

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 735 803**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/08** (2006.01)

**A61F 2/36** (2006.01)

**A61F 2/34** (2006.01)

**A61F 2/38** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.11.2015 E 17210893 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.04.2019 EP 3332739**

54 Título: **Implantes con ranuras de crecimiento y características de fijación de tejidos suaves**

30 Prioridad:

**07.11.2014 US 201462076901 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**20.12.2019**

73 Titular/es:

**SMED - TA/TD LLC (100.0%)  
5868 East State Road 14  
Columbia City, IN 46725, US**

72 Inventor/es:

**JURICK, JOSEPH W.;  
NEBOSKY, PAUL S.;  
STALCUP, GREGORY C. y  
ZIMMERMAN, SARAH L.**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

**ES 2 735 803 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**

Implantes con ranuras de crecimiento y características de fijación de tejidos suaves

1. Campo de la invención.

5 La presente invención se refiere a implantes ortopédicos. El estado de la técnica más cercano es el documento US 2010/0114127 A1, que define el preámbulo de la reivindicación 1.

2. Descripción de la técnica relacionada.

10 Es bien conocido implantar implantes ortopédicos en el cuerpo de un paciente para intentar restablecer la función musculoesquelética que el paciente ha perdido o dañado debido a una lesión o enfermedad. Muchos implantes ortopédicos, por ejemplo, están destinados a reemplazar el tejido óseo que no se ha curado correctamente o que el cuerpo del paciente no puede reparar de forma natural. Dichos implantes ortopédicos conocidos pueden incluir implantes femorales de rodilla, implantes de cadera, implantes glenoideos, etc.

15 Al implantar un implante ortopédico, es importante que el implante ortopédico esté firmemente anclado (fijado) en el cuerpo. Sin estar firmemente fijado, existe un riesgo significativo de que el implante se afloje debido al movimiento de la anatomía circundante, lo que lleva a la falla del implante y, potencialmente, más daño a la anatomía circundante del paciente. Para fijar implantes en el cuerpo, tradicionalmente se usaba un compuesto adhesivo, conocido como cemento óseo, para proporcionar una fijación temporal antes de que el material del implante sea integrado en el cuerpo para fijar permanentemente el implante.

20 Un problema conocido con el cemento óseo es que es difícil trabajar con la sustancia de cemento durante la cirugía. El cemento óseo tiene una consistencia muy similar al cemento y las masillas normales, lo que hace que el cemento óseo sea difícil de remover de las áreas donde no se desea. Si el cemento óseo colocado incorrectamente no se retira adecuadamente, el cemento óseo puede dañar la anatomía adyacente al implante durante el movimiento normal. Para disminuir el riesgo de que esto ocurra, el cirujano puede optar por usar menos cemento óseo para fijar temporalmente el implante, pero al disminuir la cantidad de cemento óseo que se usa, existe el riesgo de no usar suficiente cemento óseo y de no fijar correctamente el implante.

25 Una alternativa al uso de cemento óseo es usar un dispositivo de fijación, como un perno o tornillo, que conecte el implante al tejido óseo circundante. Dichos dispositivos de fijación pueden ser efectivos, pero pueden requerir mucho más tiempo de operación y planificación para instalarlos correctamente. Además, dichos dispositivos de fijación deben fijarse en el tejido óseo adyacente forzando los dispositivos de fijación en el tejido óseo adyacente, lo que puede causar daño al tejido óseo adyacente que deberá ser reparado quirúrgicamente.

30 Un enfoque que se ha intentado para eliminar la necesidad de cemento óseo es colocar un material poroso de crecimiento interno sobre el implante que fomente el crecimiento hacia dentro y la unión con los poros del material. El llenado de los poros con material óseo que se adhiere al implante es una solución atractiva, pero el tiempo necesario para el crecimiento de hueso suficiente en los poros es un período significativo durante el cual el paciente no puede mover el área donde se fija el implante. En el caso de que el paciente se mueva o el implante logre moverse de otra manera durante la fase de crecimiento óseo, existe la posibilidad de que el material óseo en los poros se corte del tejido óseo circundante y los poros se llenen con material óseo que no proporciona fijación. A la luz de tales riesgos, en la mayoría de los implantes que tienen material de fijación para el crecimiento se sigue utilizando cemento óseo u otro método de fijación, como tornillos para huesos, para fijar suficientemente el implante después de la implantación.

40 Lo que se necesita en la técnica es una forma de fijar los implantes ortopédicos en el cuerpo de un paciente que supere algunas de las desventajas descritas anteriormente.

Resumen de la invención

La presente invención proporciona un implante con un material poroso de crecimiento interno que tiene ranuras formados en el material de crecimiento interno.

45 La invención está dirigida a un implante ortopédico como se define en la reivindicación 1.

Una ventaja de la presente invención es que las ranuras formadas en el material poroso de crecimiento interno pueden proporcionar una fricción adicional para mantener el implante fijo mientras que el material óseo crece en los poros para fijar permanentemente el implante.

50 Otra ventaja es que las ranuras se pueden ajustar de muchas maneras diferentes para adaptarse a los requisitos específicos del implante.

Otra ventaja más es que las ranuras también pueden ayudar a la unión del tejido al implante.

Otra ventaja adicional es que las ranuras pueden hacer que el implante sea fácil de instalar, pero difícil de quitar.

Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas mencionadas anteriormente y otras de esta invención, y la manera de alcanzarlas, se hará más evidente y la invención se entenderá mejor con referencia a la siguiente descripción de las realizaciones de la invención tomadas junto con los dibujos adjuntos, en donde:

- 5 La figura 1 es una vista lateral de una realización de una única ranura formada en un material poroso según la presente invención;
- La figura 2 es una vista en perspectiva de una copa acetabular con ranuras helicoidales de cruce formados en un material poroso;
- 10 La figura 3 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en la figura 2 con un patrón de ranura diferente;
- La figura 4 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en las figuras 2 con un patrón de ranura diferente;
- La figura 5 es una vista en perspectiva de una copa acetabular con ranuras helicoidales que no se cruzan formados en un material poroso;
- 15 La figura 6 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en la figura 5 con un patrón de ranura diferente;
- La figura 7 es una vista en perspectiva de la copa acetabular que se muestra en la figura 5 con un patrón de ranura diferente;
- 20 La figura 8 es una vista en perspectiva de una copa acetabular con ranuras longitudinales formados en un material poroso;
- La figura 9 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en la figura 8 con un patrón de ranura diferente;
- La figura 10 es una vista en perspectiva de la copa acetabular que se muestra en la figura 8 con un patrón de ranura diferente;
- 25 La figura 11 es una vista en perspectiva de una realización de una copa acetabular según la presente invención con ranuras latitudinales formados en un material poroso;
- La figura 12 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en la figura 11 con un patrón de ranura diferente;
- 30 La figura 13 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en la figura 11 con un patrón de ranura diferente;
- La figura 14 es una vista en perspectiva de la copa acetabular mostrada en la figura 11 con un patrón de ranura diferente;
- La figura 15 es una vista lateral de un implante ortopédico que incluye ganchos formados en un material poroso para sujetar tejido blando;
- 35 La figura 16 es una vista lateral de los ganchos que se pueden formar en el implante ortopédico que se muestra en la figura 15;
- La figura 17 es una vista lateral de los ganchos que se pueden formar en el implante ortopédico que se muestra en la figura 15;
- 40 La figura 18 es una vista lateral de otra disposición más de ganchos que pueden formarse en el implante ortopédico mostrado en la figura 15;
- La figura 19 es una vista lateral de un implante femoral de rodilla que tiene un material poroso con ranuras formadas en él;
- La figura 20 es una vista en perspectiva de un vástago femoral de cadera con un material poroso que tiene ranuras formadas en él;
- 45 La figura 21 es una vista en perspectiva del vástago femoral de cadera mostrado en la figura 20 con un patrón de ranura diferente formado en el material poroso;

- La figura 22 es una vista en perspectiva del vástago femoral de cadera mostrado en la figura 20 con otro patrón de ranura diferente formado en el material poroso;
- La figura 23 es una vista frontal del vástago femoral de cadera que se muestra en la figura 20 con un patrón de ranura diferente formado en el material poroso;
- 5 La figura 24 es una vista lateral del vástago femoral de cadera que se muestra en la figura 23;
- La figura 25 es una vista en perspectiva de un implante femoral de rodilla con un material poroso que tiene ranuras formadas en él;
- La figura 26 es una vista en perspectiva del implante femoral de rodilla mostrado en la figura 25 con un patrón de ranura diferente formado en el material poroso;
- 10 La figura 27 es una vista lateral del implante femoral de rodilla que se muestra en la figura 26;
- La figura 28 es una vista en perspectiva del implante femoral de rodilla mostrado en la figura 25 con otro patrón de ranura diferente formado en el material poroso;
- La figura 29 es una vista en perspectiva del implante femoral de rodilla mostrado en la figura 25 con otro patrón de ranura diferente formado en el material poroso;
- 15 La figura 30 es una vista en perspectiva en primer plano del implante femoral de rodilla que se muestra en la figura 29;
- La figura 31 es una vista en perspectiva de otro implante ortopédico que tiene un soporte ajustable;
- La figura 32 es una vista en perspectiva del implante ortopédico mostrado en la figura 31 con el soporte ajustable apretado;
- 20 La figura 33 es una vista desde arriba del implante ortopédico mostrado en la figura 31;
- La figura 34 es una vista en perspectiva de una realización de un implante ortopédico de acuerdo con la presente invención que tiene un soporte ajustable con un rodillo;
- La figura 35 es una vista en perspectiva de otra realización de un implante ortopédico según la presente invención que tiene un soporte ajustable con un mecanismo de trinquete;
- 25 La figura 36 es una vista en perspectiva de un implante ortopédico que tiene un soporte ajustable con un material compatible colocado sobre el soporte;
- La figura 37 es una vista en perspectiva de otro implante ortopédico que tiene un cuello de sujeción y una almohadilla de crecimiento interno;
- La figura 38A ilustra un injerto bifurcado;
- 30 La figura 38B es una vista en perspectiva del injerto bifurcado que se muestra en la figura 38A y se utiliza como cuello envuelto alrededor de un vástago de cadera;
- La figura 39 es una vista en perspectiva de otro implante ortopédico con suturas que sujetan un injerto a una almohadilla de crecimiento hacia dentro del implante ortopédico;
- 35 La figura 40A es una vista en perspectiva de otro implante ortopédico con un trocánter mayor corto que no puede alcanzar un tendón;
- La figura 40B es una vista en perspectiva del implante ortopédico mostrado en la figura 40A con un trocánter mayor alargado que puede alcanzar el tendón mostrado en la figura 40A;
- La figura 41 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de acuerdo con la presente invención con un soporte ajustable que sujeta un injerto entre dos almohadillas de crecimiento interno;
- 40 La figura 42 es una vista en perspectiva de otro implante ortopédico que tiene un material de crecimiento interno empotrado;
- La figura 43 es una vista en perspectiva de otro implante ortopédico con un soporte ajustable que sostiene un injerto entre dos almohadillas de crecimiento interno; y
- 45 La figura 44 es una vista lateral del implante ortopédico que se muestra en la figura 43 con el soporte retirado y un injerto bifurcado colocado alrededor de una almohadilla de crecimiento interno.

Los caracteres de referencia correspondientes indican las partes correspondientes en las distintas vistas. Las ejemplificaciones expuestas aquí ilustran realizaciones de la invención y tales ejemplificaciones no deben interpretarse como limitantes del alcance de la invención de ninguna manera.

Descripción detallada del invento

5 La presente descripción proporciona implantes con características ranuradas que evitan el movimiento del implante, ayudan a la inserción del tejido, hacen que el implante sea más fácil de insertar, pero más difícil de extraer, o alguna combinación de las características antes mencionadas. La presente divulgación también se refiere a métodos de fabricación para tales implantes.

10 Con referencia ahora a la figura 1, se muestra un ejemplo de ranura 100 que puede incluirse en una o más superficies 102 de un implante ortopédico. La ranura 100 puede ser uno de las muchas ranuras ubicados en una sección porosa del implante, un sustrato de implante sólido o una combinación de los dos. Las ranuras pueden tener uno o más de los siguientes propósitos: evitar el movimiento, la migración, el retroceso, la inclinación, la traslación y la rotación del implante; ayudando a la unión del tejido al implante; y facilitar la inserción del implante en el sitio de la implantación al tiempo que aumenta la dificultad para extraer el implante. Debe apreciarse que los propósitos descritos anteriormente son solo ejemplares y se pueden agregar ranuras a los implantes médicos de acuerdo con la presente invención para cualquier propósito deseado.

15 Las ranuras añadidas a un implante médico pueden variar entre diferentes implantes médicos o diferentes regiones del mismo implante médico. Algunas de las formas en que se pueden variar las ranuras incluyen: la ubicación de las ranuras, los patrones de las ranuras, la orientación de las ranuras, la distancia entre las ranuras y la geometría de la ranura individual. Como puede verse en la figura 1, cada ranura 100 puede formarse con una primera pared 104 de ranura y una segunda pared 106 de ranura con la ranura 100 que define una profundidad D desde la superficie 102 hasta un fondo 108 de la ranura 100, una anchura W entre la primera pared 104 de ranura y la segunda pared 106 de ranura, un ángulo  $\alpha$  de ranura definido entre la primera pared 104 de ranura y la segunda pared 106 de ranura, el fondo 108 define un radio de punta RT, de modo que la ranura 100 tiene una curvatura en el fondo 108, y la ranura 100 puede definir además un ángulo  $\alpha R$  de inclinación con respecto a una línea L normal de la superficie 102, que se muestra como un ángulo de inclinación negativo en figura 1. Debe apreciarse que la profundidad D, la anchura W, el ángulo  $\alpha$  de la ranura, el radio de la punta RT y el ángulo  $\alpha R$  de inclinación se pueden variar, según se desee, para formar ranuras de formas diferentes en la superficie 102. Mientras que la ranura 100 mostrada en la figura 1 se muestra como formada en la superficie 102 al retirar material de la superficie 102, las ranuras también se pueden formar en la superficie 102 mediante la adición de material a la superficie 102, de tal manera que la superficie 102 define un fondo de la ranura.

20 La ranura 100 que se muestra en la figura 1 tiene un ángulo  $\alpha R$  de inclinación negativo con respecto a la línea L normal de la superficie 102. Los ángulos de inclinación negativos pueden ayudar a prevenir el movimiento y usarse para hacer ganchos para ayudar a la unión del tejido blando. Del mismo modo, la combinación de ángulos de inclinación negativos con la ubicación, el patrón y la orientación correctos de la ranura puede hacer que el implante sea más fácil de implantar, pero más difícil de extraer, lo que se describe más adelante en este documento.

25 Las ranuras se pueden agregar a las regiones sólidas de un implante, a las regiones porosas de un implante, o a ambas. La geometría, la ubicación, la orientación y el patrón de la ranura permiten que el implante resista el movimiento. En los casos en que las ranuras se agregan a la región porosa del implante, el hueso y el tejido hacia el interior de las ranuras también pueden mejorar las características de resistencia al movimiento del implante.

30 Las ranuras se pueden agregar a muchos tipos diferentes de implantes médicos u ortopédicos. Los ejemplos incluyen, entre otros, carcasas acetabulares, vástagos femorales de cadera, implantes femorales de rodilla, implantes tibiales de rodilla, implantes patelares, implantes de hombro, implantes de columna, implantes de articulaciones pequeñas, implantes de mano, implantes de tobillo, implantes de pie, Implantes de reconstrucción grandes, e implantes dentales.

35 Las ranuras pueden fabricarse sobre implantes utilizando los siguientes métodos descritos o cualquier otro método conocido. Los métodos de ejemplo que se pueden usar para fabricar la ranura en un implante médico pueden incluir forja, fundición, grabado fotoquímico, mecanizado de descarga eléctrica (EDM) estándar (también llamado RAM o inmersión), electroerosión por hilo, mecanizado, grabado por láser, laminado y rectificado.

40 Con referencia ahora a las figuras 2-4, se muestran ejemplos de un implante 200 ortopédico con diferentes patrones de ranura formados en un material 202 poroso de crecimiento interno colocado en una carcasa 204 semiesférica, que también se puede denominar cuerpo de implante. Dado que el implante 200 ortopédico está destinado a ser implantado en un paciente, el cuerpo 204 del implante debe estar formado por un material biocompatible que sea adecuado para el implante en el paciente. Los ejemplos de tales materiales pueden ser, pero no se limitan a, metales tales como titanio, nitinol, acero inoxidable, cromo cobalto y tantalio, así como diversos polímeros tales como poliaril eteretonas (PAEK), polietileno, ácido poliláctico (PLA), etc. El material 202 poroso de crecimiento interno, de manera similar, debe ser biocompatible y también permitir la infiltración de tejido en los poros formados en el material 202 poroso de crecimiento interno. El material 202 poroso de crecimiento interno puede ser, por

ejemplo, un metal con poros formados en el metal, un polímero con poros formados en el polímero, una espuma de metal, una espuma de polímero, una espuma cerámica, etc. Debería apreciarse que los ejemplos dados son solo ejemplares y cualquier material biocompatible que sea poroso puede servir como el material 202 poroso de crecimiento interno. Para ayudar aún más a la infiltración del tejido y la integración en el material 202 poroso de crecimiento interno, algunos o todos los poros formados en el material 202 poroso de crecimiento interno pueden contener varias sustancias bioactivas que cumplen varias funciones. Las sustancias bioactivas pueden ser, por ejemplo, factores de crecimiento tisular, antibióticos, antiinflamatorios y analgésicos. El material 202 poroso de crecimiento interno puede colocarse sobre una superficie del cuerpo 204 del implante, de modo que el material 202 poroso de crecimiento interno es un elemento discreto del implante 200 ortopédico o el material 202 poroso de crecimiento interno también se puede formar como parte del cuerpo 204 del implante, de modo que la superficie expuesta(s) del material 202 poroso de crecimiento interno forma parte de la superficie expuesta(s) del cuerpo 204 del implante. Por lo tanto, se puede ver que el material 202 poroso de crecimiento interno puede proporcionarse como parte del implante 200 ortopédico en muchas configuraciones diferentes para proporcionar una región del implante 200 ortopédico que estimula el crecimiento y la fijación del tejido en el paciente.

Como puede verse, las ranuras 206 helicoidales con una primera dirección pueden formarse en el material 202 poroso de crecimiento interno que están atravesadas por las ranuras 208 helicoidales con una segunda dirección opuesta a la primera dirección. Esto forma un patrón de ranuras 206, 208 helicoidales de cruce en el material 202 poroso de crecimiento interno. El propósito de estas ranuras 206, 208 es prevenir la rotación y la inclinación de la carcasa 204 que puede ocurrir después de que el implante 200 ortopédico se coloca en la anatomía del paciente. La cobertura de la ranura puede ser 0-100% de la altura SH de la carcasa 204, que puede variar como se muestra en las figuras 2-4, y la(s) ranura(s) 206, 208 pueden originarse desde un vértice 210 de la carcasa 204, un fondo 212 de la carcasa 204, o cualquier punto intermedio. Debe apreciarse que al referirse a los porcentajes de la "altura de la carcasa" SH de la carcasa 204 que están cubiertos por una ranura, se hace referencia a una única ranura que se extiende a lo largo de un cierto porcentaje de una altura. Por ejemplo, se consideraría que una única ranura que se extiende desde el vértice 210 de la carcasa 204 hasta el fondo 212 de la carcasa 204 a lo largo de la superficie exterior de la carcasa 204 cubre el 100% de la altura SH de la carcasa, como se muestra en la figura 2, de la carcasa 204, mientras que una ranura que solo se extendía hasta la mitad entre el vértice 210 de la carcasa 204 y el fondo 212 de la carcasa 204 a lo largo de la superficie exterior de la carcasa 204 se consideraría que cubre el 50% de la altura SH de la carcasa. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 206, 208 pueden variar, como puede verse en las figuras 2-4. Además de la altura SH de la carcasa de las ranuras 206, 208 que se está ajustando, se puede alterar una distancia SD de separación entre las ranuras 206, 208 dirigidas de manera similar para ajustar el número de ranuras 206, 208 formadas en el material 202 poroso de crecimiento interno. Del mismo modo, la geometría de ranura de cada ranura formada, que puede incluir el ancho W, la profundidad D, el ángulo  $\alpha$  de ranura, el ángulo  $\alpha R$  de inclinación y el radio de punta RT como se muestra en la figura 1, puede ser similar para todas las ranuras o variar entre las ranuras, según se desee. Como se muestra en las figuras 2-4, las ranuras 206, 208 pueden tener un patrón en cruz con ángulos helicoidales que van de 15° a 60°. De manera similar, las ranuras dirigidas 206 y 208 pueden ubicarse entre 5° y 45° entre sí en el hemisferio. Además, las ranuras individuales pueden tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0,025 mm a 1,016 mm (0.001" a 0.040"), y un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha R$  de inclinación para las ranuras 206, 208 puede estar en un rango de -60° a +60°.

Las ranuras 206, 208 pueden cubrir toda la altura SH de la carcasa 204, o una parte de la carcasa 204 como se muestra. La cobertura de ranuras helicoidales en la carcasa 204 puede variar de 0% a 100% de la altura SH de la carcasa, así como de 5 a 75% de un área de superficie total del material 202 poroso de crecimiento interno. Las ranuras 206, 208 pueden comenzar en el vértice 210 de la carcasa 204, en el fondo 212 de la carcasa 204, o en cualquier punto intermedio, como se muestra.

Con referencia ahora a las figuras 5-7, se muestra otro ejemplo de un implante ortopédico 300 que incluye un material 302 poroso de crecimiento interno sobre una carcasa 304 semiesférica que tiene ranuras 306 formados en su interior. El implante ortopédico 300 es similar a los implantes ortopédicos 200 que se muestran en las figuras 2-4, y todos los elementos similares se numeran de manera similar con valores elevados en 100. Como puede verse, las ranuras 306 son helicoidales, similares a las ranuras 206, 208 mostradas en las figuras 2-4, pero todas las ranuras 306 están dirigidas de manera similar, de modo que ninguna de las ranuras 306 atraviesa otra ranura. Dicha configuración de las ranuras 306 puede ayudar a prevenir la rotación y la inclinación de la carcasa 304 después de la implantación. La cobertura de ranuras puede ser 0-100% de la altura SH de la carcasa 304, y las ranuras 306 pueden originarse desde el vértice 310 de la carcasa 304, el fondo 312 de la carcasa 304, o cualquier punto intermedio. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 306 pueden variar. Las ranuras 306 pueden tener una curvatura hacia la derecha o hacia la izquierda. Del mismo modo, cada ranura 306 individual puede tener una geometría de ranura variable, como se describió anteriormente, con dimensiones que pueden variarse de manera similar a las ranuras 206 y 208 descritas anteriormente. Las ranuras 306 pueden cubrir toda la altura SH de la carcasa de la carcasa 304, como se muestra en la figura 5, o una parte de la carcasa 304, como se muestra en las figuras 6-7. La cobertura de la ranura helicoidal en la carcasa 304 puede oscilar entre el 0% y el 100% de la altura SH de la carcasa y entre el 5 y el 75% de la superficie total del material 302 poroso de crecimiento interno.

5 Refiriéndonos ahora a las figuras 8-10, se muestra otro ejemplo de un implante 400 ortopédico que incluye un material 402 poroso de crecimiento interno en una carcasa 404 semiesférica con ranuras 406 longitudinales formadas en su interior. El implante 400 ortopédico es similar a los implantes 200 ortopédicos que se muestran en las figuras 2-4, y todos los elementos similares se numeran de manera similar con valores elevados en 200. Las ranuras 406 longitudinales pueden evitar la rotación de la carcasa 404 después de la implantación. Como se usa en el presente documento, "longitudinal" se refiere a las ranuras 406 que se forman en el material 402 poroso de crecimiento interno, de modo que las ranuras 406 forman ángulos normales con respecto al fondo 412 de la carcasa 404 y no están inclinadas con respecto al fondo 412 como las ranuras 206, 208, 306 helicoidales descritas anteriormente.

10 Las ranuras 406 pueden cubrir 0-100% de la altura SH de la carcasa, y las ranuras 406 pueden originarse desde el vértice 410 de la carcasa 404, el fondo 412 de la carcasa 404, o cualquier punto intermedio. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 406 pueden variar. Del mismo modo, la geometría de ranura de cada ranura 406 puede ser similar o variar, como se describió anteriormente. Una realización consiste en ranuras longitudinales que se ubican entre 5° y 45° entre sí en el hemisferio. Además, las ranuras 306 individuales pueden tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0,025 mm a 1,016 mm (0.001" a 0.040"), y un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha_R$  de inclinación puede variar de -60° a +60°. Las ranuras 406 pueden cubrir de 5 a 75% del área total de la superficie del material 402 poroso de crecimiento interno. La separación entre las ranuras 406 adyacentes puede alterarse para dar un número variable de ranuras 406 en el material 402 poroso de crecimiento interno.

15 Refiriéndonos ahora a las figuras 11-14, se muestra un ejemplo de un implante 500 ortopédico que incluye un material 502 poroso de crecimiento interno en una carcasa 504 semiesférica con ranuras 506 latitudinales formados en el material 502 poroso de crecimiento interno. El implante ortopédico 500 es similar a los implantes 200 ortopédicos que se muestran en las figuras 2-4, y todos los elementos similares se numeran de manera similar con valores elevados en 300. Las ranuras 506 latitudinales pueden ayudar a evitar que la carcasa 504 se incline luego de la implantación en un paciente. Las ranuras 506 latitudinales pueden formarse en el material 502 poroso de crecimiento interno de manera que las ranuras 506 se extiendan a lo largo de múltiples circunferencias de la superficie exterior de la carcasa 504. En este sentido, las ranuras 506 pueden tener diferentes longitudes basadas en el lugar donde se forma la ranura en la superficie exterior. Alternativamente, una o más de las ranuras 506 pueden formarse para que no se extiendan a través de la totalidad de una circunferencia, de modo que la(s) ranura(s) tenga extremos longitudinales distintos en lugar de ser una ranura continua formada en la circunferencia. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras pueden variar, como se muestra en las figuras 11-14. Del mismo modo, la geometría de la ranura de cada ranura 506 individual se puede variar, como se describió anteriormente. La ranura latitudinal 506 puede ubicarse a 0,254 mm a 12,7 mm (0.010" a 0.500") entre sí. Además, cada ranura puede tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0,025 mm a 1,016 mm (0.001" a 0.040"), y un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha_R$  de inclinación para una o más de las ranuras 506 puede variar de -60° a +60°.

20 Las ranuras 506 pueden cubrir toda la altura SH de la carcasa 504 o una parte de la carcasa 504 como se muestra. La cobertura de ranuras en una carcasa 504 puede variar de 0% a 100% de la altura SH de la carcasa y las ranuras 506 pueden abarcar un área de superficie total del material 502 poroso de crecimiento interno que oscila entre 5 y 75%.

25 Refiriéndose ahora a las figuras 15-18, se muestra otro ejemplo de un implante 600 ortopédico que tiene un cuerpo 602 de implante con una pluralidad de ganchos 604 para unir un injerto 606 al cuerpo 602 de implante y una carcasa 608 unida al cuerpo 602 del implante que puede proteger al injerto 606 de ser impactado por las características anatómicas circundantes. Los ganchos 604 pueden formarse para tener un ángulo de inclinación negativo para ayudar al tejido blando o la unión del injerto de tejido blando, como se muestra. Los ganchos 604 pueden formarse, por ejemplo, formando ranuras 610 en el cuerpo 602 del implante de manera que los ganchos 604 estén formados entre ranuras 610 adyacentes. Los ganchos 604 pueden ayudar a la unión del tejido blando al cuerpo 602 del implante sin matar el tejido blando debido a la presión excesiva y la restricción del flujo sanguíneo, actuando la carcasa 608 para proteger el tejido blando o el injerto 606 de ser forzado contra los ganchos 604. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 606 pueden variar. Además, la geometría de ranura para los ganchos 604 se puede variar, como se describió previamente y se puede ver al comparar los ganchos 604 que se muestran en las figuras 15-18. La carcasa 608 también puede ayudar a mantener el tejido blando en su lugar hasta que crezca en las ranuras 610. Los ganchos 604 pueden, por ejemplo, estar en ángulo con respecto a una superficie 612 del cuerpo 602 del implante con puntas 614 redondas relativamente pequeñas, como se muestra en la figura 16; perpendicular con respecto a la superficie 612 con puntas 616 cuadradas relativamente pequeñas, como se muestra en la figura 17; o en ángulo con respecto a la superficie 612 con puntas 618 redondas relativamente grandes, como se muestra en la figura 18. Dado que las ranuras 610 están conformadas para mantener el tejido blando en su lugar, la carcasa 608 se puede aplicar con poca o ninguna fuerza de compresión sobre el tejido blando, evitando que la fuerza de compresión se contraiga y matando el tejido blando. Una realización de ejemplo de la invención que utiliza

una configuración de este tipo puede ser un gran vástago femoral reconstructivo oncológico en el que un tendón del paciente está unido directamente al vástago femoral.

5 Con referencia ahora a la figura 19, se muestra otro ejemplo de un implante 700 ortopédico que incluye un cuerpo 702 de implante formado como un implante femoral de rodilla con una porción 704 de montaje conectada a al menos una porción 706 de cabeza femoral con una superficie 708 articulada exterior. La porción 704 puede descansar sobre un fémur, mientras que la porción 706 de cabeza femoral se puede colocar en un extremo del fémur de manera que la superficie 708 de articulación de la porción 706 de cabeza femoral pueda articularse con una tibia. Para ayudar a mantener el cuerpo del implante 706 fijado al fémur, se puede colocar un material 710 poroso de crecimiento interno en una superficie 712 interior de la porción 704 de montaje y formarse con ranuras 714 para formar una serie de ganchos 716 serrados en el material 710 poroso de crecimiento interno. Además, se puede unir un material 718 poroso de crecimiento interno adicional a una superficie 720 interior de la porción 706 de cabeza femoral que también tiene ranuras 722 formadas en su interior para formar una serie de ganchos 724 serrados en el material 718 poroso de crecimiento interno. Las ranuras 714 y 722 que forman los ganchos 716, 724 pueden inhibir el movimiento del implante 700 después de la implantación debido a la forma de los ganchos 716, 724, de tal manera que los ganchos 716, 724 apuntan todos en una dirección 726 vertical similar para permitir que las puntas de los ganchos 716, 724 se deslicen fácilmente a lo largo de la superficie ósea cuando el implante 702 de rodilla se coloca sobre el fémur mientras cava en la superficie del hueso si el implante 702 de rodilla se aleja del fémur. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 714, 722 pueden variar para formar un patrón deseado de ganchos 716, 724. Además, la geometría de la ranura de cada ranura 714, 722 se puede variar como se describió anteriormente. Las ranuras 714, 722 se pueden ubicar a 0,254 mm a 12,7 mm (0.010" a 0.500") de las ranuras adyacentes 714, 722 en el mismo material 710, 718 poroso de crecimiento. Además, las ranuras 714, 722 pueden tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0,025 mm a 1,016 mm (0.001" a 0.040"), un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha$ R de inclinación de las ranuras 714, 722 puede variar de -60° a +60°.

25 Con referencia ahora a las figuras 20-24, se muestra otro ejemplo de un implante 800 ortopédico que incluye un material 802 poroso de crecimiento interno colocado en un cuerpo 804 de implante, mostrado como un vástago femoral de cadera, que tiene ranuras 806 formadas en el material 802 poroso de crecimiento interno. El vástago 804 de la cadera define un eje del vástago SA e incluye una porción 808 femoral que se implantará en un fémur y una porción 810 acetabular conectada a la porción 808 femoral que se implantará en un acetábulo. La porción 808 femoral tiene una cara 808A anterior, una cara 808B posterior (mostrada en la figura 24) y un par de caras 808C laterales conectadas a la cara 808A anterior y la cara 808B posterior. Como se muestra, el material 802 poroso de crecimiento interno se coloca en cada cara 808A, 808B y 808C de la porción 808 femoral cerca de la conexión entre la porción 808 femoral y la porción 810 acetabular. Las ranuras 806 pueden formarse en el material 802 poroso de crecimiento interno en la cara 808A anterior y/o la cara 808B posterior y puede ayudar a prevenir el movimiento del vástago 804 de la cadera en la dirección medial a lateral y facilitar la inserción del implante. Las ranuras 806 se pueden orientar generalmente a lo largo del eje del vástago SA (como se muestra en las figuras 20-21), perpendicular al eje del vástago SA, o en ángulo con respecto al eje del vástago SA (como se muestra en la figura 22). Las ranuras 806 pueden formarse como líneas rectas continuas o curvadas en el material 802 poroso. Las ranuras 806 pueden cubrir entre 0 y 100% de una altura de material poroso proximal PH, y las ranuras 806 pueden originarse desde un extremo 812 proximal del material 802 poroso, un extremo 814 distal del material 802 poroso, o cualquier punto intermedio. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 806 pueden variar. Asimismo, la geometría de la ranura puede variar como se describió anteriormente. Un ejemplo consiste en ranuras curvas ubicadas a una distancia de 0,254 mm a 12,7 mm (0.010" a 0.500") que viajan desde el extremo 812 proximal hasta el extremo 814 distal del material 802 poroso proximal. Las ranuras individuales pueden tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0.001" a 0.040", un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha$ R de inclinación puede variar de -60° a +60°.

50 Con referencia ahora a las figuras 23-24, el implante ortopédico mostrado en las figuras 20-22 se muestra con las ranuras 816 que tienen una orientación diferente. Las ranuras 816 mostradas en las figuras 23-24 están formadas en el material 802 poroso de crecimiento interno en la cara 808A anterior y están orientadas en un plano medial lateral del vástago 804 de la cadera para ayudar a prevenir el movimiento del vástago 804 en la dirección proximal a distal. Aparte de la dirección en la que se extienden las ranuras 816, las ranuras 816 mostrados en las figuras 23-24 pueden ser similares a las ranuras 806 mostrados en las figuras 20-22.

55 Con referencia ahora a las figuras 25-26, se muestra otro ejemplo de un implante 900 ortopédico que incluye un material 902 poroso de crecimiento interno colocado en un implante 904 de rodilla femoral similar al implante 702 de rodilla femoral descrito anteriormente. Como se puede ver, el material 902 poroso de crecimiento interno tiene ranuras 906 formadas en su interior y se coloca en una superficie 908 interior de una porción 910 de montaje del implante 904 femoral de rodilla. Las ranuras 906 formadas abarcan las regiones medial a lateral del implante 904, es decir, las ranuras 906 se extienden en una dirección medial-lateral. Las ranuras 906 medial-laterales pueden facilitar la implantación del implante 904 y evitar el movimiento del implante 904 después de la implantación. Las ranuras 906 pueden cubrir 0-100% del ancho del implante WI, y las ranuras 906 pueden originarse desde un lado 912 medial del implante 904, un lado 914 lateral del implante 904, o cualquier punto intermedio. La ubicación, el patrón, la

orientación y la distancia entre las ranuras 906 pueden variar, como puede verse al comparar la figura 25 con la figura 26. Del mismo modo, la geometría de la ranura puede variar como se describió anteriormente. Las ranuras 906 pueden ubicarse a 0,254 mm a 12,7 mm (0.010" a 0.500") entre sí. Además, las ranuras 906 pueden tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0,025 mm a 1,016 mm (0.001" a 0.040"), y un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha R$  de inclinación puede variar de -60° a +60°.

Refiriéndonos ahora a la figura 27, se muestra una vista lateral del implante 900 que se muestra en la figura 26. Como puede verse, las ranuras 906 se forman en el material 902 poroso de crecimiento interno, de modo que se forman ganchos 916 en el material 902 poroso de crecimiento interno que puede hacer más fácil la inserción del implante 900, al tiempo que hace más difícil la extracción del implante 900 después de la implantación.

Con referencia ahora a la figura 28-30, se muestra otro ejemplo de un implante 1000 ortopédico que tiene regiones 1002 de material poroso de crecimiento interno colocadas en un implante 1004 femoral de rodilla. Las regiones 1002 de material poroso de crecimiento tienen ranuras 1006 formadas en su interior y pueden colocarse en una superficie 1008 interior de una porción 1010 de montaje del implante 1004 femoral de rodilla. Las ranuras 1006 abarcan las regiones anterior a posterior del implante 1004, es decir, las ranuras 1006 se extienden en una dirección anterior-posterior. Las ranuras 1006 anterior-posterior pueden facilitar la implantación del implante 1004 y evitar el movimiento del implante 1004 en las direcciones medio-lateral después de la implantación. Las ranuras 1006 pueden cubrir 0-100% de una distancia DAP anterior a posterior en el implante 1004, y las ranuras 1006 pueden originarse desde un lado 1012 anterior del implante 1004, un lado 1014 posterior del implante 1004, o cualquier punto intermedio. La ubicación, el patrón, la orientación y la distancia entre las ranuras 1006 pueden variar, como puede verse comparando la figura 28 con la figura 29. Del mismo modo, la geometría de la ranura puede variar, como se describió anteriormente. Las ranuras 1006 pueden estar separadas entre sí de 0,254 mm a 12,7 mm (0.010" a 0.500"). Además, cada ranura puede tener una profundidad D de 0,127 mm a 1,016 mm (0.005" a 0.040"), una anchura W de 0,127 mm a 2,032 mm (0.005" a 0.080"), un radio de punta RT de 0,025 mm a 1,016 mm (0.001" a 0.040"), y un ángulo  $\alpha$  de ranura de 0° a 120°. Además, el ángulo  $\alpha R$  de inclinación puede variar de -60° a +60°.

La presente descripción también proporciona dispositivos y métodos para unir tejidos blandos o injertos a implantes. El tejido blando puede ser cualquier tipo de tejido blando, incluidos los tendones, cartílago, músculo, etc., que pueden encontrarse en un entorno quirúrgico. La presente invención también proporciona dispositivos y métodos para unir injertos que permiten el crecimiento de tejidos blandos en implantes. La presente invención puede permitir la unión de tejido blando o un injerto a un implante con un daño mínimo en el tejido o injerto, proporcionando una forma para que un tendón se adhiera a un vástago de la cadera, minimizando el daño causado por las regiones de crecimiento hacia el interior del tendón hasta el injerto o tendón, y proporcionando un instrumento para ayudar a sostener y tensar un injerto durante la cirugía. Debe observarse, en el contexto de la presente invención, que "un injerto" y "un tejido blando" se pueden usar indistintamente, con referencia a cualquiera que también incluya la referencia al otro.

Con referencia ahora a las figuras 31-32, se muestra otro ejemplo de un implante 1100 ortopédico. El implante 1100 ortopédico incluye un cuerpo 1102 de implante, mostrado como un implante de cadera femoral, y un soporte 1104 ajustable, mostrado como una placa de carcasa, unido al cuerpo 1102 del implante. Como se puede ver, el cuerpo 1102 del implante define una región 1106 de unión en una superficie exterior 1108 del cuerpo 1102 del implante, donde se puede unir un injerto 1110 al cuerpo 1102 del implante. La región 1106 de unión puede tener esquinas 1112 redondeadas para producir una presión baja en el injerto 1110 cuando el injerto 1110 se comprime en la región 1106 de unión. La región 1106 de unión puede estar formada por el mismo material que el resto del cuerpo 1102 del implante o puede estar formada por un material poroso de crecimiento interno, como los descritos anteriormente, que está configurado para permitir que el injerto 1110 se integre con el material de crecimiento interno y forme una unión fuerte a la región 1106 de unión. Para comprimir el injerto 1110 a la región 1106 de unión, el soporte 1104 tiene una superficie 1114 de compresión que enfrenta la región 1106 de unión. Cuando el soporte 1104 se mueve desde la posición que se muestra en la figura 31 a la posición que se muestra en la figura 32, la superficie 1114 de compresión puede forzar el injerto 1110 contra la región 1106 de unión y proporcionar un anclaje del injerto 1110 al cuerpo 1102 del implante, ya sea de forma permanente o temporal, mientras que el injerto 1110 se integra con la región 1106 de unión para formar un acoplamiento permanente. Para reducir la presión ejercida sobre el injerto 1110 durante la compresión, el soporte 1104 puede tener una forma curvada alargada y apretarse en un extremo 1116 distal del soporte 1104, de tal manera que el extremo 1116 distal del soporte 1104 es el área con las mayores fuerzas de compresión entre el soporte 1104 y la región 1106 de unión. El soporte 1104 se puede alargar en exceso con respecto al injerto 1110, de manera que ninguna parte del injerto 1110 se comprima entre el extremo 1116 distal del soporte 1104 y la región 1106 de unión, permitiendo que el soporte 1104 sea presionado firmemente contra el cuerpo 1102 del implante sin comprimir el injerto 1110 en el área de las mayores fuerzas de compresión. La forma curvada del soporte 1104 también puede tener esquinas redondeadas 1118 que coinciden aproximadamente con la curvatura de las esquinas 1112 redondeadas de la región 1106 de unión, pero tienen una ligera desviación de 1-5% de la curvatura con respecto al extremo 1116 distal, por lo tanto, se forma un pequeño espacio entre la superficie 1114 de compresión y la región 1106 de unión cuando el soporte 1104 está completamente apretado al cuerpo 1102 del implante. Una desviación de este tipo en la curvatura de las esquinas 1118 redondeadas de la superficie 1114 de compresión alejada del extremo 1116 distal puede reducir la presión ejercida sobre el injerto 1110 y disminuir el

daño al injerto 1110 al disminuir el rápido cambio en la rigidez entre la parte del injerto 1110 que está comprimida y la parte del injerto 1110 que no está comprimida.

5 Con referencia ahora a la figura 33, se muestra una vista desde arriba del implante 1100 ortopédico que se muestra en las figuras 31-32. Como puede verse, se puede formar un canal 1120 en el soporte 1104 donde el injerto 1110 se ubicará durante la compresión. El canal 1120 permite una presión reducida a lo largo del injerto 1110 al tiempo que protege el injerto 1110 del contacto exterior y mantiene el injerto 1110 en la región 1106 de unión del cuerpo 1102 del implante.

10 Con referencia ahora a la figura 34, se muestra una realización de un implante 1200 ortopédico de acuerdo con la presente invención que incluye un cuerpo 1202 de implante, mostrado como un vástago femoral de cadera, y un soporte 1204 ajustable unido al vástago 1202 de cadera. Como puede verse, se puede unir un rodillo 1206 al soporte 1204 que permite que un injerto 1208 se enrolle alrededor del rodillo 1206. Envolver el injerto 1208 alrededor del rodillo 1206 permite acortar y retener un injerto con una longitud demasiado grande contra una región 1210 de unión del vástago 1202. En tal configuración, el injerto 1208 se puede atar alrededor del rodillo 1206 para mantener el injerto 1208 unido al rodillo 1206 y luego comprimirse entre el soporte 1204 y la región 1210 de unión.

15 Con referencia ahora a la figura 35, se muestra otra realización de un implante 1300 ortopédico de acuerdo con la presente invención que incluye un cuerpo de implante 1302, mostrado como un vástago femoral de cadera, y un soporte 1304 ajustable unido al vástago 1302 de cadera. El vástago 1302 de cadera puede tener un material 1306 de crecimiento unido a una región de unión 1308 del vástago 1302 de cadera y el soporte 1304 también puede tener un material 1310 de crecimiento que se alinea con el material 1306 de crecimiento hacia dentro del vástago 1302 de cadera. Un injerto 1312 puede colocarse entre los dos materiales 1306 y 1310 de crecimiento y conectarse a un mecanismo 1314 de trinquete unido al vástago 1302 de la cadera envolviendo el injerto 1312 alrededor del mecanismo 1314 de trinquete. El mecanismo 1314 de trinquete se puede girar para aplicar tensión al injerto 1312 y apretar el injerto 1312, manteniendo el injerto 1312 en su lugar entre los dos materiales 1306 y 1310 de crecimiento. Dicha configuración permite que la tensión en el injerto 1312 flexible se pueda ajustar convenientemente durante la cirugía.

20 Con referencia ahora a la figura 36, se muestra otro implante 1400 ortopédico que incluye un cuerpo 1402 de implante, que se muestra como un vástago femoral de cadera, y un soporte 1404 unido al vástago 1402 de la cadera. El cuerpo 1402 del implante puede tener una región 1406 de unión con un material 1408 de crecimiento y el soporte 1404 puede tener un material 1410 de crecimiento correspondiente que está alineado con el material 1408 de crecimiento de la región 1406 de unión, de modo que cuando el soporte 1404 se aprieta contra el vástago 1402 de la cadera, los dos materiales 1408 de crecimiento hacia dentro pueden estar en contacto con un injerto 1412 sostenido entre el soporte 1404 y el vástago 1402 de la cadera. La forma del soporte 1404 se puede ajustar de manera que se forme un punto de presión 1414 entre el soporte 1404 y el vástago 1402 de la cadera adyacente a un extremo 1416 distal del soporte 1404, mientras que se forma un hueco 1418 entre el soporte 1404 y el vástago 1402 de la cadera adyacente a un extremo 1420 proximal del soporte 1404. El punto 1414 de presión puede ser donde las mayores fuerzas de compresión se aplican al injerto 1412 por el soporte 1404 y el vástago 1402 de la cadera mientras que el hueco 1418 es donde hay pocas fuerzas de compresión, si es que las hay, aplicadas al injerto 1412 por el soporte 1404 y el vástago 1402 de la cadera. Para sujetar mejor el injerto 1412 entre el soporte 1404 y el vástago 1402 de cadera, se puede colocar un material 1422 compatible en el soporte 1404 adyacente al espacio 1418 que se deformará cuando el material 1422 compatible presione contra el injerto 1412 y el vástago 1402 de cadera. El material 1422 compatible puede ser, por lo tanto, un material relativamente blando y compresible, tal como material de injerto adicional, poliuretano, polietileno, etc. Eso proporciona cobertura adicional y fijación del injerto 1412 con poco aumento en las fuerzas de compresión aplicadas al injerto 1412 adyacente al espacio 1418.

25 Con referencia ahora a la figura 37, se muestra otro implante 1500 ortopédico que incluye un cuerpo 1502 de implante y un cuello 1504 fijado al cuerpo de implante 1502. El cuello 1504 puede fijarse al cuerpo 1502 del implante mediante un ajuste a presión, un adhesivo, o cualquier otra forma adecuada de fijar el cuello 1504 al cuerpo 1502 del implante, de manera que el cuello 1504 no se retire fácilmente del cuerpo del implante 1502. El cuello 1504 se puede formar de cualquier material biocompatible y también puede tener un material de crecimiento (no mostrado) en una región adyacente a donde el cuello 1504 se fija al cuerpo 1502 del implante. El cuello 1504 puede permitir que un injerto 1506, que puede estar formado por un material sintético o natural, se fije al cuello 1504 para fijar el injerto 1506 al cuerpo del implante 1502. El injerto 1506 se puede mantener entre el cuello 1504 y el cuerpo 1502 del implante, si se desea compresión, o se puede unir al cuello 1504 sin comprimir el injerto 1506 entre el cuello 1504 y el cuerpo del implante 1502. Opcionalmente, se puede conectar una almohadilla 1508 de crecimiento interno formada por un material de crecimiento interno al cuerpo del implante 1502 y el injerto 1506 se sostiene contra la almohadilla 1508 de crecimiento hacia arriba para permitir que el injerto 1506 se infiltre en la almohadilla 1508 de crecimiento hacia atrás y forme otro punto de unión al cuerpo del implante 1502.

30 Refiriéndonos ahora a las figuras 38A-38B, se muestra otro implante ortopédico 1600 que incluye un cuerpo de implante 1602 y un injerto 1604 de cuello unido al cuerpo 1602 del implante. El injerto 1604 de cuello se puede formar a partir de un injerto 1606 bifurcado, que se muestra en la figura 38A, que tiene una primera rama 1608 y una segunda rama 1610 conectada a un cuerpo 1612 principal del injerto 1606 bifurcado. El injerto 1606 bifurcado puede ser, por ejemplo, un tendón o cartílago que se bifurca de forma natural y se extrae del cuerpo o un material sintético

conformado para incluir una bifurcación. Para formar el injerto 1604 de cuello a partir del injerto 1606 bifurcado, una parte de la segunda rama 1610 puede retirarse para formar una región 1614 del cuello en el injerto 1606 bifurcado, con una parte del cuerpo 1612 principal conectado a la región 1614 del cuello para formar un cuello 1616 del injerto 1604 de cuello, que se ve en la figura 38B. El cuello 1616 puede formarse antes de deslizarse sobre un vástago 1618 del cuerpo 1602 del implante o formando un bucle en la porción del cuerpo 1612 principal alrededor del vástago 1618 y luego conectando la porción a la región 1614 del cuello para formar el cuello 1616, que se enrollará alrededor del vástago 1618. Si se desea, se pueden usar las suturas 1622 para reducir el deslizamiento entre el injerto 1604 de cuello y el cuerpo 1602 del implante.

Con referencia ahora a la figura 39, se muestra otro implante 1700 ortopédico que incluye un cuerpo 1702 del implante que tiene una serie de aberturas 1704 formadas allí y suturas 1706 en bucle a través de las aberturas 1704 para presionar un injerto 1708 contra el cuerpo 1702 del implante. Antes de enrollar las suturas 1706 a través de las aberturas 1704, el injerto 1708 puede tirarse en una dirección de tensión, que se indica con la flecha 1710, mediante un instrumento (no se muestra) para mantener el injerto 1708 tenso antes de fijarlo al cuerpo 1702 del implante con las suturas 1706. Si bien se muestran dos bucles de sutura 1706 y las correspondientes aberturas 1704, el número de aberturas 1704 puede variar, como se desee, para ser tan pocos como uno o más de dos. También se contempla que las suturas 1706 pueden reemplazarse por grapas quirúrgicas.

Refiriéndonos ahora a las figuras 40A y 40B, se muestra otro implante 1800 ortopédico que incluye un cuerpo de implante 1802 con un trocánter 1804 mayor. Como se puede ver en la figura 40A, después de la implantación se puede descubrir que el trocánter 1804 mayor del cuerpo 1802 del implante no tiene la longitud suficiente para alcanzar un tendón 1806 que se debe unir al trocánter 1804 mayor. El estiramiento adicional del tendón 1806 puede hacer que el tendón 1806 se rompa o esté excesivamente tensado, por lo que no es una opción viable. Para permitir que el tendón 1806 se adhiera al trocánter 1804 mayor, y refiriéndose específicamente a la figura 40B, se puede unir una extensión 1808 al trocánter 1804 mayor que alarga efectivamente el trocánter 1804 mayor y permite que el tendón 1806 se adhiera al cuerpo 1802 del implante. La extensión 1808 se puede formar a partir del mismo material que el trocánter 1804 mayor, para proporcionar características de unión similares, o ser un material diferente. La extensión 1808 también puede incluir cualquiera de las características aquí descritas para permitir que el tendón 1806 se adhiera a la extensión 1808. Además, la extensión 1808 puede ser más flexible que el trocánter 1804 mayor para disminuir el gradiente de rigidez entre el tendón 1804 y el trocánter 1804 mayor.

Con referencia ahora a la figura 41, se muestra otro implante 1900 ortopédico que incluye un cuerpo 1902 del implante y un soporte 1904 conectado al cuerpo 1902 del implante. El cuerpo 1902 del implante tiene una región 1906 de unión, similar a los cuerpos de implante descritos anteriormente, y un material 1908 de crecimiento, mostrado como una almohadilla de crecimiento, en la región 1906 de unión. El soporte 1904 también tiene un par de materiales 1910 de crecimiento, mostrados como almohadillas, en superficies opuestas del soporte 1904 para entrar en contacto con las superficies 1912 interiores de un injerto 1914 unido a un tendón 1916. El injerto 1914 tiene una abertura 1918 formada para dividir parcialmente el injerto 1914 en una porción 1920 interior que se mantendrá entre el soporte 1904 y la región 1906 de unión y una porción 1922 exterior que estará en el exterior del soporte 1904. Por lo tanto, la porción 1920 interior puede ponerse en contacto con múltiples almohadillas 1908, 1910 de crecimiento y comprimirse entre el soporte 1904 y la región 1906 de unión, mientras que la porción 1922 exterior también hace contacto con una almohadilla 1910 de crecimiento. Dicha configuración aumenta la cantidad de área de superficie del injerto 1914 que está en contacto con el material de crecimiento interno y puede acelerar la unión del injerto 1914 al implante 1900 ortopédico.

Cuando las regiones de crecimiento interno se unen a la superficie de un implante, es posible que las regiones de crecimiento interno dañen el injerto unido debido a que las regiones de crecimiento interno se elevan con relación a la superficie. Para reducir el riesgo de daño a un injerto unido, y refiriéndose ahora a la figura 42, un implante 2000 ortopédico puede tener un cuerpo 2002 de implante con un rebaje 2004 formado allí que está lleno de un material 2006 poroso de crecimiento interno, por lo que el material 2006 poroso de crecimiento interno está a ras con una superficie 2008 exterior del cuerpo 2002 del implante. El cuerpo 2002 del implante también puede tener regiones 2010 sobresalientes que se redondean con un radio grande que conduce al área con el rebaje 2004 y el material 2006 poroso de crecimiento interno para evitar grandes concentraciones de esfuerzo en un injerto 2012 que se sostiene contra el material 2006 poroso de crecimiento interno. Al tener el material de crecimiento interno 2006, que puede ser una almohadilla interna de crecimiento poroso, en el rebaje 2004 y al ras con la superficie 2008 exterior, se reduce el riesgo de que el injerto 2012 se corra contra las esquinas de la almohadilla 2006 interna de crecimiento y se dañe. Debe apreciarse que, si bien la brecha entre el injerto 2012 y la almohadilla 2006 de crecimiento poroso se ha exagerado en la figura 42 para mostrar un mejor detalle, el injerto 2012 estará normalmente en contacto o cerca de ponerse en contacto con la almohadilla 2006 de crecimiento poroso después de la implantación.

Refiriéndonos ahora a la figura 43, se muestra otro implante 2100 ortopédico que incluye un cuerpo 2102 de implante con un rebaje 2104 formado allí y un material 2106 poroso de crecimiento interno colocado en el rebaje 2104. Un soporte 2108 se puede conectar al cuerpo 2102 del implante y también tiene un rebaje 2110 formado en el mismo con un material 2112 poroso de crecimiento interno colocado en el rebaje 2110. Un injerto 2114 puede comprimirse entre el soporte 2108 y el cuerpo 2102 del implante, de modo que el injerto 2114 haga contacto con ambos materiales 2106 y 2112 porosos de crecimiento interno, lo que puede llevar a una mayor integración del

injerto 2114 con el implante 2100 y reducir el riesgo de desgaste debido a la abrasión con los materiales 2106 y 2112 porosos de crecimiento interno.

5 Refiriéndose ahora a la figura 44, se muestra otro implante 2200 ortopédico que incluye un cuerpo 2202 de implante con un rebaje 2204 formado y un material 2206 poroso de crecimiento interno colocado en el rebaje 2204. El rebaje 2204 puede formarse, por ejemplo, en un trocánter 2208 mayor del cuerpo 2202 del implante y el material 2206 poroso de crecimiento interno puede ser una almohadilla porosa hacia el crecimiento situada en el rebaje 2204. El implante 2200 ortopédico puede incluir además un soporte, como una placa, que no se muestra para ilustrar cómo un injerto 2210 bifurcado con una primera rama 2212 y una segunda rama 2214 se puede mantener entre el cuerpo del implante 2202 y la placa con la primera rama 2212 y la segunda rama 2214 colocado en lados opuestos de la almohadilla 2206 de crecimiento interno porosa. La almohadilla 2206 de crecimiento interno porosa, por lo tanto, puede colocarse entre la primera rama 2212 y la segunda rama 2214 para permitir el crecimiento hacia el interior de ambas ramas 2212 y 2214 hasta la almohadilla 2206 de crecimiento poroso.

15 Aunque esta invención se ha descrito con respecto a al menos una realización, la presente invención puede modificarse adicionalmente dentro del alcance definido por las reivindicaciones. Por lo tanto, esta aplicación está destinada a cubrir cualquier variación, uso o adaptación de la invención usando sus principios generales. Además, esta solicitud está destinada a cubrir tales desviaciones de la presente divulgación que se encuentran dentro de la práctica conocida o habitual en la técnica a la que pertenece esta invención y que están dentro de los límites de las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un implante ortopédico, que comprende:
- 5 un cuerpo (1302) de implante que comprende un material biocompatible y está configurado para ser implantado en una ubicación anatómica, definiendo dicho cuerpo de implante una región (1308) de unión en una superficie exterior de dicho cuerpo de implante; y
- un soporte (1304) ajustable unido a dicho cuerpo del implante y que tiene una superficie de compresión orientada hacia dicha región de unión, dicho soporte ajustable está configurado para ser implantado en dicha ubicación anatómica con dicho cuerpo del implante y comprime de manera ajustable un tejido blando y/o un material (1110) de injerto entre dicha superficie de compresión y dicha región de unión, caracterizada por
- 10 un mecanismo (1314) de trinquete unido a dicho cuerpo de implante y configurado para aplicar tensión a un tejido blando y/o un material de injerto conectado a dicho mecanismo de trinquete o mediante un rodillo (1206) unido a dicho soporte ajustable.
2. El implante ortopédico de la reivindicación 1, que comprende además al menos un material de crecimiento unido a dicha región de unión.
- 15 3. El implante ortopédico de la reivindicación 2, en donde dicho al menos un material (1306, 1310) de crecimiento interno comprende una pluralidad de materiales de crecimiento interno.
4. El implante ortopédico de la reivindicación 1, en donde dicho soporte ajustable comprende una cubierta (608) unida a dicho cuerpo del implante.
- 20 5. El implante ortopédico de la reivindicación 1, en donde dicho soporte ajustable tiene un canal (1120) formado en él.
6. El implante ortopédico de la reivindicación 1, que comprende además un material (1422) compatible unido a dicho soporte.
7. El implante ortopédico de la reivindicación 6, en donde dicho cuerpo del implante y dicho soporte definen un espacio (1418) entre ellos adyacentes a un extremo proximal de dicho soporte, estando unido dicho material conforme a dicho soporte adyacente a dicho espacio.
- 25 8. El implante ortopédico de la reivindicación 1, en donde dicho soporte tiene un rebaje (1120) formado en el mismo y un material poroso de crecimiento interno colocado en dicho rebaje.

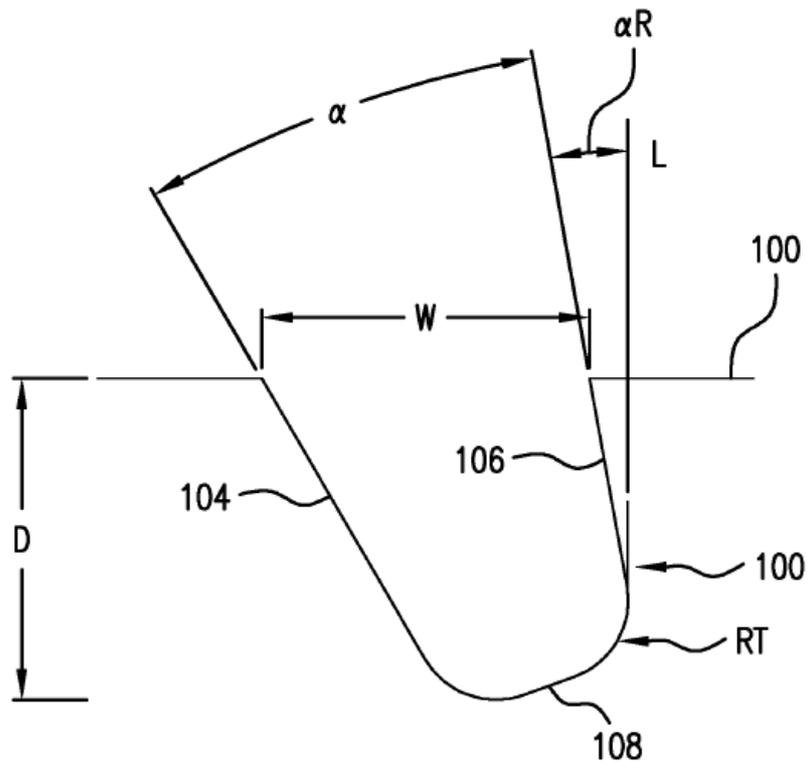


FIG. 1

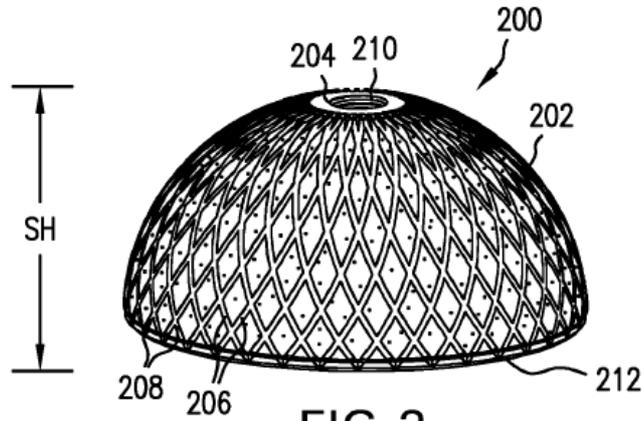


FIG. 2

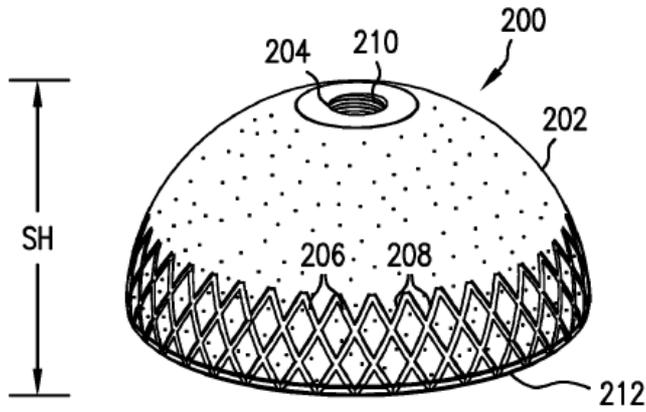


FIG. 3

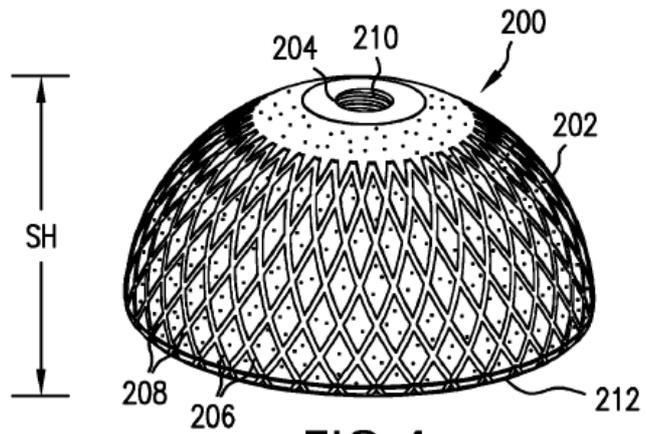
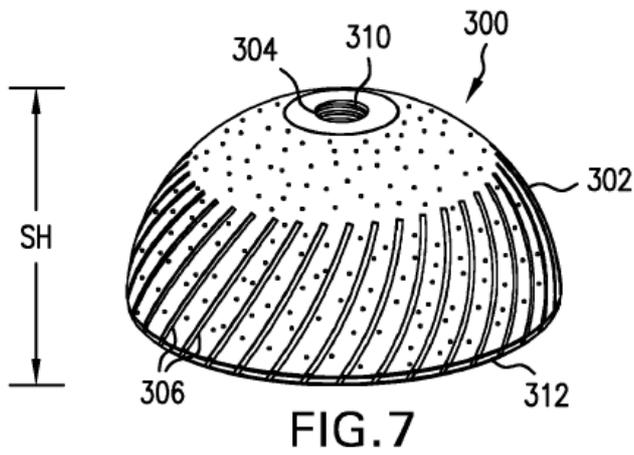
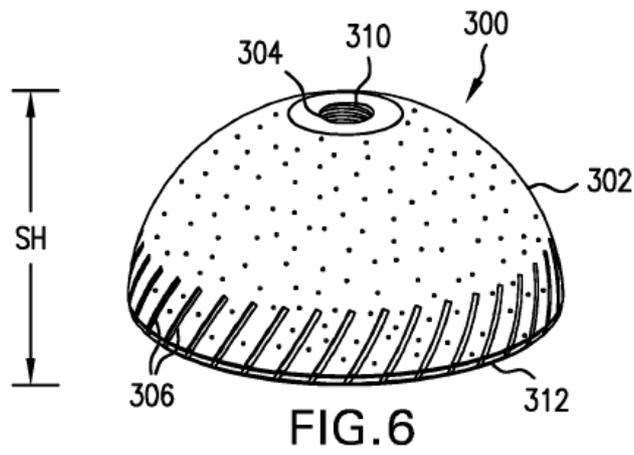
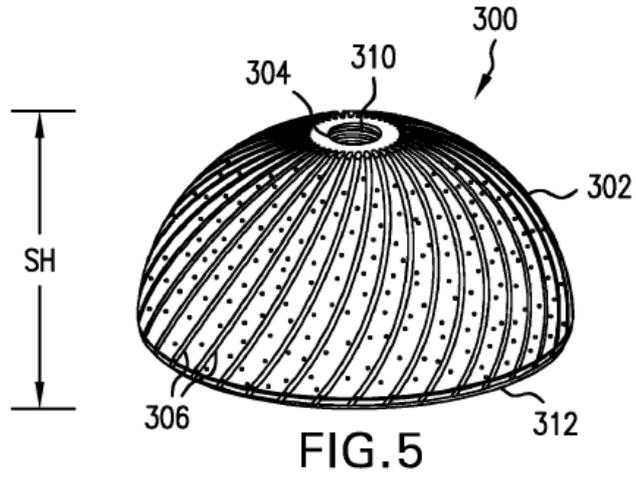
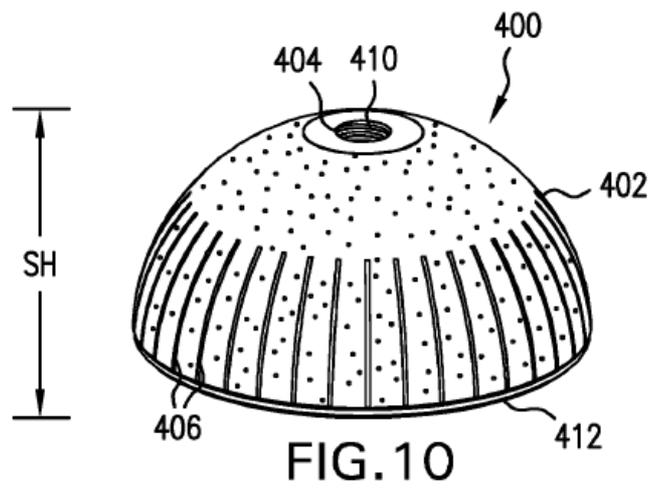
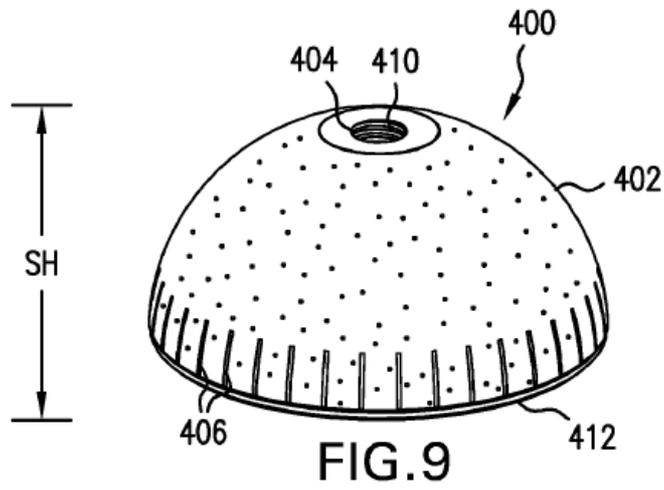
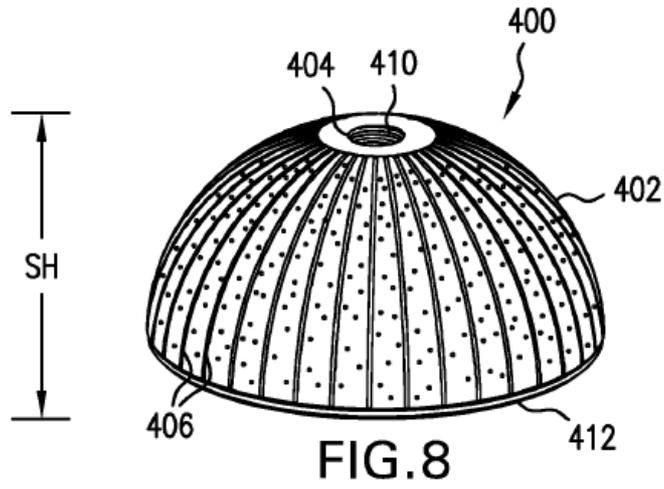


FIG. 4





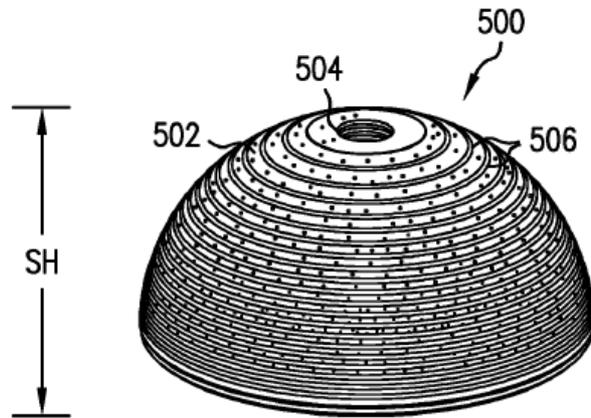


FIG. 11

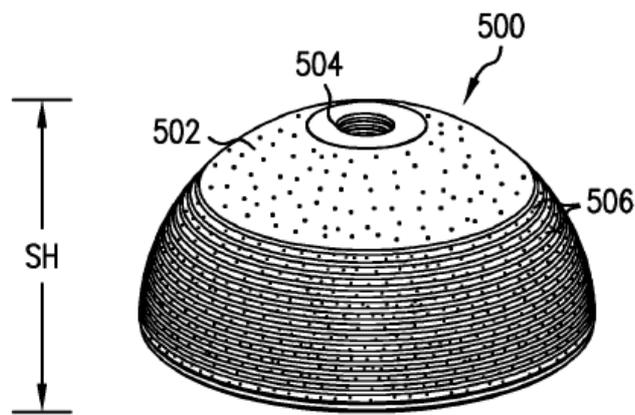


FIG. 12

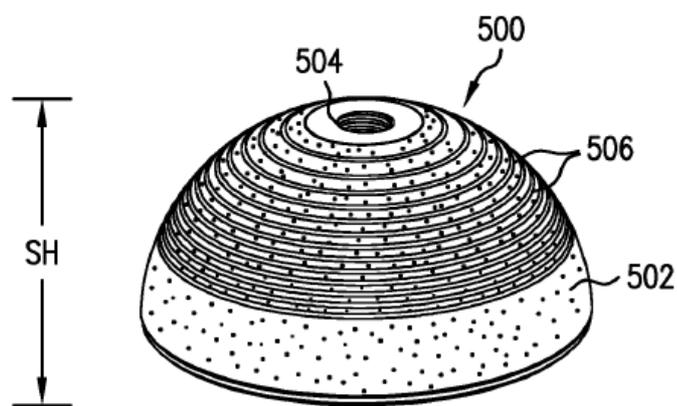


FIG. 13

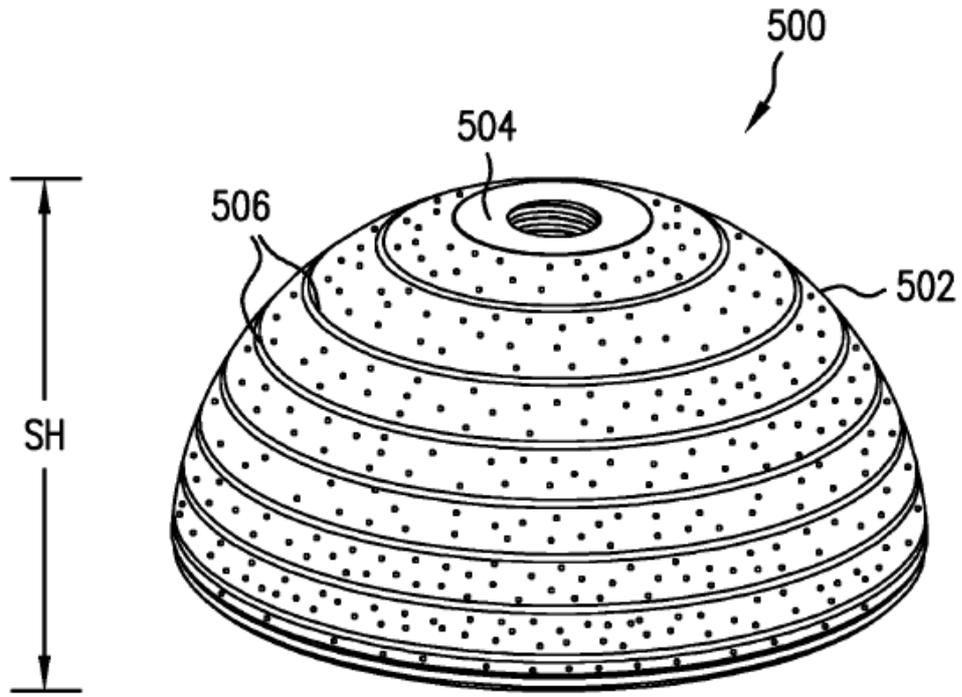


FIG. 14

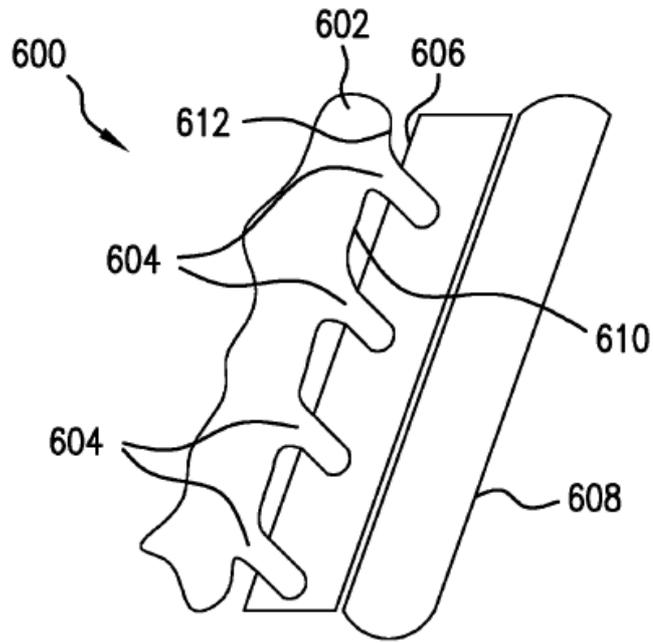


FIG. 15

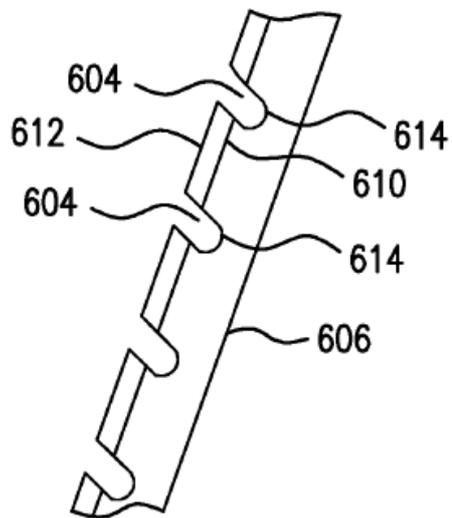


FIG. 16

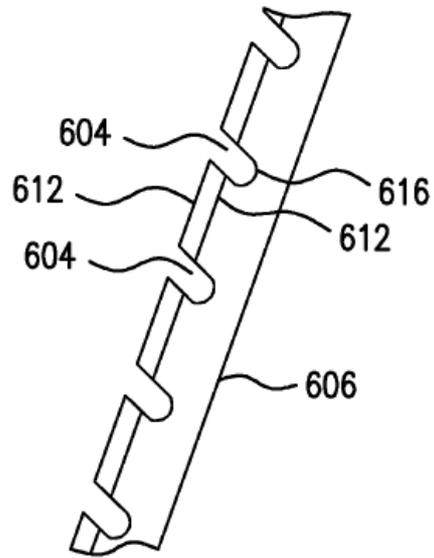


FIG. 17

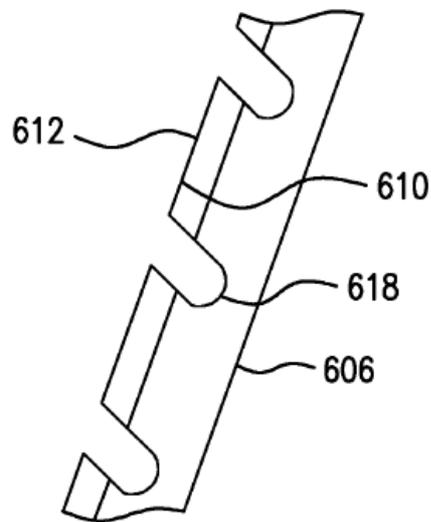


FIG. 18

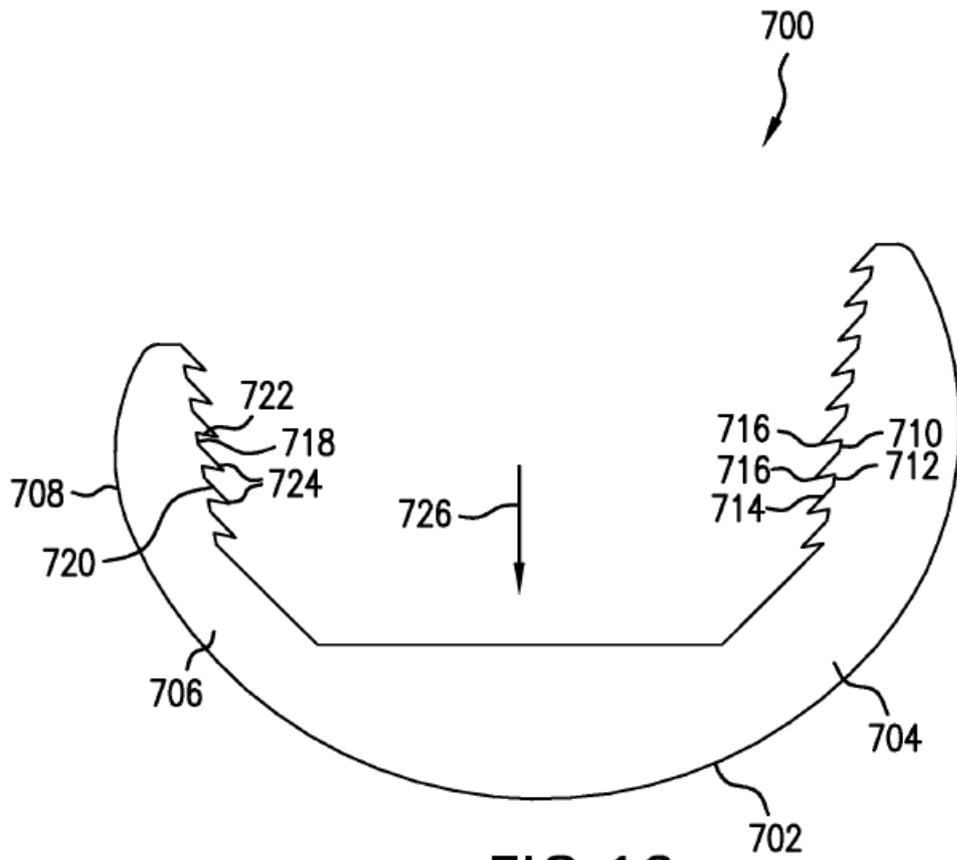


FIG. 19

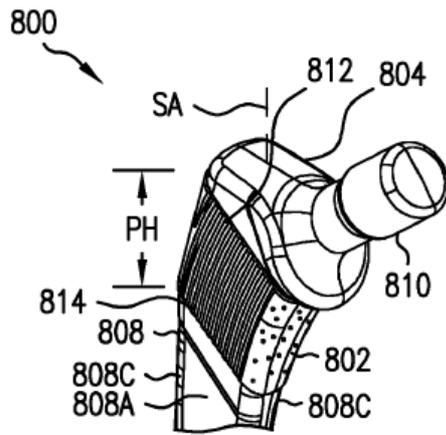


FIG. 20

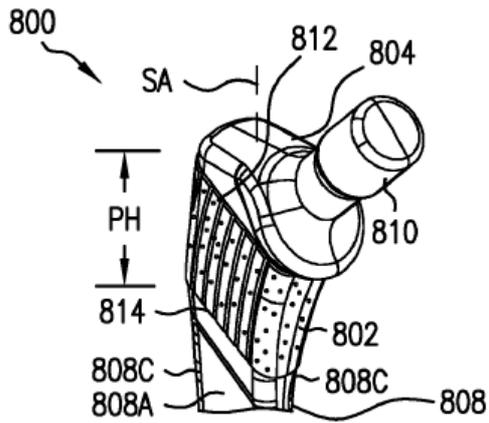


FIG. 21

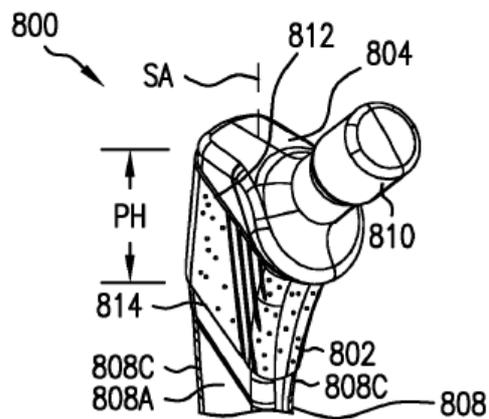


FIG. 22

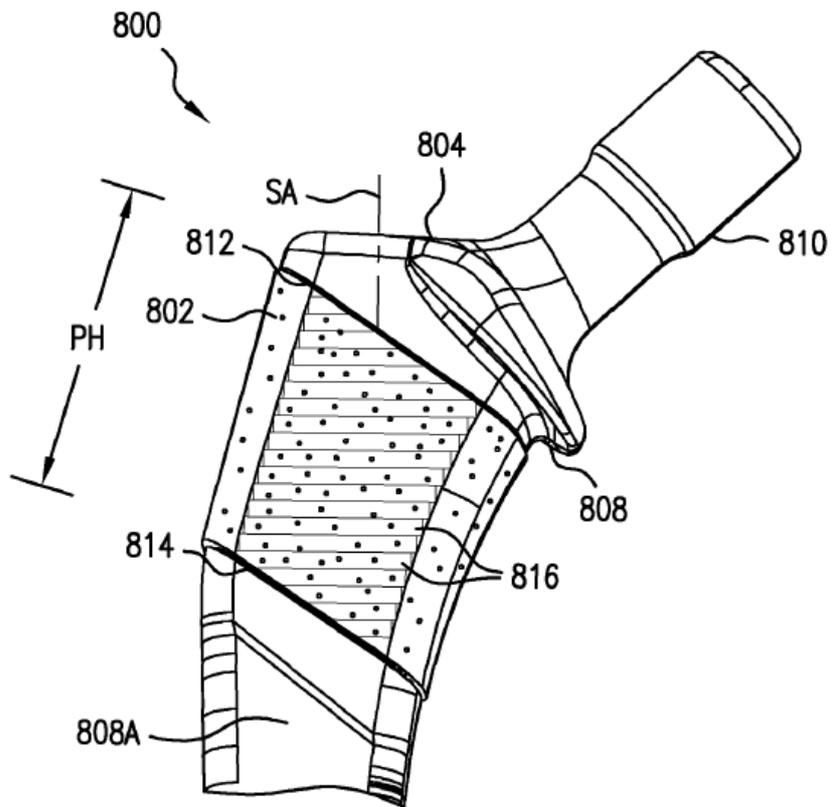


FIG. 23

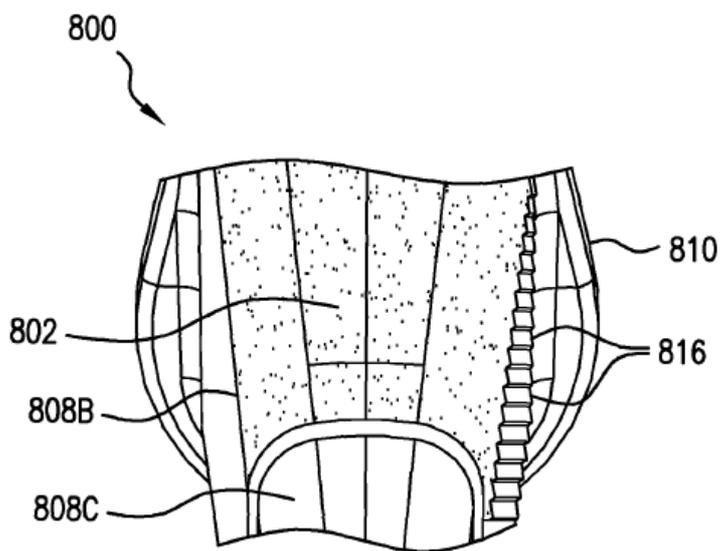


FIG. 24

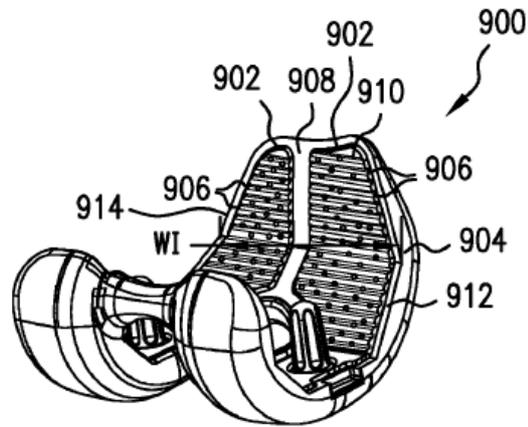


FIG. 25

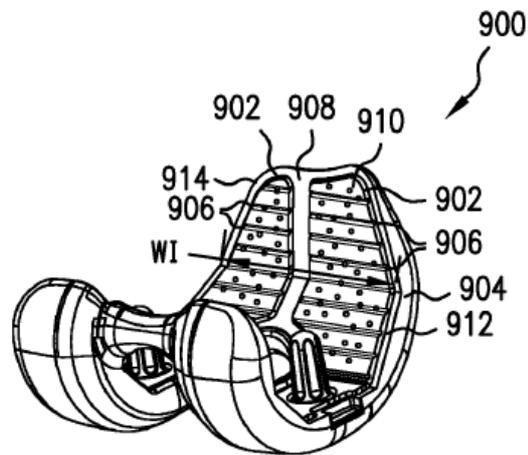


FIG. 26

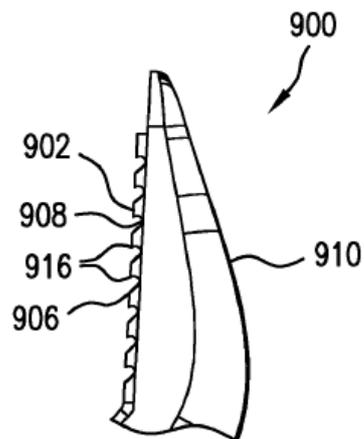


FIG. 27

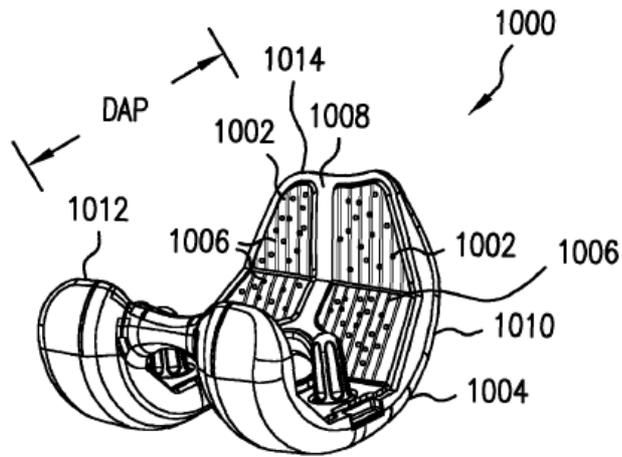


FIG. 28

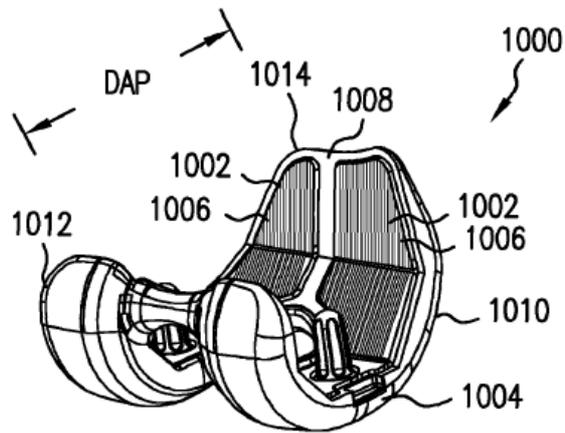


FIG. 29

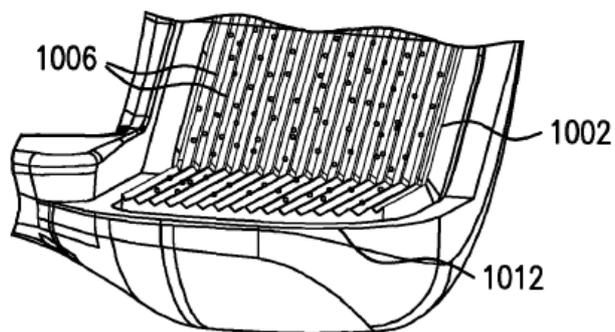


FIG. 30

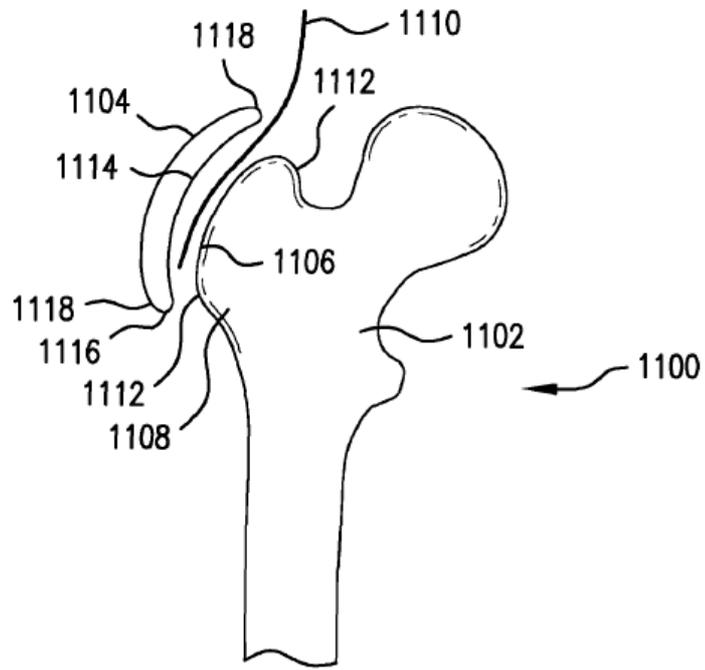


FIG. 31

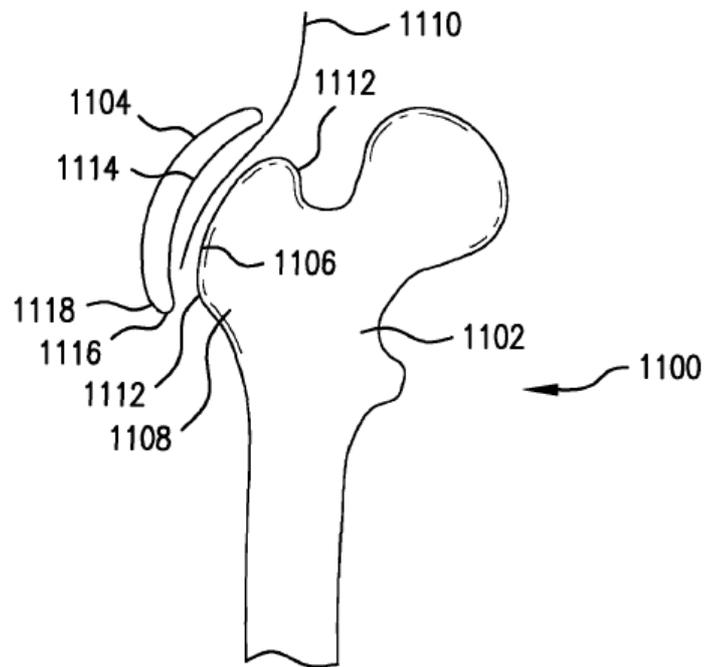


FIG. 32

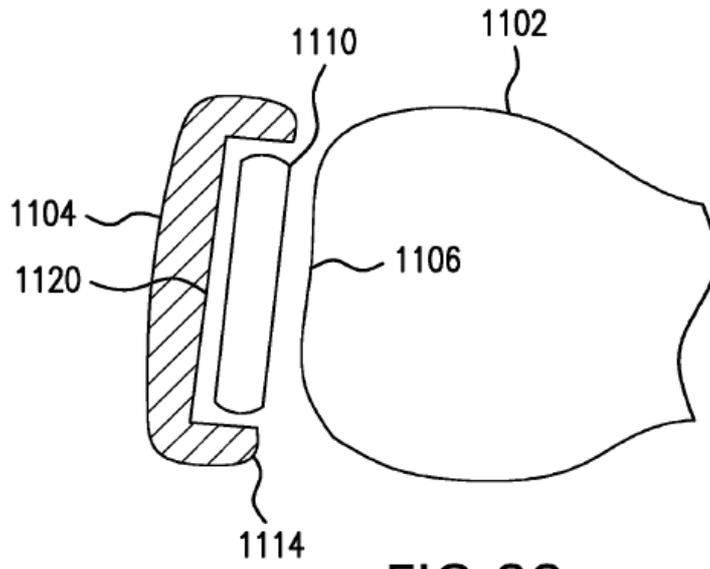


FIG. 33

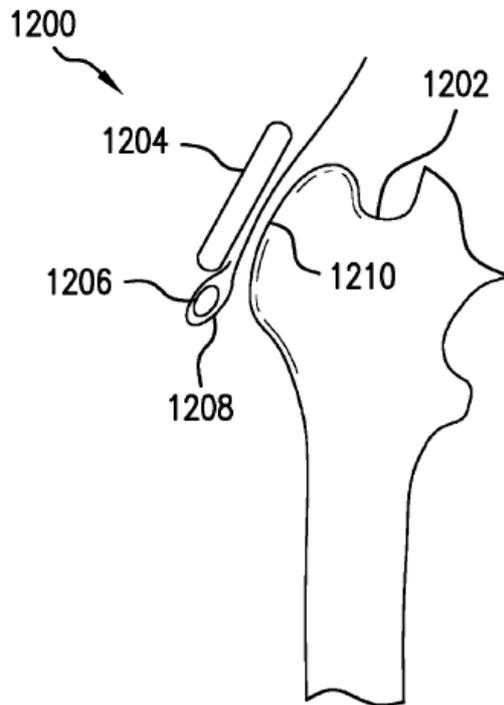


FIG. 34

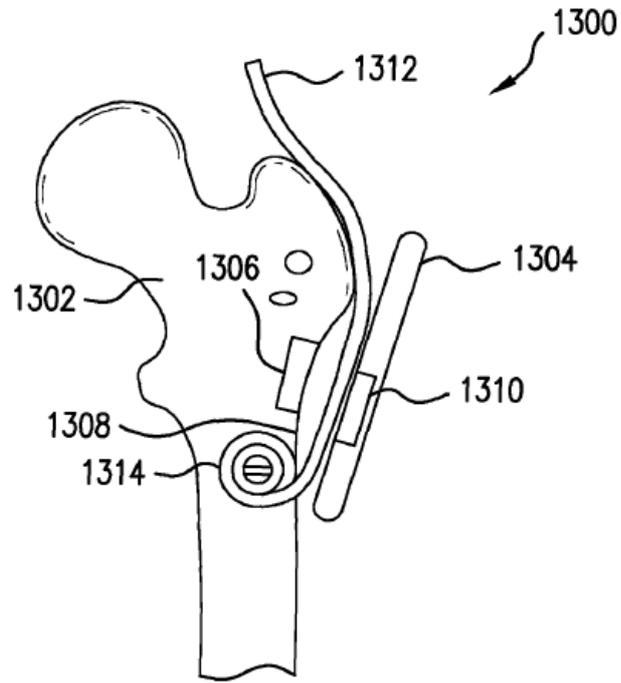


FIG. 35

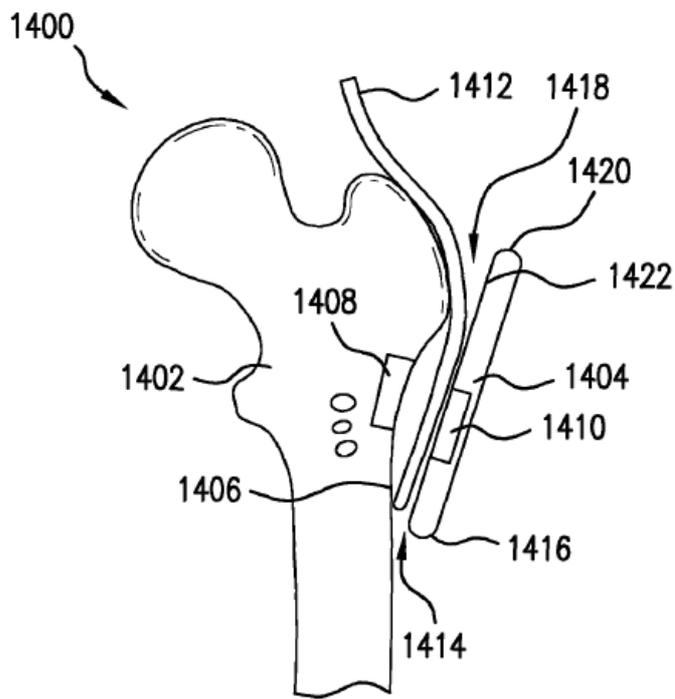


FIG. 36

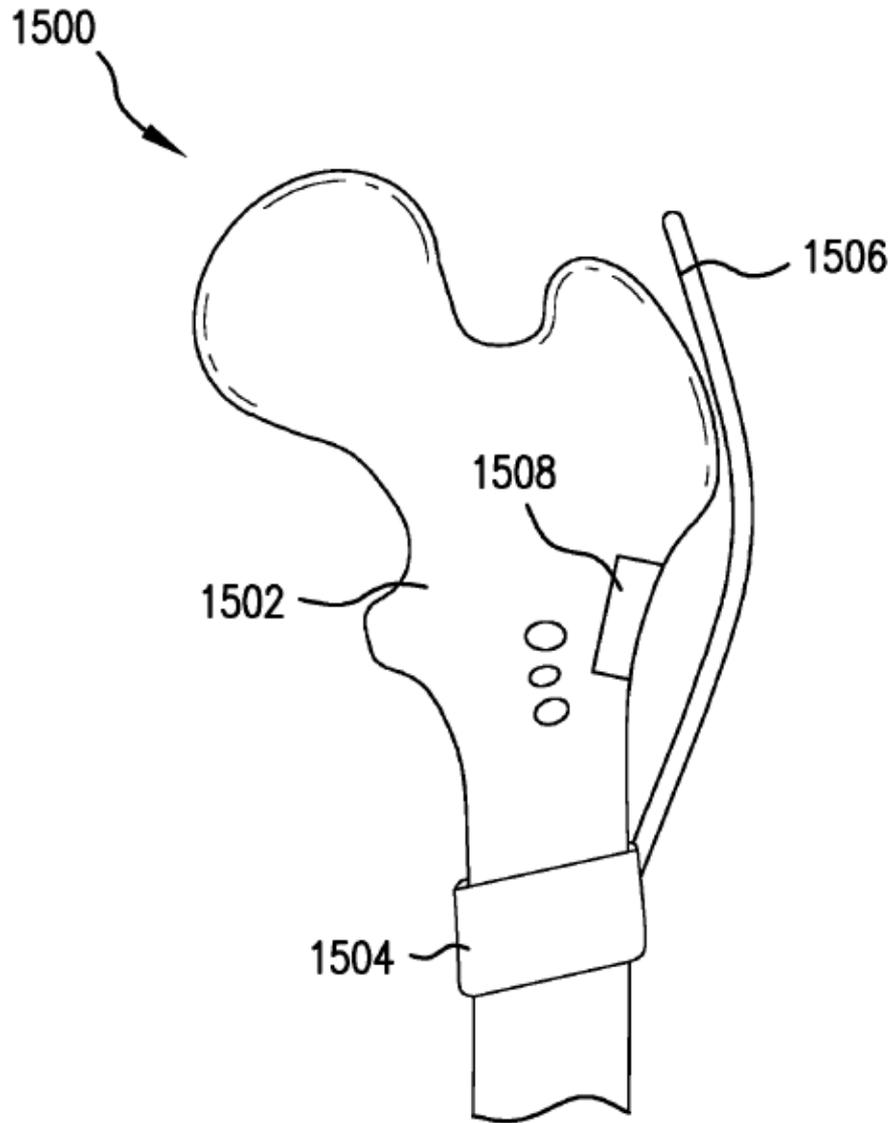


FIG.37

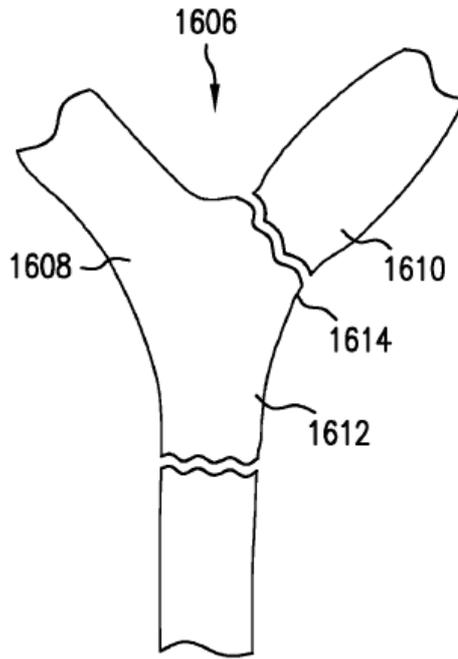


FIG. 38A

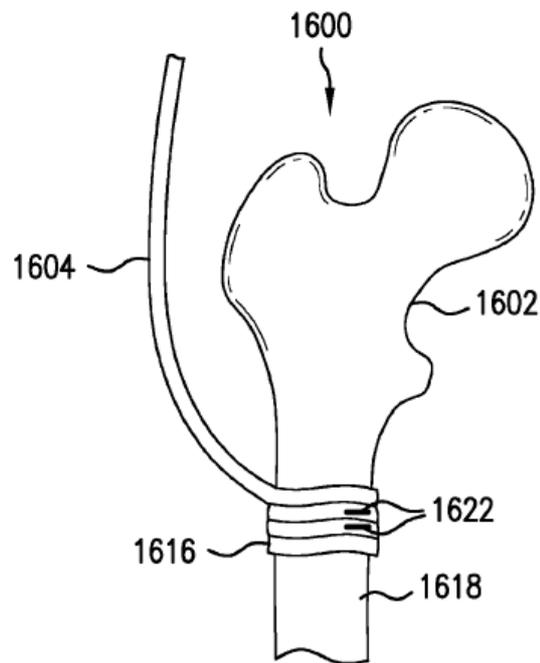
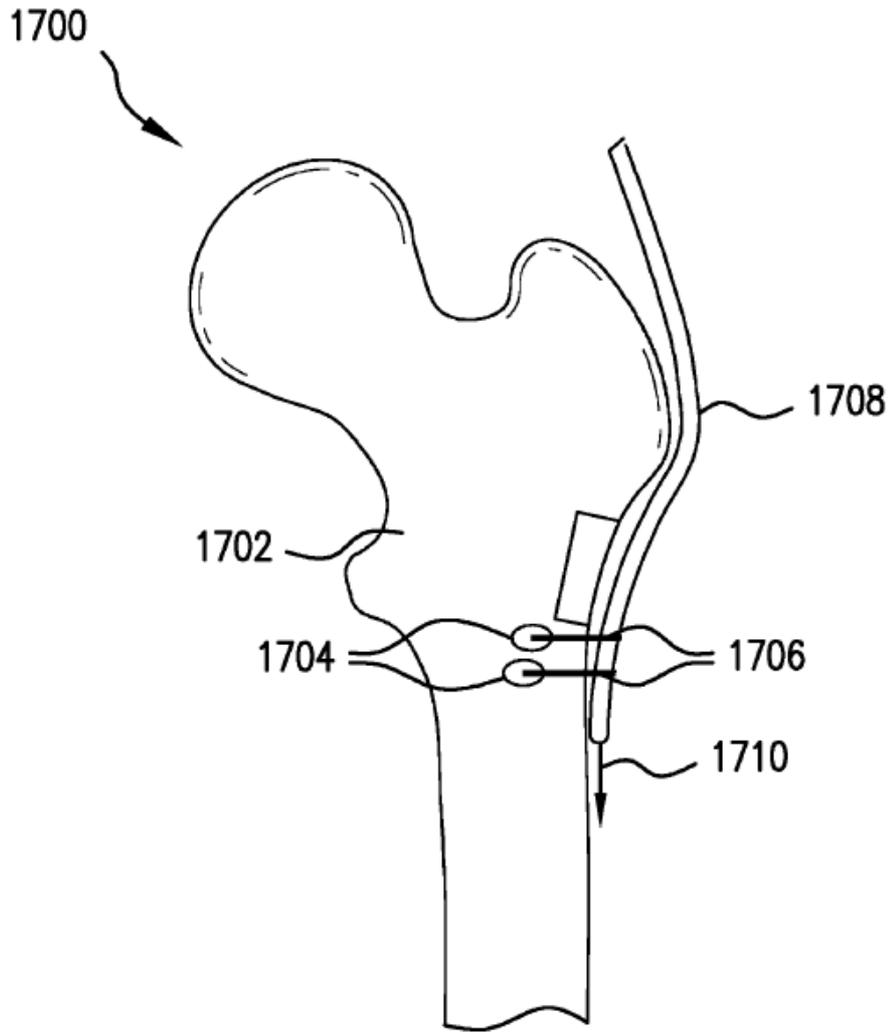


FIG. 38B



**FIG.39**

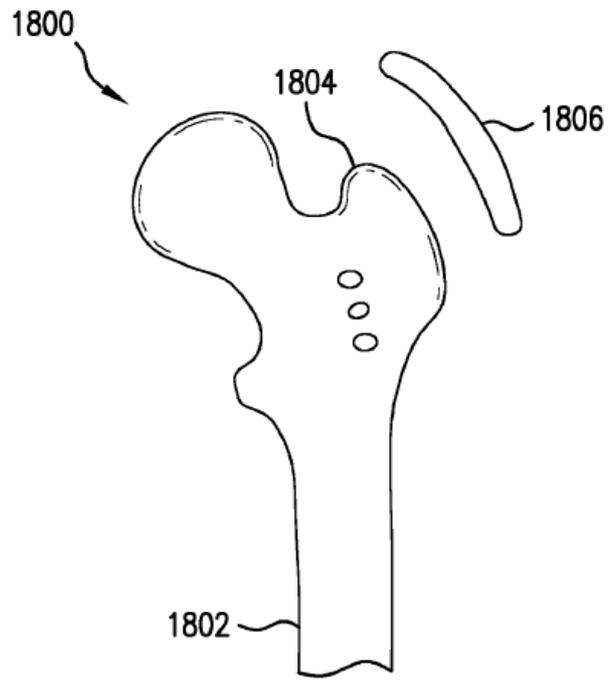


FIG. 40A

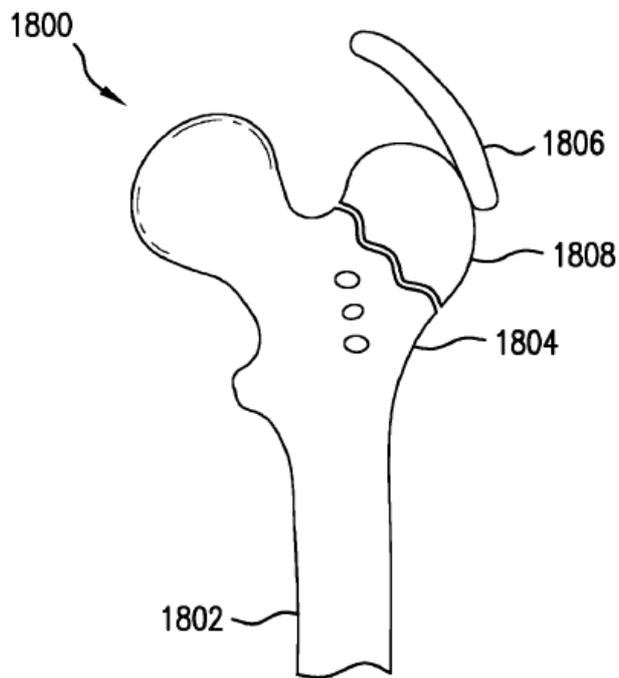


FIG. 40B

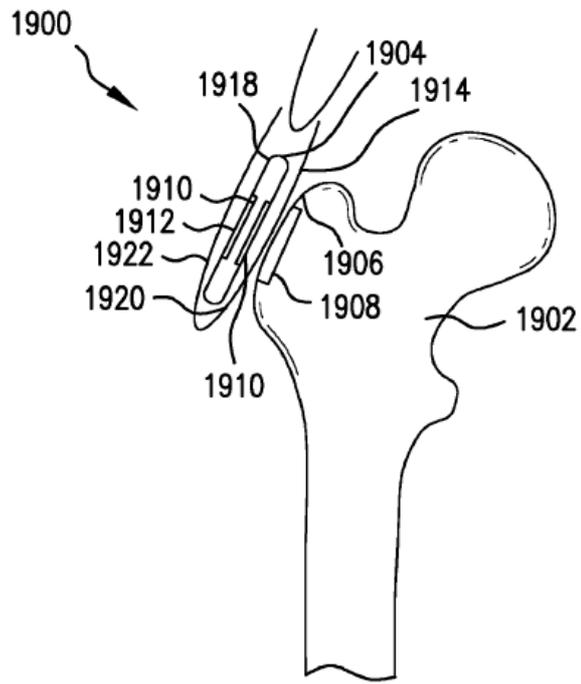


FIG. 41

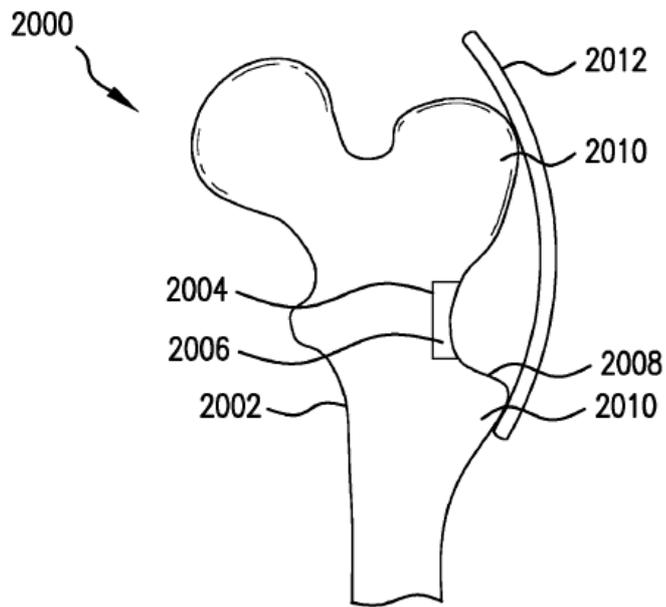


FIG. 42

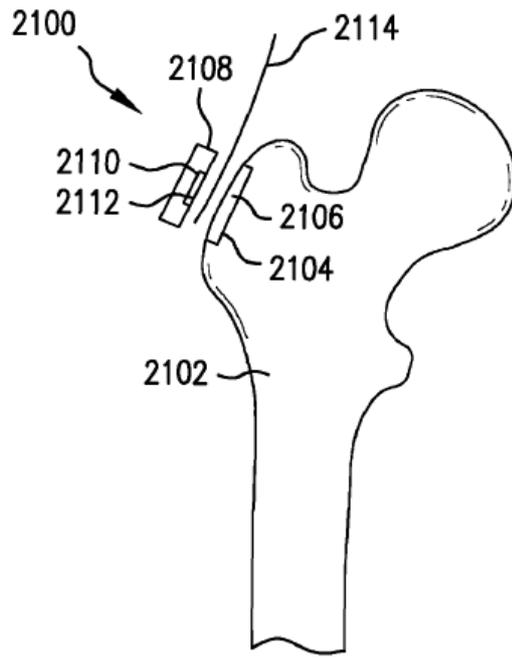


FIG. 43

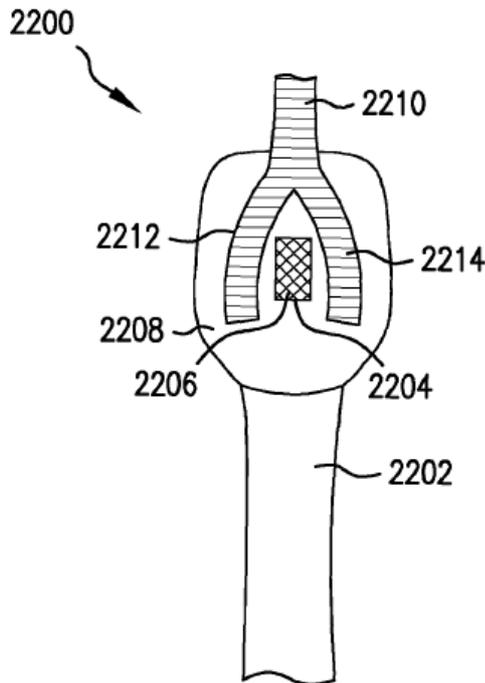


FIG. 44