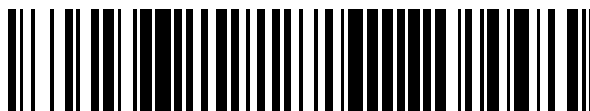


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 701 057**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

A61B 17/88 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

A61F 2/46 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.03.2014** **PCT/US2014/024541**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.09.2014** **WO14150920**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.03.2014** **E 14768379 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.09.2018** **EP 2967888**

54 Título: **Fijación de implantes de hueso**

30 Prioridad:

15.03.2013 US 201361789158 P
11.03.2014 US 201414204693

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
20.02.2019

73 Titular/es:

SMED - TA/TD LLC (100.0%)
5865 East State Road 14
Columbia City, IN 46725, US

72 Inventor/es:

STALCUP, GREGORY, C.;
KNAPP, TROY, D. y
GEELS, TRAVIS, J.

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 701 057 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

Fijación de implantes de hueso

Antecedentes de la invención

1. Campo de la invención.

5 La presente invención se refiere a implantes ortopédicos y, más particularmente, a implantes de rodilla.

2. Descripción de la técnica relacionada.

10 La rodilla es un sitio común de problemas ortopédicos en pacientes que requieren cirugía. El cartílago en la rodilla es especialmente vulnerable a las lesiones durante la vida del paciente y generalmente no se repara a sí mismo como otros tejidos del cuerpo. Cuando el cartílago en una rodilla se daña o se destruye, el fémur y la tibia, que normalmente están separados y lubricados por el cartílago, pueden frotarse entre sí, lo que causa varios problemas.

Si la intervención quirúrgica para reparar el cartílago de la rodilla es insuficiente, generalmente un implante de rodilla es implantado en el paciente sobre una superficie preparada del fémur o la tibia. Los implantes de rodilla generalmente tienen una superficie de articulación que simula el cartílago natural del cuerpo, lo que permite que el fémur y la tibia permanezcan conectados y se deslicen entre sí como lo harían si hubiera cartílago sano.

15 Al instalar el implante de rodilla, a menudo se utiliza un adhesivo para fijar el implante al fémur o tibia y permitir la fijación adecuada del implante. El cemento óseo es una opción de adhesivo popular porque forma un buen contacto con el hueso y tiene una buena biocompatibilidad. Hay varias ventajas que podrían obtenerse al reducir el uso de cemento óseo para fijar un implante de rodilla a la superficie del hueso preparado. El cemento óseo tiene una consistencia similar a la masilla y es propenso a extenderse durante la cirugía. Cuando el cirujano presiona el
20 implante de rodilla sobre el cemento óseo sobre la superficie del hueso preparado, existe el riesgo de que el cemento óseo se salga entre el implante de rodilla y la superficie del hueso preparado si se aplica una cantidad excesiva de cemento óseo o fuerza de presión. Este cemento óseo suelto generalmente se extrae durante la cirugía, lo que prolonga la cirugía.

25 Lo que se necesita en la técnica es una forma de fijar los implantes de rodilla a un fémur o tibia que reduzca o elimine la necesidad de usar cemento óseo.

Un implante ortopédico de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 se describe en el documento EP-A-1550419.

Resumen de la invención

30 La presente invención proporciona implantes de rodilla que aprovechan el crecimiento óseo natural o las fuerzas de tracción para reducir o eliminar la necesidad de cemento óseo.

La invención en una forma se dirige a un implante ortopédico de acuerdo con la reivindicación 1.

35 La invención está dirigida a un implante ortopédico que incluye un componente de articulación y un componente del cuerpo conectado al componente de articulación. El componente de articulación tiene una superficie de articulación y una superficie de contacto que se opone a la superficie de articulación. El componente del cuerpo tiene una primera superficie conectada a la superficie de contacto, una segunda superficie opuesta a la primera superficie y al menos un saliente. El saliente se extiende lejos de la segunda superficie y está configurada para ser desviada hacia una estructura anatómica por una fuerza de tracción.

40 También se describe un método para implantar un implante ortopédico que incluye un componente de articulación con una superficie de articulación y una superficie de contacto opuesta a la superficie de articulación, y un componente del cuerpo con una primera superficie conectada a la superficie de contacto, una segunda superficie opuesta a la primera superficie y al menos un saliente que se extiende lejos de la segunda superficie. Se prepara un sitio anatómico para la implantación y el implante ortopédico se coloca en el sitio anatómico preparado. Se proporciona una fuerza de tracción a el saliente para forzar el implante ortopédico en el sitio anatómico preparado.

45 Una ventaja de la presente invención es que reduce o elimina la necesidad de usar cemento óseo durante la cirugía, lo que puede ahorrar tiempo durante la cirugía y reducir el riesgo de que un paciente requiera una cirugía de revisión en el futuro.

Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas mencionadas anteriormente y otras de esta invención, y la manera de alcanzarlos se hará más evidente y la invención se entenderá mejor haciendo referencia a la siguiente descripción de las realizaciones de la invención tomadas junto con los dibujos que se acompañan, en donde la invención se muestra en las figuras 11, 12, 15 y 16.

- 5 La figura 1 es una vista en perspectiva de una realización de un implante ortopédico;
- La figura 2 es una vista parcialmente en despiece de otra realización de un implante ortopédico;
- La figura 3 es una vista en sección transversal de una tibia con un implante ortopédico fijado;
- La figura 4 es una vista en sección transversal de un tornillo para huesos;
- La figura 5 es una vista en despiece parcial en sección transversal de una tibia con un implante ortopédico fijado;
- 10 La figura 6 es una vista en despiece de una plantilla que se usa para preparar una tibia;
- La figura 7 es una vista en despiece de una tibia con otra realización de un implante ortopédico fijado;
- La figura 8 es una vista en sección transversal de la tibia con el dispositivo ortopédico fijado en la figura 7;
- La figura 9 es otra vista en perspectiva de la tibia con el dispositivo ortopédico fijado en la figura 7;
- La figura 10 es una vista en despiece de una tibia con otra realización más de un implante ortopédico fijado;
- 15 La figura 11 es una vista en sección transversal de una tibia con otra realización más de un implante ortopédico fijado según la presente invención;
- La figura 12 es una vista en sección transversal de la realización de la presente invención mostrada en la figura 11 que tiene salientes perpendiculares en lugar de salientes en ángulo;
- La figura 13 es una vista en perspectiva de una realización de otro implante ortopédico;
- 20 La figura 14 es otra vista en perspectiva del implante mostrado en la figura 13;
- La figura 15 es una vista en perspectiva de una tibia con otra realización más de un implante ortopédico fijado según la presente invención;
- La figura 16 es una vista en sección transversal de la realización de la presente invención mostrada en la figura 15;
- La figura 17 es una vista en despiece de un fémur con un implante ortopédico fijado;
- 25 La figura 18 es una vista en sección transversal de la realización de la presente invención mostrada en la figura 17;
- La figura 19 es otra realización más de un implante ortopédico;
- La figura 20 es una vista en sección transversal de un fémur con el implante ortopédico fijado mostrado en la figura 19;
- La figura 21 es otra realización más de un implante ortopédico;
- 30 La figura 22 es una vista en sección transversal de un fémur con el implante ortopédico fijado mostrado en la figura 21;
- La figura 23 es una vista en despiece de un cuerpo de soporte y una capa de crecimiento óseo;
- La figura 24 es una vista parcialmente en despiece de otra realización más de un implante ortopédico que incorpora el cuerpo de soporte y la capa de crecimiento óseo mostrada en la figura 23;
- 35 La figura 25 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico que incorpora el cuerpo de soporte y la capa de crecimiento óseo mostrada en la figura 23;
- La figura 26 es una vista en perspectiva de una tibia con el implante ortopédico fijado mostrado en la figura 25;
- La figura 27 es una vista en perspectiva de una tibia con otra realización más de un implante ortopédico fijado; y

La figura 28 es una vista en perspectiva de una tibia con otra realización más de un implante ortopédico fijado.

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.

5 Descripción detallada del invento

Con referencia ahora a los dibujos, y más particularmente a las figuras 1 y 2, se muestra un implante 30 ortopédico que generalmente incluye una bandeja 32 de articulación, una bandeja 34 de soporte conectada a la bandeja 32 de articulación, y una capa 36 de crecimiento interno de hueso conectada a la bandeja 34 de soporte. La bandeja 32 de articulación tiene una superficie 38 de articulación que está conformada para ser puesta en contacto con un fémur o tibia cuando el implante 30 se coloca dentro de un paciente. La superficie 38 de articulación se puede conformar para tener una porción 40 cóncava en la que una cabeza de un fémur o tibia entrará en contacto con la superficie 38 de articulación durante la implantación. La porción 40 cóncava permite que la cabeza se deslice suavemente sobre la superficie 38 de articulación durante el movimiento del fémur y la tibia. Una superficie 42 de interfaz (mostrada en la figura 2) es una superficie de la bandeja 32 de articulación que está opuesta a la superficie 38 de articulación. La superficie 42 de interfaz puede ser una superficie plana o puede tener características (no mostradas) formadas en la superficie 42 que permiten que la bandeja 32 de articulación se conecte de manera extraíble a la bandeja 34 de soporte. La figura 1 muestra la bandeja 32 de articulación que está unida irreversiblemente a la bandeja 34 de soporte, mientras que la figura 2 muestra la bandeja 32 de articulación que se puede unir de manera reversible a la bandeja 34 de soporte. Si la bandeja 32 de articulación está unida irreversiblemente a la bandeja 34 de soporte, se puede unir una capa 44 de retención de polímero a la superficie 42 de interfaz y la bandeja 34 de soporte para promover una mejor sujeción de la bandeja 32 de articulación a la bandeja 34 de soporte. La bandeja 32 de articulación puede estar hecha de cualquier material adecuado para proporcionar una superficie 38 de articulación que simule el cartílago natural del paciente. Un material ampliamente utilizado para dicha aplicación es el polietileno de peso molecular ultra alto (UHMW-PE), pero también se pueden usar otros polímeros y metales biocompatibles.

Una bandeja 34 de soporte está conectada a la superficie 42 de interfaz de la bandeja 32 de articulación y tiene una primera superficie 46 de conexión que se conecta a la superficie de contacto, y una segunda superficie de conexión (no vista) que se opone a la primera superficie 46 de conexión. La bandeja 34 de soporte está configurada para ser una forma complementaria de la bandeja 32 de articulación para proporcionar un buen acoplamiento entre los dos componentes. La bandeja 34 de soporte proporciona rigidez y soporte adicionales a la bandeja 32 de articulación, que generalmente es más delgada y está hecha de material (s) de menor resistencia que la bandeja 34 de soporte. Como se describió anteriormente, la primera superficie 46 de conexión puede unirse directamente a la superficie 42 de interfaz, o unirse a la capa 44 de retención de polímero que conectará la primera superficie 46 de conexión a la superficie 42 de interfaz, especialmente en el caso de que se desee un apego irreversible. Como se muestra en la figura 2, la primera superficie 46 de conexión puede formarse como un rebaje dentro de la bandeja 34 de soporte para permitir que la bandeja 32 de articulación encaje en el rebaje y se adhiera a la bandeja 34 de soporte. La bandeja 34 de soporte presta resistencia a la bandeja 32 de articulación, y puede estar hecha de cualquier material apropiado para este propósito, incluyendo titanio, acero inoxidable, cromo cobalto, polímeros endurecidos y cerámica.

Una capa 36 de crecimiento hacia el interior del hueso está conectada a la segunda superficie de conexión de la bandeja 34 de soporte. La capa 36 de crecimiento hacia el interior del hueso se puede conformar para cubrir completamente la segunda superficie de conexión de la bandeja 34 de soporte o solo una parte de la superficie. La capa 36 de crecimiento interno del hueso permite que el hueso crezca en la capa 36, lo que proporciona una fijación para el implante 30 en el fémur o tibia. La capa 36 de crecimiento interno del hueso está conformada para ser complementaria a una sección preparada del fémur o tibia donde se fijará el implante 30. La capa de crecimiento óseo es porosa y puede tener una superficie 48 exterior rugosa, que proporcionará una fijación inmediata a la sección preparada a través de las fuerzas de fricción causadas por la abrasividad de la superficie 48 exterior rugosa. Los poros 50 pueden formarse a lo largo de la capa 36 de crecimiento hacia dentro del hueso para permitir el crecimiento del tejido óseo hacia la capa 36. Los poros 50 deben dimensionarse, formarse y distribuirse a lo largo de la capa 36 para permitir la cantidad deseada de crecimiento del tejido óseo, que proporcionará la fijación necesaria para que el implante 30 permanezca unido al fémur o tibia en ausencia de cemento óseo u otras características de unión. Los poros 50 también pueden tener sustancias biológicamente activas, como factores de crecimiento, colocados dentro para estimular el crecimiento del tejido óseo en los poros 50. Otras sustancias biológicamente activas que pueden incluirse en los poros 50 incluyen antiinflamatorios, antibióticos, analgésicos, medicamentos contra el rechazo y otras sustancias de utilidad médica. La capa 36 de crecimiento óseo se puede formar a partir de una variedad de materiales. Los materiales que se han encontrado que son particularmente útiles para formar la capa 36 de crecimiento óseo incluyen titanio, cobalto-cromo, acero inoxidable, poliéter éter cetona (PEEK) e hidroxiapatita.

Con referencia ahora a la figura 3, se muestra una vista en sección transversal del implante 30 descrito anteriormente implantada en una tibia 52. Los salientes 54, 56 se forman en el implante 30 y descansan dentro de los orificios 58, 60 formados en la tibia 52. Aunque el implante 30 se muestra con la capa 36 de crecimiento interno

del hueso unida, también se contempla que la capa 36 de crecimiento interno del hueso se puede quitar si el implante 30 tiene los salientes 54, 56 incluidas. Los salientes 54, 56 están inclinados con respecto a la bandeja 34 de soporte y pueden proporcionar cierta fijación para el implante 30 mientras descansan dentro de los orificios 58, 60 antes de que comience a crecer el tejido óseo en la capa 36 de crecimiento hacia dentro del hueso. Mientras que el saliente 56 se muestra como sólido, el saliente 54 tiene un orificio 62 formado en el interior y un par de bordes 64, 66 formados cerca de una entrada 68 del orificio 62. El orificio 62 permite que se inserte un miembro 70 de tensión, que se muestra como un tornillo de compresión, y proporciona una fuerza de tracción al saliente 54 que desviará el implante 30 hacia la tibia 52. Las características 72 de acoplamiento en el tornillo 70 se bloquean con los bordes 64, 66 para mantener el tornillo 70 bloqueado en el saliente 54. Una vez que el tornillo 70 se traba con el saliente 54, el tornillo 70 se puede avanzar desde el implante 30, lo que proporciona la fuerza de tracción a el saliente 54 que empuja el implante 30 hacia la tibia 52. Los salientes 54 y 56 se pueden formar como parte integral del implante 30 o como una unión al implante 30. El saliente 54 puede estar formada por cualquier material capaz de soportar la fuerza de tracción proporcionada a el saliente 54, que será similar a los materiales utilizados para crear la capa 34 de soporte.

La figura 4 muestra una vista en sección transversal del tornillo 70 que se muestra en la figura 3. El tornillo tiene un cuerpo 74 principal con roscas 76 exteriores formadas en él y las características 72 de acoplamiento en un extremo del cuerpo 74 principal y un extremo 78 de torsión en el otro extremo del cuerpo 74 principal. El extremo 78 de torsión puede interactuar con un dispositivo de torsión correspondiente para hacer avanzar el tornillo 70 dentro o fuera del orificio 62. El tornillo 70 tiene una cámara 80 interior formada dentro de la cual tiene una rosca 82 interior que se acopla con un tornillo 84 interno dentro de la cámara 80 interior. Como puede verse, el tornillo 84 interno tiene una porción 86 de soporte alargada conectada a un cuerpo 88 principal con un orificio 90 formado para interactuar con un dispositivo de torsión y roscas 92 formadas en la superficie para interactuar con la rosca 82 interior. Cuando el tornillo 70 tiene el tornillo 84 interno completamente avanzado hacia dentro, la porción 86 de soporte alargada se mantiene dentro de un espacio 94 de separación entre las características 72 de acoplamiento, evitando el colapso de las características 72 de acoplamiento y manteniendo el espacio 94 de separación.

Refiriéndose ahora a la figura 5, el implante 30 con el tornillo 70 insertado se muestra sin el tornillo 84 interno avanzado dentro de la cámara 80 interior. Sin el tornillo 84 interno, no hay nada que mantenga las características 72 de acoplamiento separadas para que puedan moverse libremente entre sí. Esto permite que el tornillo 70 avance hacia el orificio 62 del saliente 54 hasta que las características 72 de acoplamiento se inserten en el orificio 62. La reducción de las características 72 de acoplamiento permite que los bordes 64, 66 empujen las características 72 de acoplamiento entre sí a medida que el tornillo 70 avanza hacia el interior del orificio 62 y las características 72 de acoplamiento se rompen cuando el estrechamiento avanza más allá de los bordes 64, 66, proporcionando un tope de las características 72 de acoplamiento a los bordes 64, 66. Este pilar permite que la tensión se transmita al saliente 54 a medida que el tornillo 70 avanza alejándose del implante 30. Una vez que se forma el tope, el tornillo 84 interno avanza de manera que la porción de soporte alargada 86 ocupa el espacio 94 de separación entre las características 72 de acoplamiento, evitando su colapso a medida que el tornillo 70 avanza hacia afuera del implante 30. Si así se desea, el tornillo 84 interno se puede extraer del tornillo 70 para que el tornillo 70 pueda sacarse del orificio 62.

Con referencia ahora a la figura 6, se muestra una plantilla 96 que se puede usar para formar los orificios 58 y 60 que se ven en la figura 3 en la tibia. La plantilla 96 tiene múltiples aberturas 98 de anclaje a través de las cuales se pueden insertar los pasadores 100 para unir la plantilla 96 a una superficie preparada 102 de la tibia. La plantilla 96 tiene aberturas 104 de perforación que están inclinadas y colocadas de manera que correspondan con los salientes 54 y 56 cuando el implante 30 se coloque en la superficie 102 preparada. Una vez que se coloca la plantilla 96, los orificios 58 y 60 pueden formarse por el avance de un taladro (no mostrado) a través de las aberturas 104 de perforación.

Con referencia ahora a las figuras 7, 8 y 9, se muestra un implante 110 ortopédico que incluye un cuerpo 112 principal, un primer saliente 114, un saliente alargado 116 y un segundo saliente (no mostrado). El cuerpo 112 principal puede ser similar al implante 30 descrito anteriormente, que se muestra aquí sin la capa 36 de crecimiento de hueso unida. El primer saliente 114 y el segundo saliente pueden estructurarse de manera similar al saliente 54 descrito y mostrado anteriormente, para interactuar con un tornillo 118 y un tornillo 120 interno que están estructurados de manera similar al tornillo 72 y el tornillo 84 interno descritos y mostrados anteriormente. El saliente 116 alargado encaja en un orificio formado en una tibia 122 para ayudar a equilibrar la tensión que se aplica a la primera saliente 114 y la segunda saliente. Como se muestra en la figura 9, cuando el implante 110 esté completamente instalado, habrá un par de tornillos 118 que sujetarán el implante 110 tensado a la tibia 122. También se contempla que un implante podría fijarse a la tibia 122 utilizando solo un saliente 114 y un tornillo 118.

La figura 10 muestra un implante 130 ortopédico que es similar al implante 110 ortopédico descrito anteriormente, pero que carece del saliente 116 alargado. El implante 130 tiene un par de salientes 132, 134 que pueden recibir una fuerza de tracción de los tornillos 136, 138. Los tornillos 136, 138 pueden estructurarse de manera similar a los tornillos 70 y 118 descritos anteriormente con tornillos internos 84 y 120.

Con referencia ahora a las figuras 11 y 12, se muestra un implante 140 ortopédico de acuerdo con la invención que incluye una bandeja 142 de articulación, una bandeja 144 de soporte conectada a la bandeja 142 de articulación, y una capa 146 de crecimiento de hueso conectada a la bandeja 144 de soporte. El implante 140 puede configurarse de manera similar al implante 30 descrito y mostrado anteriormente. El implante 140 también tiene un saliente 148 formada como parte de la bandeja 144 de soporte y un saliente 150 formada como parte de la capa 146 de crecimiento hacia el hueso. Los salientes 148 y 150 pueden estar inclinadas con respecto a una superficie 152 inferior de la bandeja 142 de articulación, como se muestra en la figura 11, o ser perpendiculares a la superficie inferior de la bandeja 142 de articulación, como se muestra en la figura 12. El saliente 148 tiene una abertura 154 formada a través que permite que el saliente 148 se conecte a un miembro 156 de tensión. El miembro 156 de tensión incluye un anclaje 158, mostrado como un botón con un diámetro mayor que el saliente 148, y un transmisor 160 de tensión, mostrado como una sutura. El botón 158 tiene múltiples aberturas 162 para que pase la sutura 160. Para fijar el implante 140, se forman un par de orificios 164, 166 que coinciden estrechamente con el tamaño de los salientes 148 y 150 en una tibia 168 y los salientes 148 y 150 se colocan en los orificios 164, 166. La sutura 160 pasa luego a través de una de las aberturas 162 en el botón 158, avanza a través del orificio 164 donde descansa el saliente 148, pasa a través de la abertura 154 en el saliente 148, avanza fuera del orificio 164 y pasa a través de otra abertura 162 en el botón 158 para formar un bucle de sutura. Este proceso se puede repetir tantas veces como se desee para producir uno o más bucles de sutura. Cuando se forma el número deseado de bucles, la sutura 160 se puede tirar para proporcionar una fuerza de tracción a el saliente 148, forzando el implante 140 en la tibia 168, y luego se amarra para mantener la fuerza de tracción en el saliente 148. La fuerza de tracción de la sutura 160 unida a el saliente 148 ayuda a fijar el implante 140 a la tibia 168 mientras que el tejido óseo crece hacia la capa 146 de crecimiento hacia el interior del hueso. Si se desea, se podría usar cemento óseo en lugar de la capa 146 de crecimiento óseo para ayudar a fijar el implante 140 a la tibia 166. El miembro 156 de tensión también podría cambiarse para adaptarse a diferentes técnicas quirúrgicas.

Con referencia ahora a las figuras 13 y 14, se muestra un implante 170 ortopédico que incluye una bandeja 172 de articulación, una bandeja 174 de soporte conectada a la bandeja 172 de articulación, y una capa de crecimiento hacia dentro de hueso 176 conectada a la bandeja 174 de soporte. La bandeja 172 de articulación y la bandeja 174 de soporte del implante 170 pueden configurarse de manera similar a la bandeja 32 de articulación descrita anteriormente y la bandeja 34 de soporte del implante 30 ortopédico. La capa 176 de crecimiento óseo incluye múltiples salientes 178 formadas integralmente en la capa 176 de crecimiento hacia el interior del hueso. Estas salientes 178 pueden tener forma de clavijas cilíndricas para encajar en los orificios formados en una tibia. Una placa 180 de fijación está conectada a la bandeja 174 de soporte e incluye varias aberturas 182. Las aberturas 182 están dimensionadas para que pasen los tornillos, lo que ayudará a fijar el implante 170 a la tibia durante la implantación. El implante 170 será típicamente una unidad de inicio, donde la tibia se prepara creando una superficie plana en la tibia donde descansa el implante 170.

Las figuras 15 y 16 muestran un implante 190 ortopédico similar al implante 140 ortopédico descrito anteriormente, pero con una bandeja 192 de articulación, una bandeja 194 de soporte y una capa de crecimiento de hueso 196 que tienen la forma de hacer el implante 190 un implante inserto que descansa dentro de la tibia 198. La bandeja 192 de articulación tiene un par de superficies 200 cónicas que se ajustan a una superficie 202 de la tibia 198, permitiendo que se conserve la mayor parte posible de la tibia 198 mientras se logra una buena fijación del implante 190. La bandeja 194 de soporte tiene un saliente 204 con una abertura 206 y la capa 196 de crecimiento óseo tiene un saliente 208 similar al implante 140 ortopédico descrito anteriormente. El miembro 156 de tensión podría usarse para aplicar tensión al saliente 204, como se describió anteriormente. La fijación del implante 190 se lograría de manera similar a la forma en que se fija el implante 140 ortopédico.

Si bien los implantes y las técnicas de fijación descritos anteriormente se han descrito para su uso en la tibia de un paciente, se pueden usar implantes y técnicas similares para la fijación del implante en el fémur de un paciente.

Como se muestra en las figuras 17 y 18, un implante 210 ortopédico se puede fijar en el fémur 212 de un paciente de manera similar a los implantes descritos previamente para la tibia de un paciente. El implante 210 tiene una bandeja 214 de articulación curvada y una bandeja 216 de cuerpo curvada conectada a la bandeja de articulación 214. La bandeja 214 de articulación y la bandeja 216 de cuerpo están curvadas para adaptarse a la forma anatómica del fémur 212. La bandeja 216 de cuerpo tiene un par de salientes 218 formados integralmente que se colocan en un par de orificios 220 formados en el fémur 212. Los salientes 218 se pueden estructurar de cualquier manera descrita previamente para su uso en una tibia. Un par de tornillos 222, similares a los tornillos previamente descritos con tornillos internos, se insertan en los salientes 218 y, una vez que están bloqueados en los salientes 218, avanza fuera de los orificios 220 para proporcionar una fuerza de tracción que fija el implante 210 al fémur 212. Si bien el implante 210 no se muestra con una capa de crecimiento óseo adherida a la bandeja del cuerpo 216, dicha capa podría unirse a la bandeja del cuerpo 216 para proporcionar una fijación adicional al implante 210.

Refiriéndose ahora a figuras 19 y 20, se muestra un implante 230 ortopédico que se puede fijar en el fémur 232 del paciente. El implante 230 ortopédico incluye una bandeja 234 curvada del cuerpo con una superficie 236 de articulación y una capa 238 de hueso hacia el interior unida a la bandeja del cuerpo 234 en una superficie opuesta a la superficie de articulación 236. La bandeja del cuerpo 234 y la superficie 236 de articulación se pueden estructurar

como se describió anteriormente. Un par de clavijas 240 están unidas a la capa de crecimiento hacia el hueso 238 y están configuradas de manera similar a la saliente 54 descrita anteriormente. Cada una de las clavijas 240 tiene un orificio 242 con una entrada 244 formada y los bordes 246 cerca de la entrada 244. Los bordes 246 permiten que los tornillos 248, similares a los tornillos previamente descritos con tornillos internos, se enganchen en las clavijas 240 y apliquen una fuerza de tracción a las clavijas 240, similar a los tornillos descritos anteriormente. Las clavijas 240 pueden estar hechas de titanio y adherirse al implante 230 por cualquier medio que permita una unión segura.

Refiriéndose ahora a las figuras 21 y 22, se muestra un implante 250 ortopédico que incluye una bandeja 252 de cuerpo con una capa 254 de crecimiento hacia dentro. La capa 254 de crecimiento hacia dentro del hueso está unida a un par de clavijas 256 divididas. Cada una de las clavijas 256 divididas tiene un extremo 258 unido a la capa de crecimiento hacia dentro del hueso 254 y un par de bordes 260 exteriores en un extremo 262 opuesto. Los bordes 260 exteriores están ahusados de manera que tienen un diámetro más bajo d1 en el extremo 262 que aumenta hasta un diámetro máximo d2 en la dirección del extremo 258. Una división 264 en las clavijas 256 permite que los bordes 260 externos se empujen entre sí cuando las clavijas 256 avanzan en un par de orificios 266 formados en un fémur 268. Los orificios 266 tienen una primera longitud L1 con un diámetro D1, que está cerca del diámetro d1, y una segunda longitud L2 con un diámetro mayor D2. A medida que las clavijas 256 avanzan a través de la primera longitud L1 de los orificios 266, los bordes 260 externos se empujan entre sí para dar a las clavijas 256 un diámetro total menor que D1, permitiendo el avance de las clavijas 256 a través de los orificios 266. Cuando las clavijas 256 avanzan de manera tal que los diámetros máximos d2 de los bordes 260 alcanzan la segunda longitud L2, los bordes 260 se expanden entre sí para dar a las clavijas 256 un diámetro total cercano al diámetro máximo d2. Cuando esto ocurre, las clavijas 256 no pueden separarse fácilmente del fémur 268, ya que los bordes 260 se apoyarán contra el fémur 268 en los orificios 266 en la intersección de la primera longitud L1 y la segunda longitud L2. Las clavijas 256 pueden estar hechas de cualquier material que ofrezca una resistencia adecuada para dicha aplicación, incluyendo PEEK, titanio, cromo cobalto, materiales reabsorbibles u otros materiales poliméricos.

En ciertas aplicaciones, puede ser útil proporcionar un implante ortopédico de la presente invención con una forma de administrar medicamentos y otros agentes terapéuticos a las estructuras anatómicas circundantes. La figura 23 muestra un cuerpo 270 de soporte conectado a una capa 272 de crecimiento óseo que se modifica para administrar medicamentos a las estructuras anatómicas circundantes. El cuerpo 270 de soporte está formado por un primer lado 274 que tiene una superficie 276 interior y una superficie 278 exterior (mostrada en la figura 24) y un segundo lado 280 que tiene una superficie 282 interior y una superficie exterior (no mostrada) que se adhiere a la capa de crecimiento 272 del hueso. Ambas superficies 276, 282 interiores tienen canales 284, 286 formados dentro que se combinan para formar un depósito dentro del cuerpo 270 de soporte cuando el primer lado 274 y el segundo lado 280 están conectados. Las aberturas 288 de elución se forman en los canales 286 del segundo lado 280, y pasan a través del cuerpo 270 de soporte a la capa de crecimiento hacia el interior del hueso 272. Estas aberturas 288 de elución permiten que los fármacos y agentes terapéuticos del depósito fluyan hacia la capa 272 de crecimiento hacia dentro del hueso poroso y hacia las estructuras anatómicas circundantes. Cada lado 274, 280 puede tener un canal 290 de puerto que se extiende a través del cuerpo 270 de soporte para formar un puerto 292 (que se muestra en la figura 24) que permite rellenar el depósito. Las figuras 24 y 25 muestran un implante 294 ortopédico que incorpora el cuerpo 270 de soporte que está modificado para la administración de fármacos. Como se puede ver, la superficie 278 exterior del primer lado 274 tiene un rebaje 296 formado en la misma para permitir una conexión reversible de una bandeja 298 de articulación. La superficie 278 exterior también puede configurarse para conectarse de manera irreversible a la bandeja de articulación 298. Cuando el depósito del cuerpo 270 de soporte está lleno, se puede insertar un tapón 300 en el puerto 292 para evitar que los fármacos o agentes terapéuticos se escapen del depósito. La figura 26 muestra el implante 294 ortopédico fijado en una tibia 302 de acuerdo con las realizaciones de la presente invención, pero el implante 294 ortopédico también podría fijarse sobre un fémur de acuerdo con las realizaciones de la presente invención. La figura 27 muestra el implante 294 ortopédico con una interfaz 304 de recarga, en lugar del tapón 300, insertado en el puerto 292. La interfaz 304 de recarga puede ser un disco 306 circular colocado dentro o fuera de un paciente con una abertura 308 conectada a un tubo 310 que entra en el depósito para proporcionar una manera de rellenar el depósito con medicamentos o agentes terapéuticos. Se puede colocar una válvula de una vía en la abertura 308 para evitar que los medicamentos o agentes terapéuticos salgan de la abertura 308. Los medicamentos y agentes terapéuticos se pueden inyectar en el puerto 292 o en la interfaz 304 de recarga con una jeringa u otra herramienta similar. La figura 28 muestra una interfaz 320 de recarga alternativa que es un depósito 322 terapéutico con un tubo 324 que atraviesa el puerto 292 y entra en el depósito del cuerpo 270 de soporte. El depósito 322 terapéutico se puede conformar y colocar dentro o fuera de un paciente. Una ubicación útil del depósito 322 terapéutico podría estar cerca de la rodilla del paciente, de modo que cuando el paciente da un paso, las fuerzas de las estructuras anatómicas alrededor del depósito 322 exprimirán el depósito 322, diseñado como una bolsa, y forzar el fármaco en el depósito del cuerpo 270 de soporte, que luego se forzaría en la capa 272 de crecimiento óseo.

Aunque esta invención se ha descrito con respecto a al menos una realización, la presente invención puede modificarse adicionalmente dentro del alcance de esta descripción.

REIVINDICACIONES

1. Un implante (140) ortopédico, que comprende:

un componente (142) de articulación que tiene una superficie de articulación y una superficie de contacto opuesta a dicha superficie de articulación; y

5 un componente del cuerpo conectado a dicha superficie de contacto y que tiene una primera superficie, una segunda superficie opuesta a dicha primera superficie y al menos un saliente (148, 150), dicha primera superficie conectada a dicha superficie de contacto y dicha al menos un saliente (148,150) extendiéndose lejos de dicha segunda superficie y configurada para ser desviada hacia una estructura anatómica por una fuerza de tracción, en donde dicho componente del cuerpo incluye un componente (144) de soporte conectado a dicho componente de articulación y un
10 componente (146) de fijación ósea conectado a dicho componente de soporte y en donde dicho implante ortopédico comprende además un miembro (156) de tensión que incluye un transmisor (160) de tensión enlazado a través de una abertura (154) cerrada de al menos un saliente, caracterizado porque el implante comprende además un botón (158) con un diámetro más grande que el saliente, teniendo el botón dos aberturas (162) para que pase el transmisor (160) de tensión, para aplicar una fuerza de tracción a el saliente (148, 150) para fijar el implante contra
15 un hueso.

2. El implante (140) ortopédico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicha al menos un saliente (148, 150) está inclinada con respecto a dicha segunda superficie.

3. El implante (140) ortopédico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicha al menos un saliente es una parte integral de al menos uno de dicho componente de soporte y dicho componente de fijación ósea.

20 4. El implante (140) ortopédico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dicha al menos un saliente (148, 150) tiene un orificio (164, 166) con una entrada formada a través de este.

5. El implante (140) ortopédico de acuerdo con la reivindicación 5, en donde dicha al menos un saliente (148, 150) tiene una característica de bloqueo formada dentro y fuera de dicho orificio (164, 166) adyacente a dicha entrada.

25 6. El implante (140) ortopédico de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un adhesivo para huesos conectado a dicha segunda superficie.

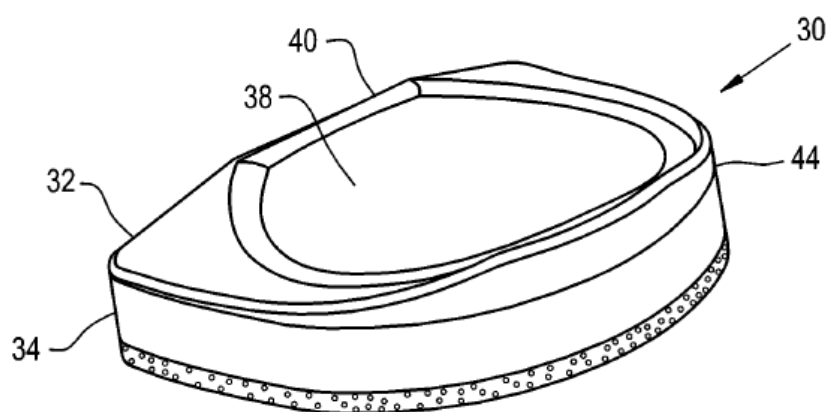


Fig. 1

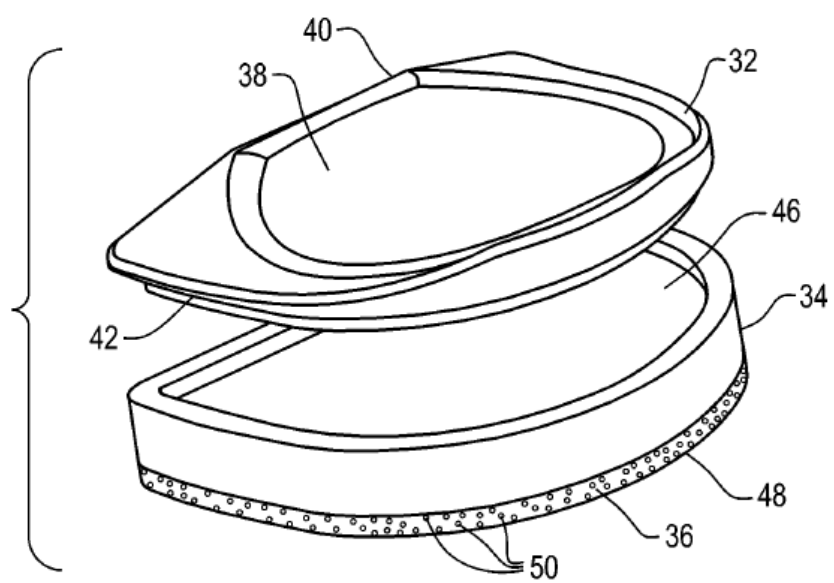
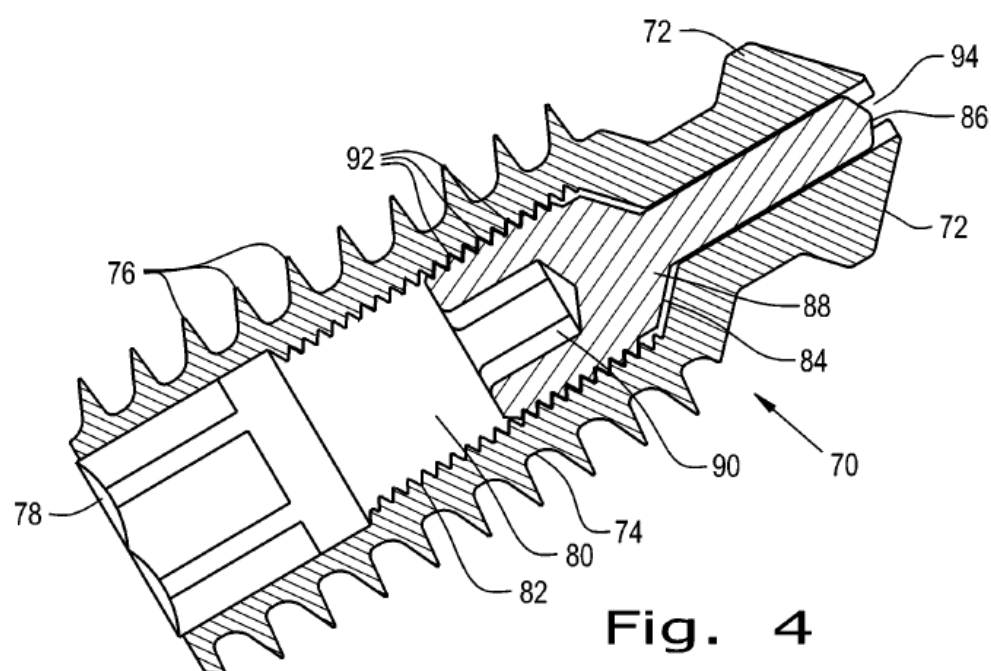
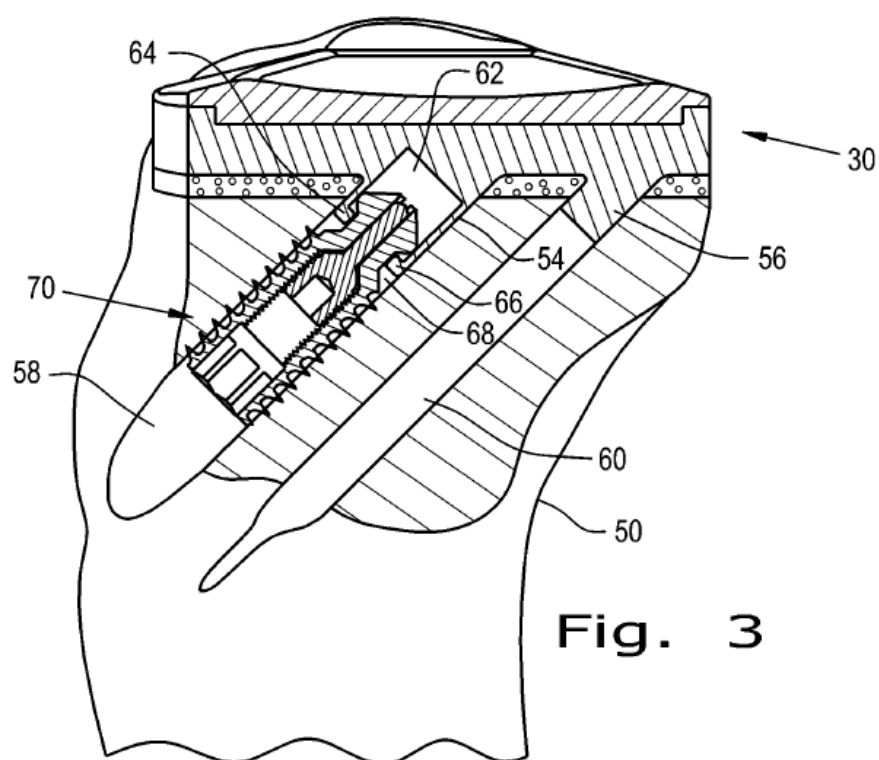
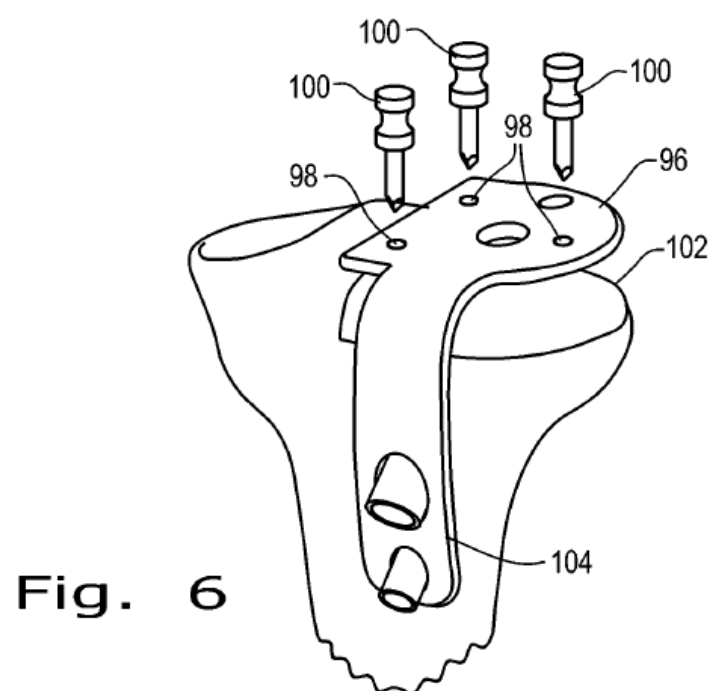
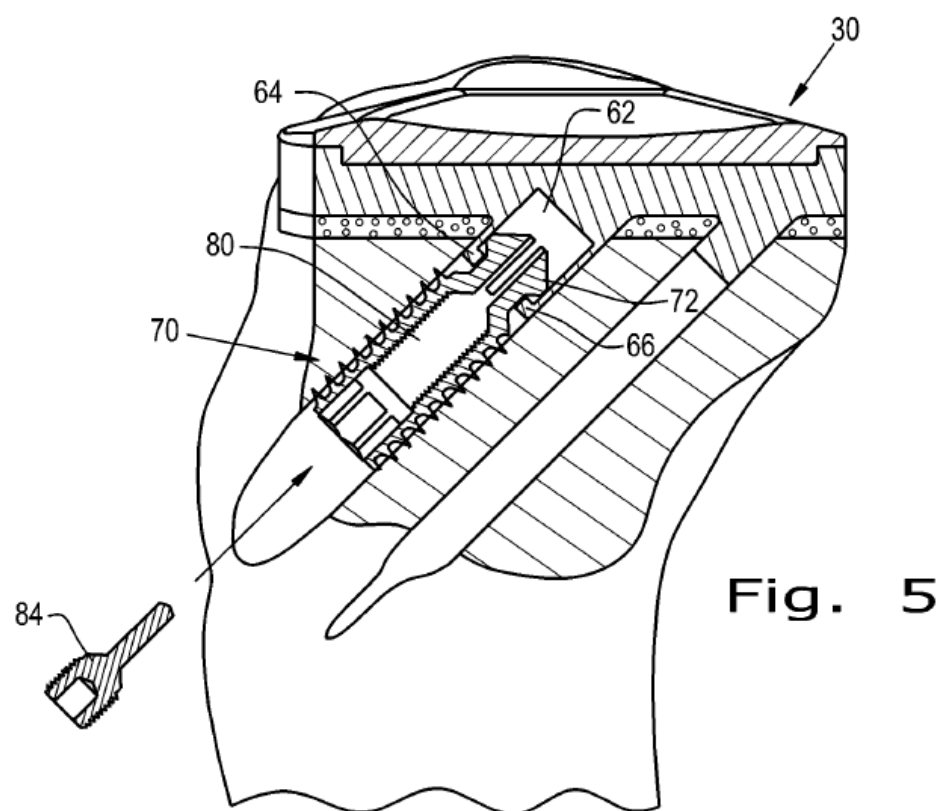
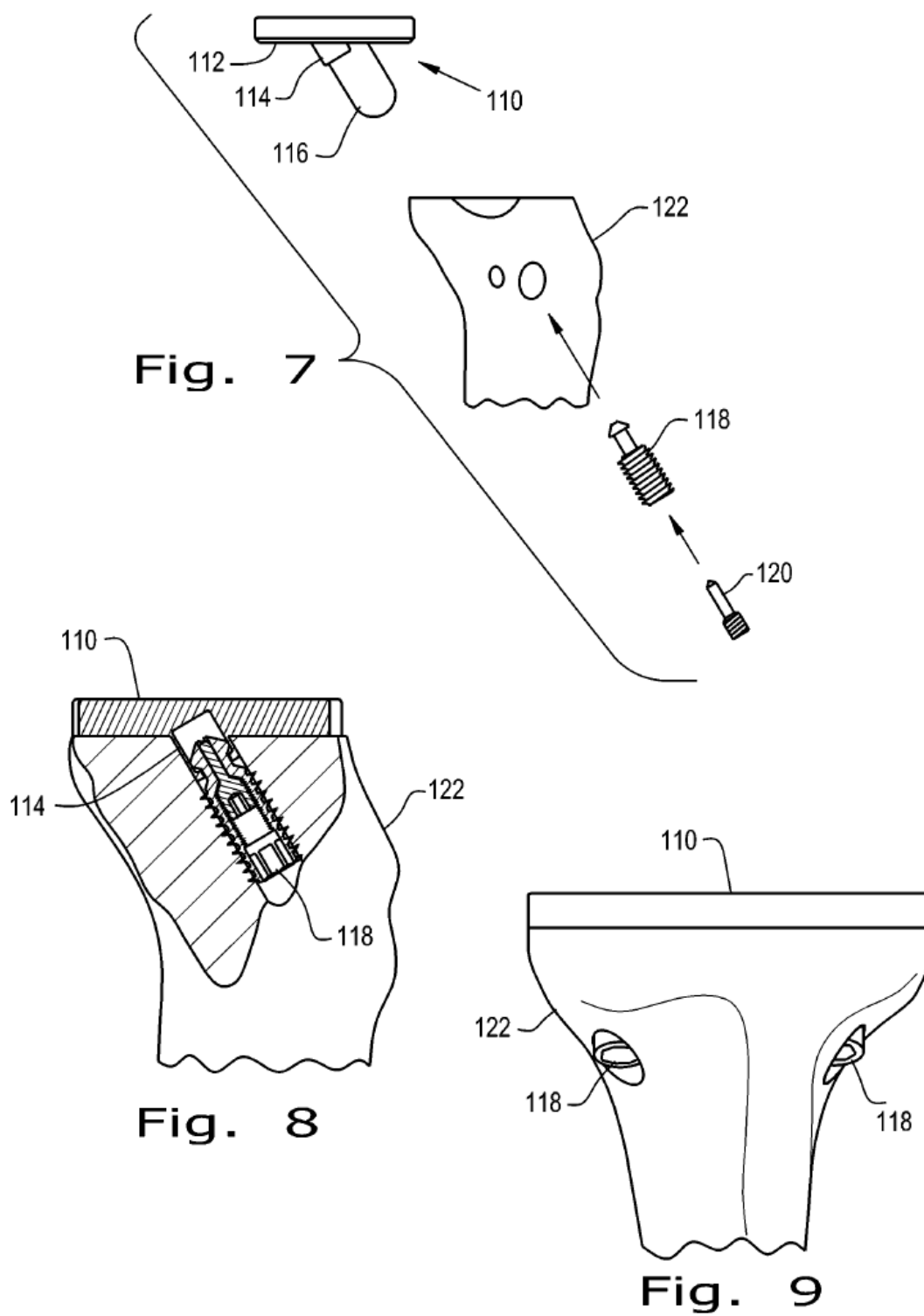
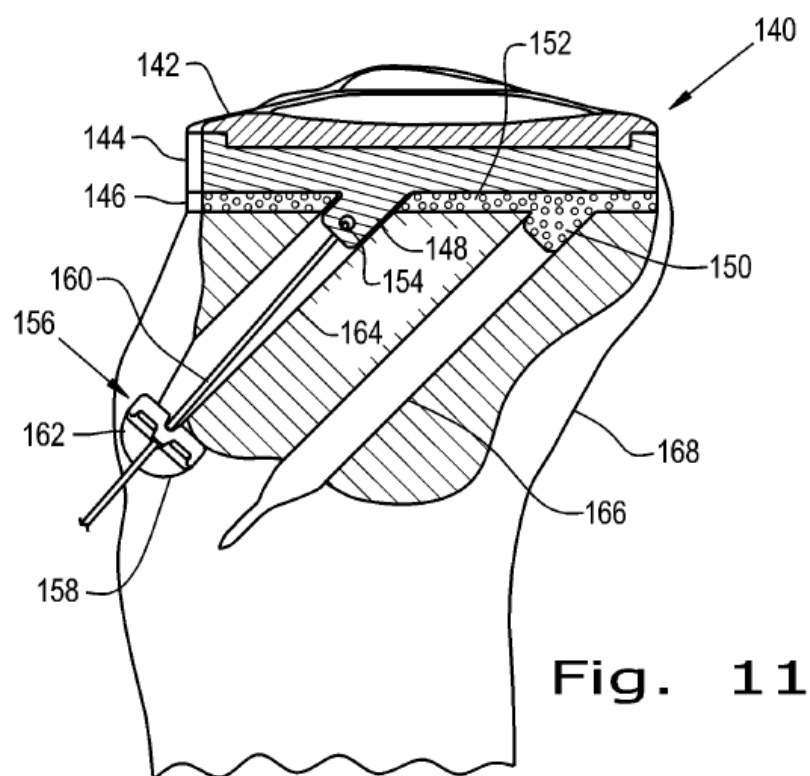
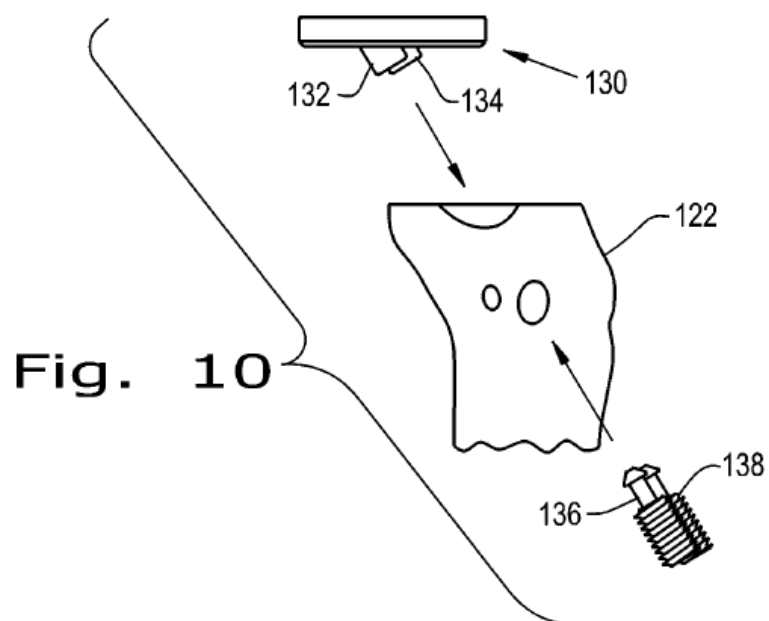


Fig. 2









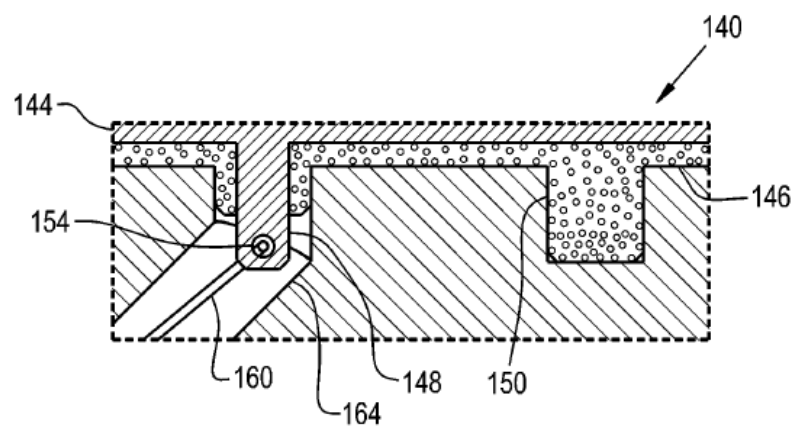


Fig. 12

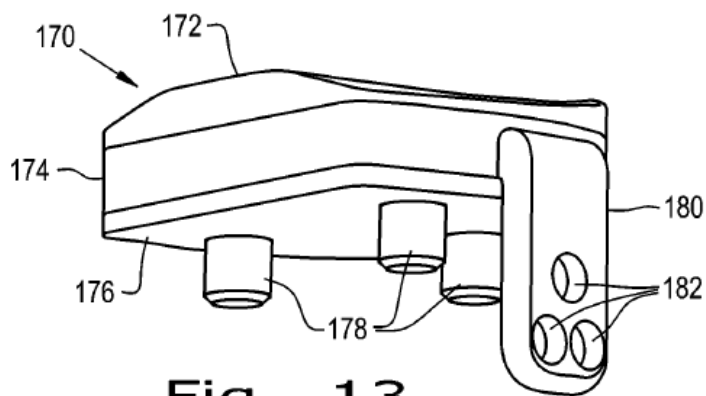


Fig. 13

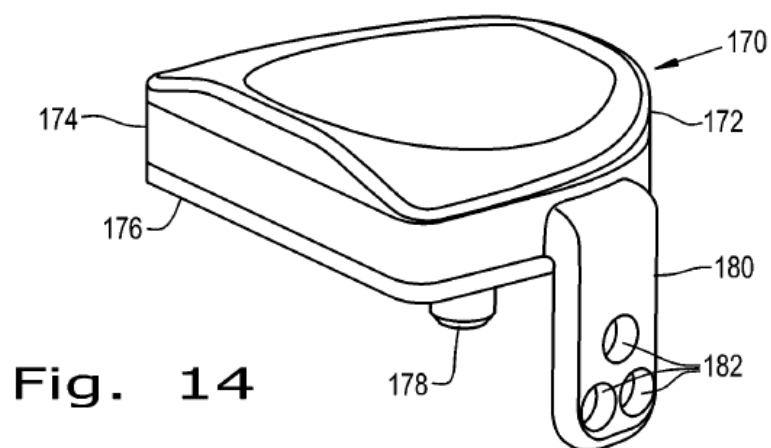


Fig. 14

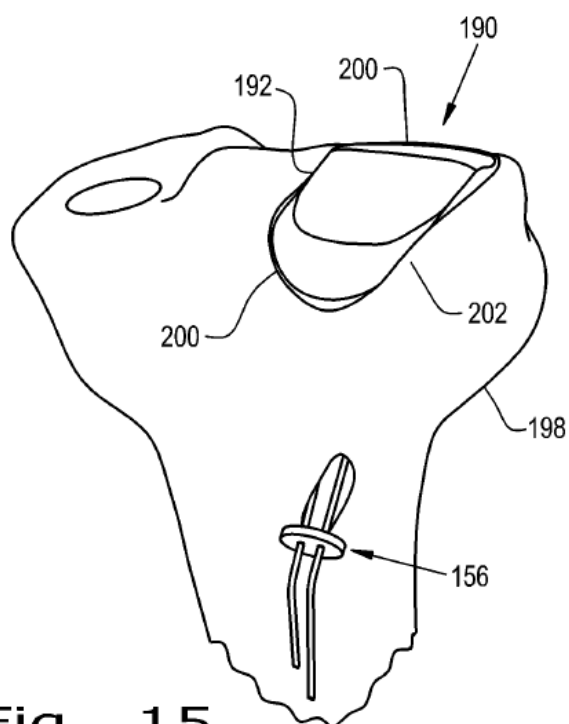


Fig. 15

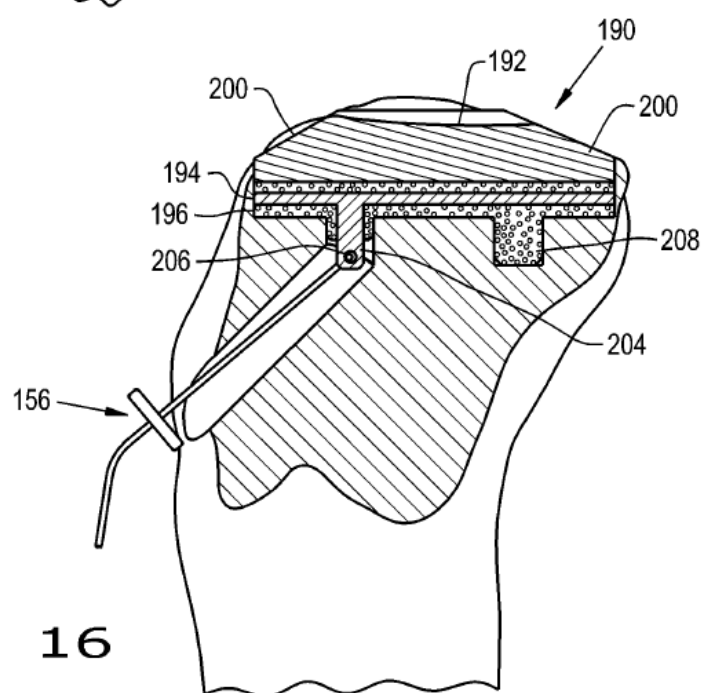


Fig. 16

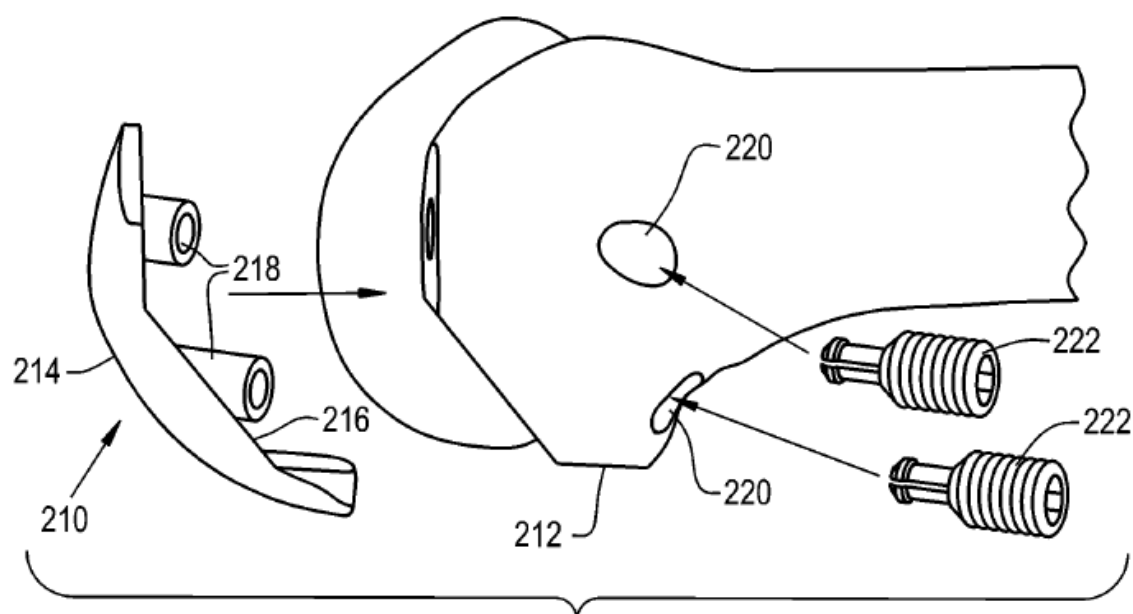


Fig. 17

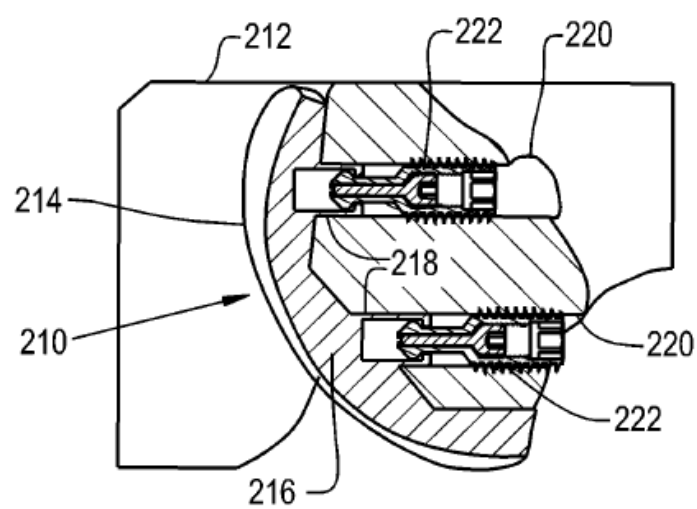


Fig. 18

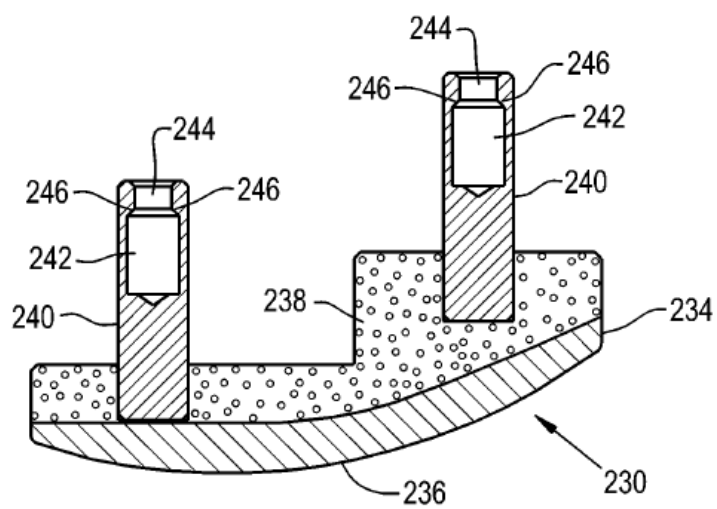


Fig. 19

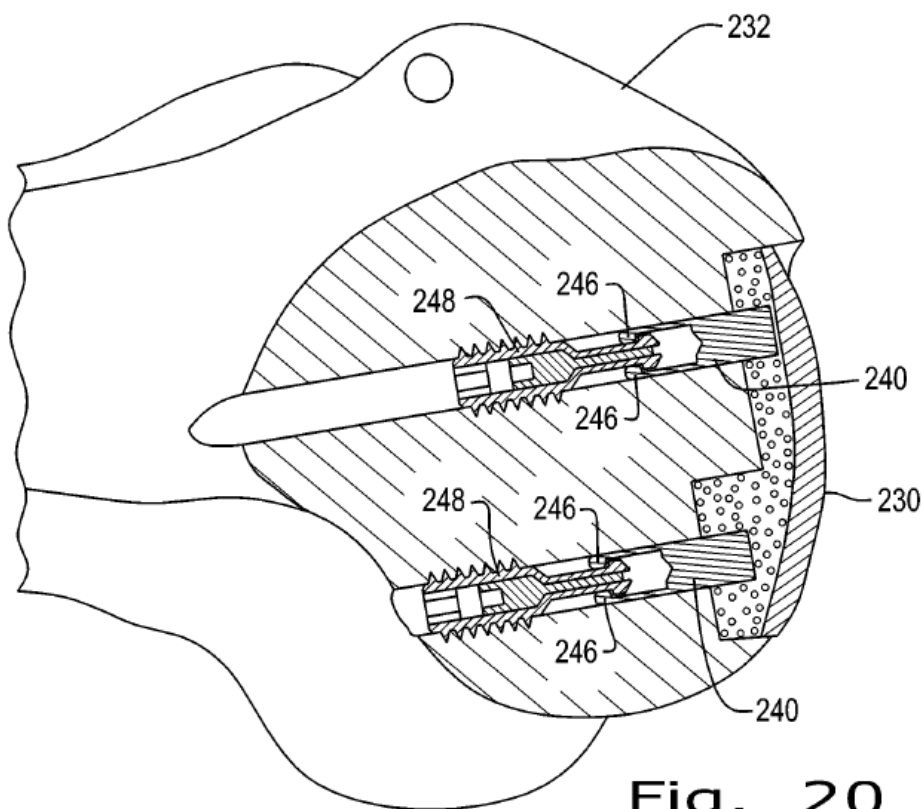


Fig. 20

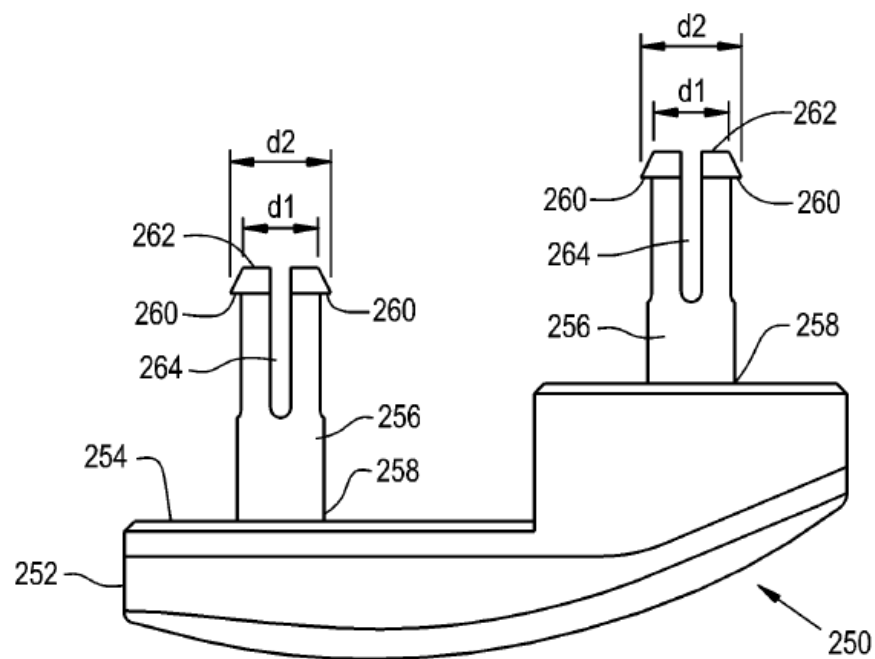


Fig. 21

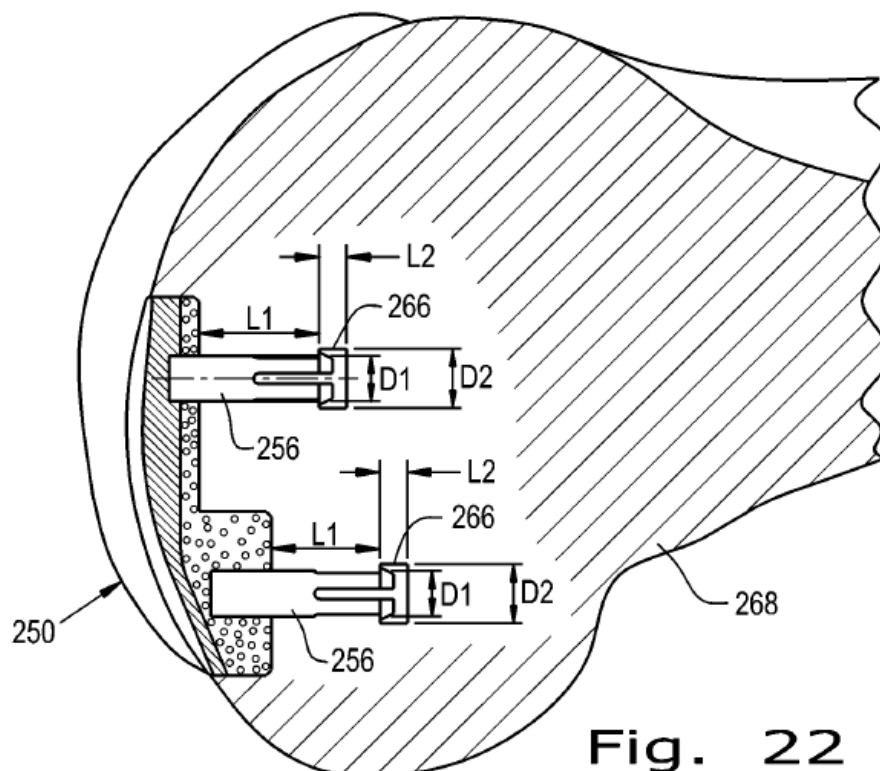


Fig. 22

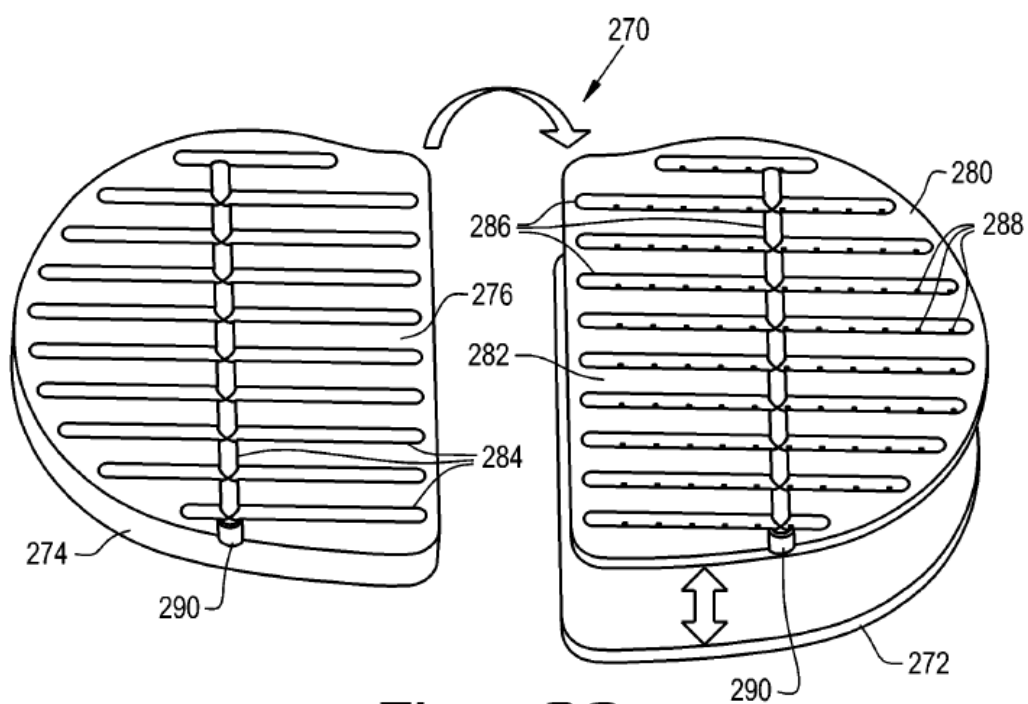


Fig. 23

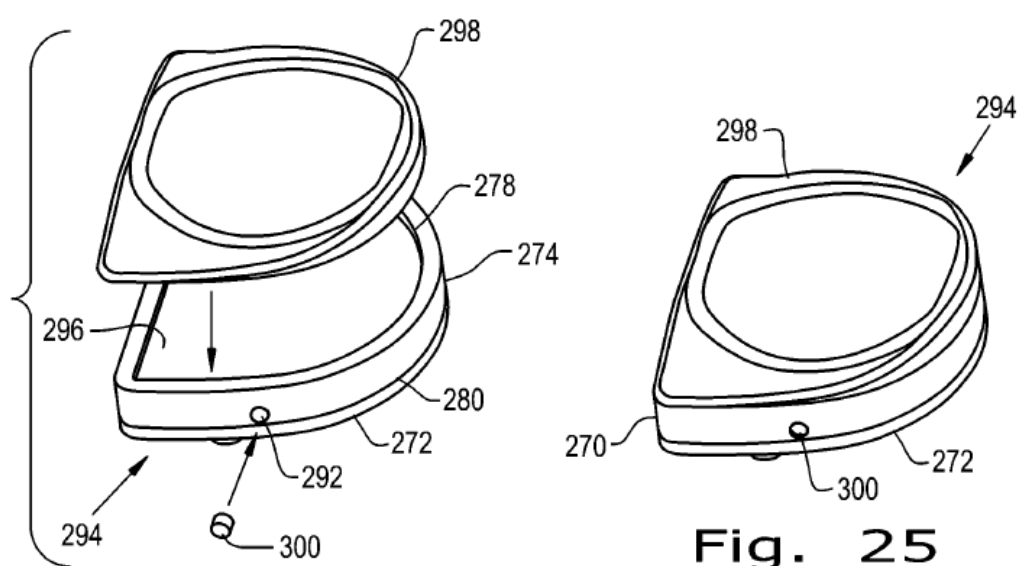


Fig. 24

Fig. 25

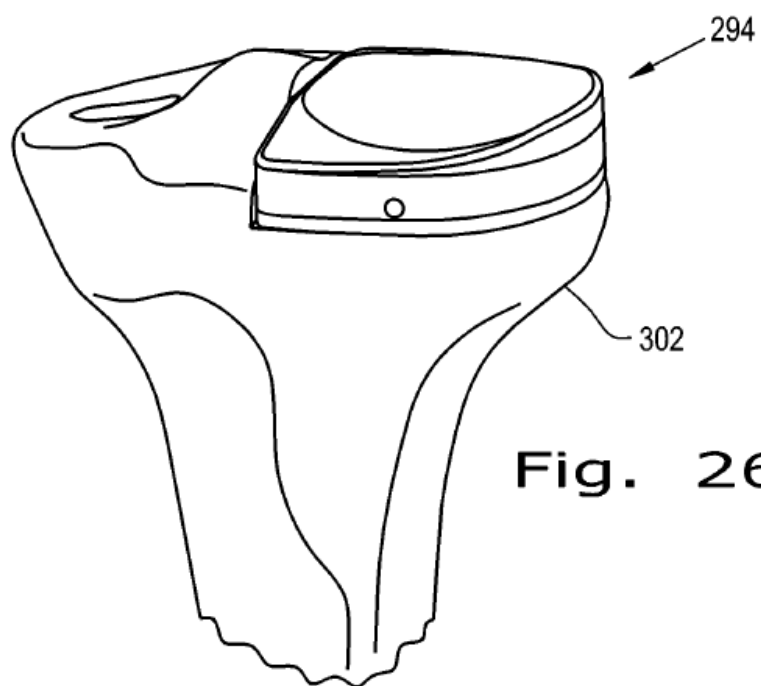


Fig. 26

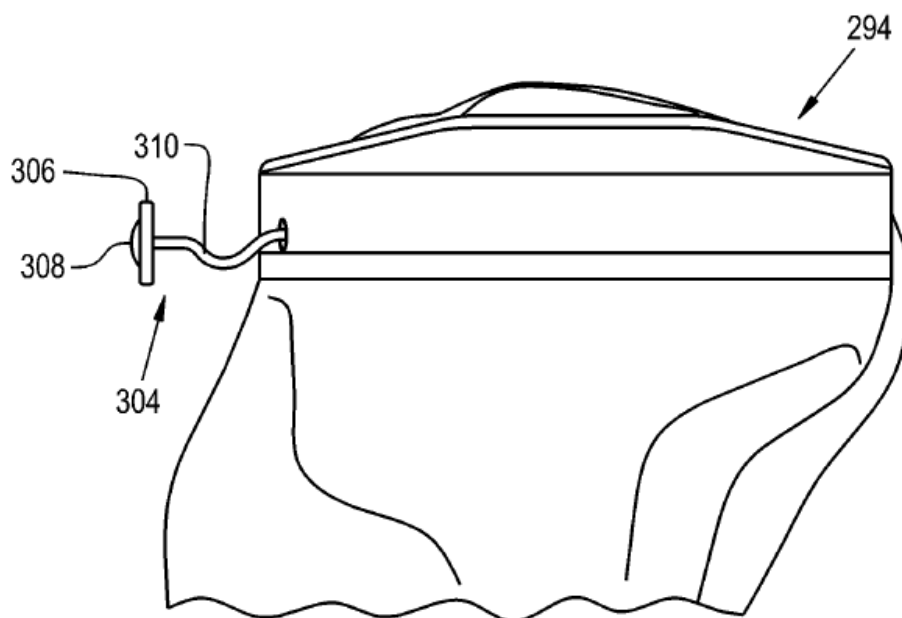


Fig. 27

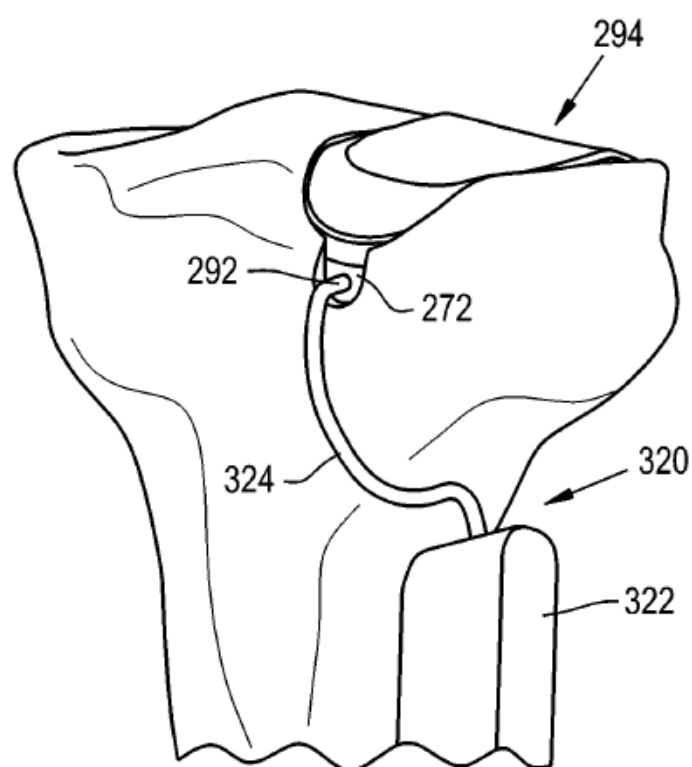


Fig. 28