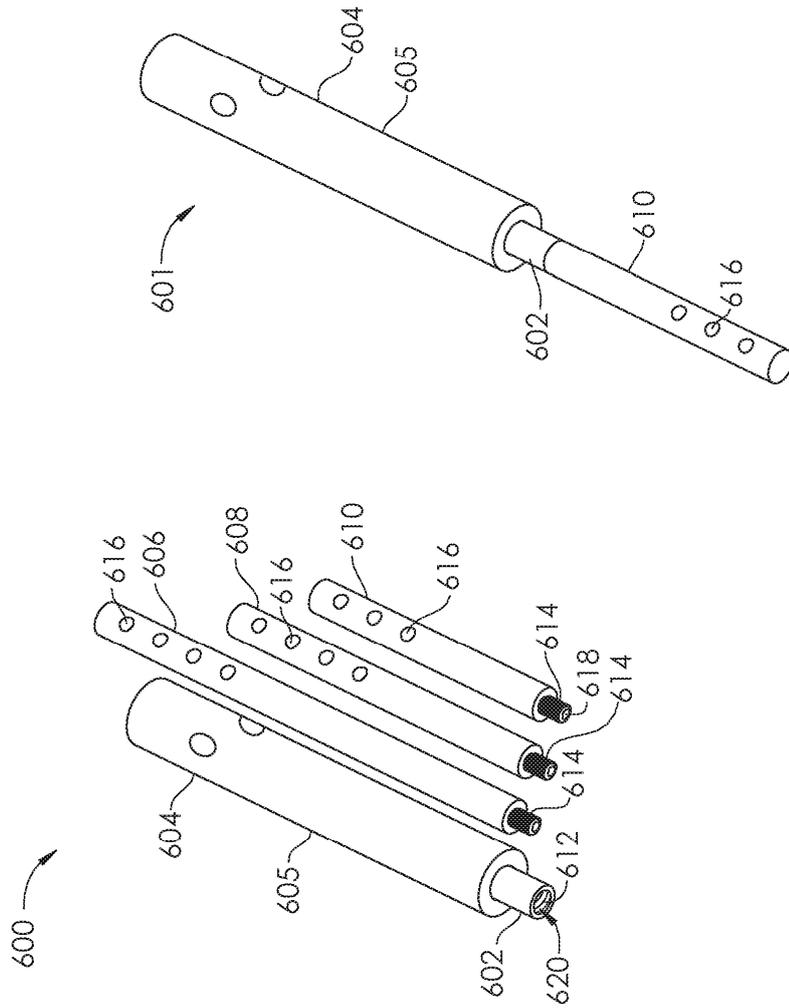


FIG. 24

FIG. 23