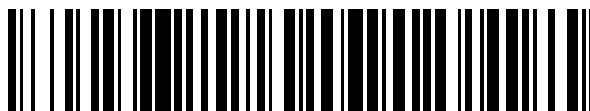


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 749 121**

51 Int. Cl.:

A61B 17/68 (2006.01)
A61B 17/80 (2006.01)
A61B 17/86 (2006.01)
A61L 27/04 (2006.01)
A61L 27/14 (2006.01)
A61L 27/54 (2006.01)
A61B 17/58 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.03.2014** **PCT/US2014/024498**
87 Fecha y número de publicación internacional: **25.09.2014** **WO14150904**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.03.2014** **E 14768586 (1)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.09.2019** **EP 2967676**

54 Título: **Fijación de dispositivos ortopédicos**

30 Prioridad:

15.03.2013 US 201361787507 P
11.03.2014 US 201414204129

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
19.03.2020

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.;
JURICK, JOSEPH, W.;
NEBOSKY, PAUL, S. y
WILLIAMS, KREIGH, R.

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 749 121 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 dispositivos ortopédicos

5 **Antecedentes de la invención**

1. Campo de la invención

La presente invención se refiere a implantes ortopédicos.

10 **2. Descripción de la técnica relacionada**

Son conocidos los implantes ortopédicos que se implantan dentro del cuerpo para lograr diversos objetivos quirúrgicos. Tales implantes incluyen clavos óseos, tornillos óseos y placas óseas. El período de implantación del implante puede variar desde un período corto, tal como un par de días, hasta toda la vida del paciente. Durante el período de implantación, el implante experimentará fuerzas naturales causadas por las estructuras anatómicas circundantes debido a las condiciones estáticas y dinámicas de las estructuras anatómicas. Estas fuerzas naturales pueden hacer que el implante se afloje del sitio de implantación o, peor aún, termine desprendiéndose finalmente del sitio del implante.

Para evitar el aflojamiento y el desprendimiento de un implante ortopédico de su sitio de implantación, el implante se fija generalmente al sitio de implantación mediante tornillos óseos, que deben atornillarse en el sitio de implantación. El implante también se puede unir al sitio de implantación con un adhesivo, tal como cemento óseo, o se pueden unir al implante materiales que fomenten el crecimiento natural del tejido sobre el implante o dentro de él. El crecimiento natural del tejido ayudará a fijar el implante en su lugar y puede formar un fuerte vínculo con el implante.

Un problema que surge con los dispositivos implantados es que existe el riesgo de que se requiera una cirugía de revisión para extraer el implante debido a razones tales como una colocación incorrecta, un evento imprevisto o una infección que haga que el implante falle prematuramente. En tales casos, la retirada del implante puede ser un suceso traumático para las estructuras anatómicas que rodean el sitio si se requiere mucha fuerza para aflojar el implante y retirarlo.

Puede ocurrir un problema similar con los dispositivos que están destinados a ser temporales, es decir, que tienen un período de implantación relativamente corto. El dispositivo puede integrarse demasiado con el cuerpo y volverse muy difícil de retirar, lo que puede provocar un trauma en el sitio de implantación durante la retirada. El documento WO 2010/019781 da a conocer implantes permanentes tales como clavos, placas y dispositivos externos de fijación que permiten el suministro de medicinas. Se menciona un miembro poroso que proporciona adherencia en relación con implantes permanentes tales como prótesis de cadera o de rodilla. El documento US 2010/003640 A1 da a conocer implantes dentales que tienen una porción porosa para mejorar la integración ósea y la estabilidad inicial. La región porosa (material de fijación) no forma parte del implante metálico, pero se incluye entre 2 partes del implante. El documento US 2004/267263 da a conocer un clavo para sujetar hueso o injertos óseos, el dispositivo tiene en la superficie de las estructuras hilos de rosca, regiones rugosas, ganchos, barbas para mantener el clavo después de la implantación. El clavo puede presentar adicionalmente unos orificios destinados a permitir el suministro de ingredientes activos.

Lo que se necesita en la técnica es un implante ortopédico que pueda resistir la expulsión natural pero que no requiera una fuerza excesiva para retirarlo.

Sumario de la invención

La presente invención proporciona un implante ortopédico con un material de fijación, unido al implante, que está configurado para proporcionar una fuerza adhesiva mínimamente suficiente para resistir la expulsión natural del implante causada por las fuerzas que actúan sobre el implante durante la implantación y el crecimiento óseo.

La invención, en una forma, está dirigida a un implante ortopédico que incluye un dispositivo base con una superficie del dispositivo y un material de fijación unido al dispositivo base. El material de fijación está unido al menos a una porción de la superficie del dispositivo y está configurado para proporcionar una fuerza adhesiva mínimamente suficiente para resistir la expulsión natural causada por las fuerzas que actúan sobre el dispositivo base después de la implantación y el crecimiento óseo.

En el presente documento se da a conocer un método de fabricación de un implante ortopédico. El método incluye proporcionar un dispositivo base que tiene un área de superficie y determinar una fuerza adhesiva mínimamente suficiente para resistir la expulsión natural causada por las fuerzas que actúan sobre el dispositivo base después de la implantación y el crecimiento óseo. Se determina una cantidad adecuada de material de fijación, suficiente para proporcionar una fuerza adhesiva igual a la fuerza adhesiva mínimamente suficiente determinada, y se aplica el material de fijación a la superficie del dispositivo. Cuando se ha aplicado la cantidad adecuada de material de fijación

a la superficie del dispositivo, se interrumpe la aplicación del material de fijación.

Aunque no forma parte de la invención, se da a conocer un método para llevar a cabo una cirugía ortopédica. El método incluye proporcionar un implante ortopédico que tiene una superficie de dispositivo y un material de fijación unido a la superficie de dispositivo. El material de fijación está configurado para proporcionar una fuerza adhesiva mínimamente suficiente para resistir la expulsión natural causada por las fuerzas que actúan sobre el dispositivo base después de la implantación y el crecimiento óseo. El implante ortopédico se implanta en un sitio de implantación en el interior de un paciente. La implantación del implante ortopédico se revisa aplicando una fuerza de revisión al implante ortopédico que sea ligeramente mayor que la fuerza adhesiva mínimamente suficiente.

Una ventaja de la presente invención es que proporciona un implante ortopédico que puede resistir las fuerzas de expulsión naturales cuando está implantado en el interior de un paciente sin requerir una fuerza excesiva para retirarlo, si es necesario.

Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas de la presente invención, tanto las anteriormente mencionadas como otras más, y la manera de alcanzarlas, se harán más evidentes y la invención se entenderá mejor haciendo referencia a la siguiente descripción de realizaciones de la invención tomadas junto con los dibujos adjuntos, en donde:

La Fig. 1 es una vista en perspectiva de una realización de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 2 es otra vista en perspectiva del implante ortopédico mostrado en la Fig. 1;
 La Fig. 3 es una vista del implante ortopédico que se muestra en la Fig. 2, en sección transversal a lo largo de la línea AA;
 La Fig. 4 es una vista en perspectiva de otra realización de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 5 es una vista del implante ortopédico mostrado en la Fig. 4, en sección transversal a lo largo de la línea AA;
 La Fig. 6 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 7 es una vista en sección del implante ortopédico que se muestra en la Fig. 6;
 La Fig. 8 es una vista en sección de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 9 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 10 es una vista en sección del implante ortopédico mostrado en la Fig. 9;
 La Fig. 11 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 12 es una vista en sección del implante ortopédico que se muestra en la Fig. 11;
 La Fig. 13 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 14 es una vista en sección del implante ortopédico mostrado en la Fig. 13;
 La Fig. 15 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 16 es una vista en sección del implante ortopédico que se muestra en la Fig. 15;
 La Fig. 17 es una vista despiezada antes y después de formar otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 18 es otra vista despiezada antes y después de formar otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 19 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 20 es otra vista en perspectiva del implante ortopédico que se muestra en la Fig. 19;
 La Fig. 21 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención;
 La Fig. 22 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención; y
 La Fig. 23 es una vista en perspectiva de otra realización más de un implante ortopédico de la presente invención.

Los números de referencia correspondientes indican partes correspondientes a lo largo de las diversas vistas. Las ejemplificaciones expuestas en el presente documento ilustran realizaciones de la invención y dicha ejemplificación en modo alguno debe interpretarse como limitante del alcance de la invención.

Descripción detallada de la invención

Con referencia a continuación a los dibujos, y más particularmente a la Fig. 1, se muestra un implante ortopédico 30 que generalmente incluye un dispositivo base 32 y un material de fijación 34 unido al dispositivo base 32. El dispositivo base 32 mostrado es un clavo óseo, que puede residir dentro de un paciente por un corto período de tiempo. El dispositivo base 32 puede construirse con metales comúnmente utilizados en implantes ortopédicos tales como titanio, cobalto cromo y acero inoxidable. Alternativamente, el dispositivo base puede construirse con

polímeros biocompatibles tales como poliéter éter cetona (PEEK), ácido poliláctico (PLA), ácido poliglicólico (PGA), polietileno (PE) y mezclas de los mismos.

El material de fijación 34 unido al dispositivo base 32 tiene la forma de una banda delgada envuelta alrededor de la circunferencia del dispositivo base 32. El material de fijación 34 puede ser un polímero o un metal poroso que tiene una superficie rugosa 36 para proporcionar una fijación inmediata del dispositivo 30 gracias a las fuerzas de fricción y para alentar el crecimiento rápido de tejido en el material de fijación 34. La superficie rugosa 36 puede tener propiedades superficiales personalizadas para un tipo de tejido específico y para la magnitud o tasa de crecimiento de tejido deseada. Dichas propiedades superficiales pueden incluir densidad de energía superficial, humectabilidad y carga electrostática. Los polímeros y metales que pueden actuar como material de fijación 34 incluyen PEEK, PLA, PGA, PE, titanio, cobalto cromo y acero inoxidable. Los poros 38 del material de fijación 34 pueden estar dimensionados para permitir o impedir el crecimiento de tejido sobre el material de fijación 34. Adicionalmente, pueden incluirse en los poros 38 sustancias biológicamente activas que promuevan o que limiten el crecimiento de tejido dentro del material de fijación 34, así como proporcionar otras propiedades útiles tales como una actividad antimicrobiana para reducir los riesgos de infección.

Puesto que el implante ortopédico 30 es un clavo óseo de pequeño diámetro que probablemente será retirado dentro de unas pocas semanas después de la implantación, no es deseable una interfaz fuerte entre el tejido circundante y el implante ortopédico 30, ya que provocaría que la retirada del implante ortopédico 30 fuera innecesariamente dificultosa. Tal como puede observarse en las Figs. 2 y 3, solo se necesita una banda relativamente pequeña de material de fijación 34 para proporcionar una fuerza adhesiva mínimamente suficiente que resista la expulsión del implante ortopédico 30 mientras está implantado en un paciente, sin provocar una fuerza adhesiva excesiva que pueda hacer que el dispositivo 30 sea difícil de retirar. Tal como se muestra en la Fig. 3, el material de fijación 34 tiene un espesor T relativamente pequeño (0,254 mm) y una anchura W (1,27 mm) significativamente mayor que el espesor T. Para el dispositivo ortopédico 30 mostrado, un rango de espesor T de aproximadamente 0,127 mm a 0,381 mm y un rango de anchura W de aproximadamente 0,508 mm a 3,175 mm pueden ser dimensiones apropiadas para el material de fijación 34 en forma de banda para proporcionar la fuerza adhesiva mínimamente suficiente. También se contempla que puede haber múltiples materiales de fijación unidos al dispositivo base 32, lo que alteraría las dimensiones de cada región del material de fijación. Una consideración de diseño adicional, al conformar y colocar el material de fijación 34 en un clavo de pequeño diámetro, es que el clavo no proporcionará mucha fuerza de palanca para aplicar un par y vencer la fuerza adhesiva proporcionada por el material de fijación 34.

Con referencia a continuación a las Figs. 4 y 5, se muestra un implante ortopédico 40 que incluye un dispositivo base 42, que se muestra en el presente documento como un clavo de gran diámetro, con un material de fijación 44 unido al clavo 42. El material de fijación 44 puede ser igual que el material de fijación 34 descrito previamente. Cuando se utiliza un clavo 42 de gran diámetro, deberá cambiarse la cantidad y la geometría del material de fijación 44 para proporcionar una fuerza adhesiva mínimamente suficiente que resista la expulsión natural del clavo 42, debido al mayor tamaño del clavo 42. Tal como se muestra en las Figs. 4 y 5, el material de fijación 44 puede formarse como una banda alrededor de la circunferencia del clavo 42, similar al clavo 32 de pequeño diámetro descrito anteriormente. La banda del material de fijación 44 puede tener un grosor T que varía entre aproximadamente 0,381 mm y 1,27 mm y una anchura W que varía entre aproximadamente 0,508 mm y 3,175 mm. Tal como puede observarse en la Fig. 5, el clavo 42 puede tener también una ranura 46 formada sobre la superficie exterior 48 del clavo 42, allí donde el material de fijación 44 está unido al clavo 42. La ranura 46 puede tener una profundidad variable que cambia según sobresalga una superficie exterior 50 del material de fijación 44 con respecto a la superficie exterior 48 del clavo 42. Tal como puede observarse en la Fig. 5, el material de fijación 44 tiene un espesor T de 0,508 mm, pero la superficie exterior 50 solo se eleva 0,254 mm con respecto a la superficie exterior 48 del clavo 42. La existencia de la ranura 46 en el clavo 42 permite un material de fijación 44 mas grueso, lo que aumentará el potencial crecimiento de tejido y la fuerza de adherencia, con un menor aumento del diámetro total del dispositivo 40. La ranura 46 proporciona también una mayor área superficial del clavo 42 a utilizar para la unión al material de fijación 44. Al contrario que un clavo de pequeño diámetro, un clavo de gran diámetro puede tener una mayor fuerza adhesiva mínimamente suficiente, pero seguir siendo fácilmente retirable, debido a que el clavo 42 de gran diámetro proporciona mayor fuerza de palanca para aplicar un par y vencer la fuerza adhesiva proporcionada por el material de fijación 44.

Con referencia a continuación a las Figs. 6 y 7, que no forman parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 60 que incluye un dispositivo base 62, que se muestra como un tornillo óseo, y un material de fijación 64 unido al tornillo óseo 62. El tornillo óseo 62 puede estar construido con metales y polímeros biocompatibles, similarmente a los dispositivos base descritos anteriormente, y el material de fijación 64 puede estar fabricado con un material similar a los materiales de fijación descritos anteriormente. El tornillo óseo 62 tiene un extremo 66 de cabeza, un extremo distal 68 y una pluralidad de hilos de rosca 70 formados en una superficie 72 del tornillo óseo 62. El material de fijación 64 forma un pequeño parche en el extremo distal 68 del tornillo óseo 62. Los hilos de rosca 70 del tornillo óseo 62 proporcionarán cierta fuerza adhesiva para mantener el tornillo óseo 62 en su lugar durante la implantación, por lo que el parche de material de fijación 64 proporciona una fuerza adhesiva adicional en el extremo distal 68, en caso necesario, para resistir la expulsión natural del tornillo óseo 62.

Con referencia a continuación a la Fig. 8, que no forma parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 80 que incluye un tornillo óseo 62, similar al mostrado en las Figs. 6 y 7, que tiene un material de fijación 82 unido al extremo distal 68 del tornillo óseo 62. El material de fijación 82 puede formarse a partir de cualquier material de fijación descrito previamente. En esta realización, el material de fijación 82 está formado como un "punto" de material en el extremo distal 68 del tornillo óseo 62 para proporcionar una fuerza adhesiva adicional al tornillo óseo 62.

Con referencia a continuación a las Figs. 9 y 10, se muestra un implante ortopédico 90 que incluye un tornillo óseo 92, similar al mostrado en las Figs. 6, 7 y 8, que tiene un material de fijación 94 unido a una superficie 96 del tornillo óseo 92 entre unos hilos 98 de rosca formados en la superficie 96 del tornillo óseo 92. El material de fijación 94 puede formarse a partir de cualquier material de fijación descrito previamente. Tal como puede observarse, el material de fijación 94 tiene una forma helicoidal que se envuelve alrededor de la circunferencia del tornillo óseo 92 entre los hilos 98 de rosca. En esta configuración, el material de fijación 94 proporciona una cantidad sustancial de fuerza adhesiva para resistir la expulsión natural del dispositivo 90. Tal configuración puede ser deseable para tornillos óseos que estén destinados a tener un período de implantación más largo, donde es deseable una fijación adicional del tornillo óseo.

Con referencia a continuación a las Figs. 11 y 12, que no forman parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 100 que incluye un tornillo óseo 101, similar al mostrado en las Figs. 6, 7, 8 y 9, que tiene un material de fijación 102 unido al tornillo óseo 101 cerca del extremo distal 103, entre el extremo distal 103 y los hilos 104 y 106 de rosca. El material de fijación 102 puede formarse a partir de cualquier material de fijación descrito previamente. Esta configuración permite que el material de fijación 102 proporcione menos fuerza de fijación que el implante ortopédico 90, descrito anteriormente. Dicha configuración es más adecuada para los tornillos óseos que estén destinados a tener períodos de implantación más cortos, donde una fijación adicional excesiva del tornillo óseo dificultaría innecesariamente la expulsión.

Con referencia a continuación a las Figs. 13 y 14, que no forman parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 110 que incluye un dispositivo base 112, que se muestra como un tornillo óseo, con unos orificios 114 formados a través de una superficie 116 del tornillo óseo 112 entre los hilos de rosca 118. Los orificios 114 están ubicados axialmente en los valles 120 existentes entre los hilos de rosca 118 y pasa a través del eje del tornillo 112. Los orificios 114 se pueden colocar a lo largo de todo el tornillo 112. El tornillo 112 es un tornillo canulado que tiene una cámara interior 120 que tiene un material de fijación 122 pegado dentro de la cámara interna 120. Al tener los orificios 114 y el material de fijación 122 dentro de la cámara interna 120, el tejido será quimioatraído hacia el material de fijación 122 y rellenará los orificios 114, formando una interfaz fuerte con el implante ortopédico 110. El espesor de pared (no mostrado) entre el diámetro menor del tornillo óseo 112 y la pared interna de la cámara interna 120 deberá tener un rango de aproximadamente 1 mm a 1,5 mm. Los estudios han demostrado que el hueso cerrará una brecha de aproximadamente 1 mm a 1,5 mm para crecer dentro de un material poroso, tal como el material de fijación 122. Las Figs. 15 y 16 muestran una realización similar, con menos orificios 114 formados a través del tornillo óseo 112 y estando los orificios 114 concentrados cerca del extremo distal 126 del tornillo óseo 112.

Con referencia a continuación a la Fig. 17, que no forma parte de la invención, se muestra un dispositivo base 130 antes y después de ser convertido en un implante ortopédico 132 de la presente invención. Tal como puede observarse, el dispositivo base 130 es una pieza de tornillo en bruto que tiene unas cavidades alargadas 134 mecanizadas en la misma. Estas cavidades alargadas 134 están llenas de un material de fijación 136, que puede ser cualquier material de fijación descrito previamente. Después del llenado de las cavidades alargadas 134 con el material de fijación 136, pueden cortarse unos hilos 138 de rosca en el dispositivo base 130 y el material de fijación 136 para formar el implante ortopédico 132 completo. En esta configuración, los hilos 138 de rosca estarán compuestos por aproximadamente una mitad de material de fijación 136 y una mitad de material del dispositivo base 130, dando al implante ortopédico 132 una cantidad sustancial de material de fijación 136 para proporcionar fuerza adhesiva durante la implantación y también colocando el material de fijación 136 en contacto íntimo con las estructuras anatómicas circundantes durante la implantación. Tal configuración puede ser particularmente útil cuando el implante ortopédico 132 esté destinado a ser un implante a largo plazo.

Con referencia a continuación a la Fig. 18, que no forma parte de la invención, se muestra un dispositivo base 140 antes y después de ser convertido en un implante ortopédico 142. El dispositivo base 140 es una pieza de tornillo en bruto con un diámetro menor d1 entre un extremo 144 de cabeza y un extremo distal 146. Un material de fijación 148, que puede ser cualquier material de fijación descrito previamente, está unido a una sección del dispositivo base 140, que tiene el diámetro menor d1, para crear un diámetro d2 similar al del extremo de cabeza 146 y el extremo distal 148. Entonces se forman unos hilos 150 de rosca en el material de fijación 148 para crear el implante ortopédico 142 completo.

Con referencia a continuación a las Figs. 19 y 20, que no forman parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 160 que incluye un dispositivo base 162, que se muestra como una placa ósea, y un material de fijación 164 unido a la placa ósea 162. La placa ósea 162 tiene una superficie desnuda 166 y múltiples aberturas 168 que están dimensionadas para permitir el paso de unos tornillos óseos (no mostrados). Las aberturas 168 tienen una forma tal que, cuando los tornillos óseos sean introducidos en un hueso, mantendrán la placa ósea 162 en su lugar. La placa ósea 162 puede estar fabricada con metales biocompatibles tales como titanio, cobalto cromo y acero.

inoxidable, pero también puede estar fabricada con un polímero biocompatible tal como PEEK. Una placa ósea 162 de polímero podría ofrecer ventajas sobre las placas óseas metálicas, más comunes, tales como una mayor compresión y una rigidez ajustable. El material 1de fijación 64 está unido a una superficie inferior (no mostrada) que se opone a la superficie desnuda 166 y estará en contacto con el hueso durante la implantación. El material 1de fijación 64 puede ser cualquier material de fijación descrito previamente. En esta realización, el material 1de fijación 64 forma una capa sobre la superficie inferior de la placa ósea 162. Dado que los tornillos óseos atravesarán las aberturas 168, el material 1de fijación 64 no cubre las aberturas 168. Si la placa ósea 162 tuviera una superficie inferior desnuda, la única fijación que tendría la placa ósea 162 una vez implantada sería la proporcionada por la fricción de los tornillos óseos implantados en el hueso. Al unir el material 1de fijación 64 a la superficie inferior de la placa ósea 162, la placa ósea 162 queda provista de una fuerza adhesiva propia: inicialmente por la rugosidad del material de fijación y posteriormente por el crecimiento óseo dentro del material 1de fijación 64. Aunque el material 1de fijación 64 se muestra cubriendo la totalidad de la superficie inferior de la placa ósea 162, podría alterarse la cantidad de material 1de fijación 64 para proporcionar a la placa ósea la magnitud de fuerza adhesiva deseada.

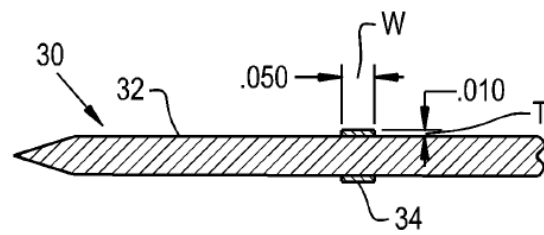
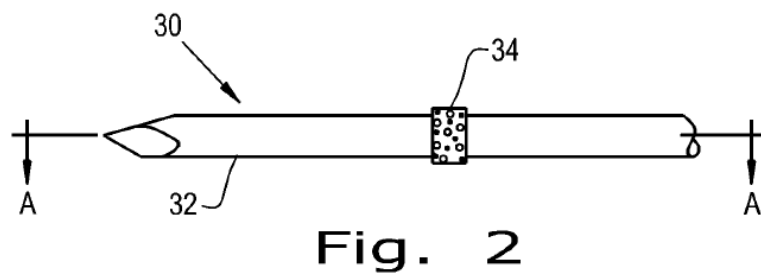
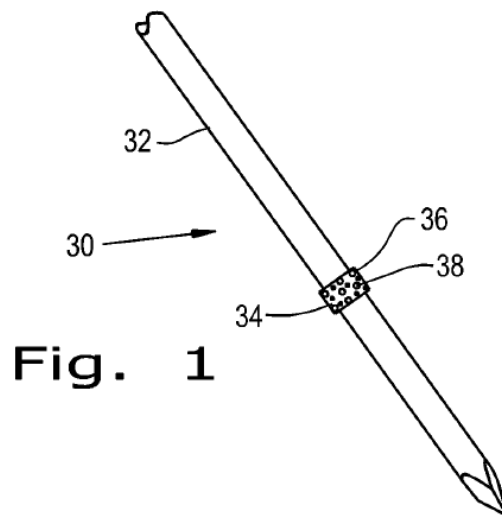
Con referencia a continuación a la Fig. 21, que no forma parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 170 que incluye la placa ósea 162 de las Figs. 19 y 20 con un material de fijación 172 unido a un extremo 174 de la placa ósea 162. El material de fijación 172 tiene forma de parche y puede ser cualquier material de fijación descrito previamente. Al unir el material de fijación 172 a un solo extremo 174 de la placa ósea 162, el crecimiento y fijación óseos solo ocurrirán en el extremo 174 de la placa que tiene el material de fijación 172, permitiendo que un extremo opuesto 176 flote en la medida que lo permitan los tornillos óseos que la sujetan. Tal configuración permite una placa ósea 170 dinámica.

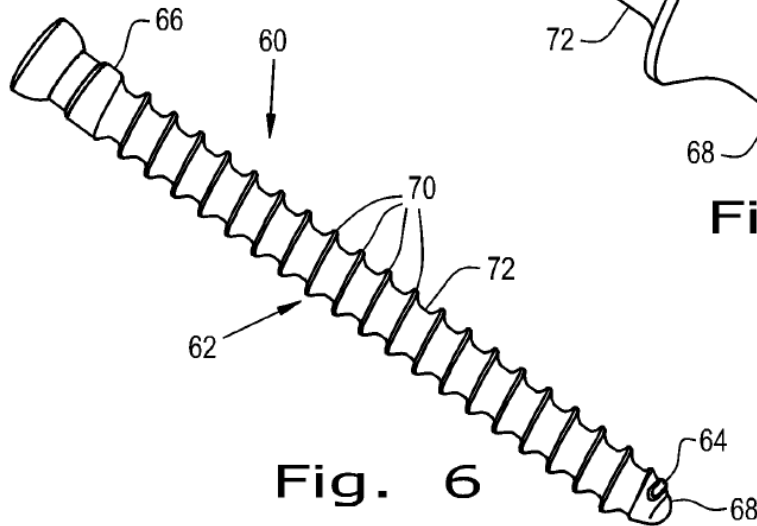
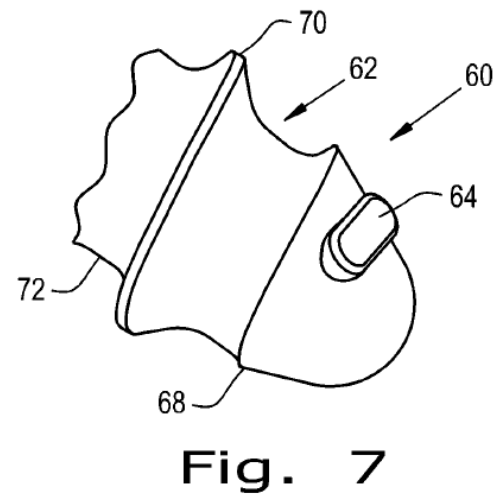
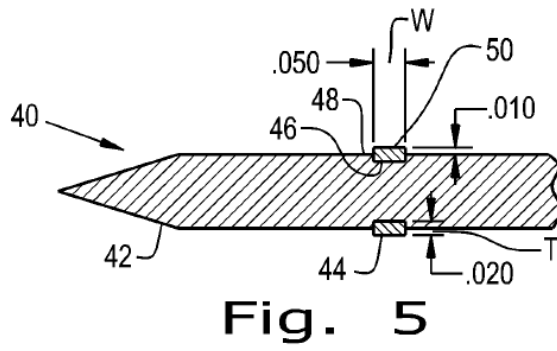
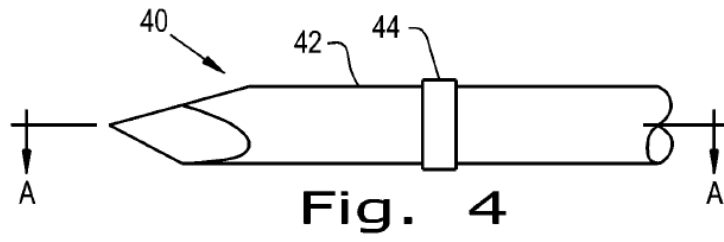
Con referencia a continuación a la Fig. 22, que no forma parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 180 que incluye la placa ósea 162 de las Figs. 19, 20 y 21 con dos regiones de un material 1de fijación 82 unido a ambos extremos 184, 186 de la placa ósea 162. Las regiones de material 1de fijación 82 tienen forma de puntos de material y pueden ser cualquier material de fijación descrito previamente. Al unir el material 1de fijación 82 a ambos extremos 184, 186 de la placa ósea 162 se proporciona crecimiento óseo, y por lo tanto fijación, en ambos extremos 184, 186 de la placa ósea 162.

Con referencia a continuación a la Fig. 23, que no forma parte de la invención, se muestra un implante ortopédico 190 que incluye la placa ósea 162 de las Figs. 19, 20, 21 y 22 con tres regiones de un material de fijación 192 que rodea las aberturas 168 de la placa ósea 162. El material de fijación 192 puede ser cualquier material de fijación descrito previamente. El crecimiento óseo en el material de fijación 192, alrededor de las aberturas 168, proporciona a la placa ósea 162 una fijación adicional en esas regiones. Tal configuración podría ser deseable si los tornillos óseos se van a retirar después de la implantación o no proporcionan suficiente fijación de la placa ósea 162 por sí mismos.

REIVINDICACIONES

1. Un implante ortopédico (30, 40, 100), que comprende:
 - 5 1.1 un dispositivo base (32, 42, 92, 112) que tiene la forma alargada de un clavo (42) o de un tornillo óseo (112); **caracterizado por que**
 - 1.2 un material de fijación (34, 44, 94, 102) está unido al dispositivo base;
 - 1.3 el material de fijación tiene la forma de una estrecha banda envuelta alrededor de la circunferencia del dispositivo base;
 - 10 1.4 el material de fijación está configurado de modo que proporcione una fuerza adhesiva mínimamente suficiente para resistir la expulsión natural causada por las fuerzas que actúan sobre dicho dispositivo base después de la implantación, pero que requiera una fuerza para revisión que sea mayor que la fuerza adhesiva.
- 15 2. El implante ortopédico de la reivindicación 1, en donde dicho material de fijación es al menos uno de titanio, cobalto-cromo y políéter éter cetona (PEEK).
3. El implante ortopédico de la reivindicación 2, en donde dicho material de fijación tiene una sustancia biológicamente activa provista dentro de una pluralidad de poros, en donde dicha sustancia biológicamente activa es al menos una de un factor de crecimiento, un agente antibacteriano, un antiinflamatorio, un promotor del crecimiento óseo y un inhibidor del crecimiento óseo.
- 20 4. El implante ortopédico de la reivindicación 1, en donde el dispositivo base tiene una pluralidad de aberturas formadas en la superficie del dispositivo base.
- 25 5. El implante ortopédico de la reivindicación 4, en donde el dispositivo base incluye un depósito en comunicación fluida con al menos una de la pluralidad de aberturas.
6. El implante ortopédico de la reivindicación 5, en donde dicho depósito está al menos parcialmente lleno con una sustancia de tratamiento, en donde la sustancia de tratamiento es de preferencia al menos uno de un factor de crecimiento, un agente antibacteriano, un antiinflamatorio, un promotor del crecimiento óseo y un inhibidor del crecimiento óseo.
- 30 7. El implante ortopédico de la reivindicación 2, en donde el dispositivo base está compuesto de PEEK.
- 35 8. El implante ortopédico de la reivindicación 1, **caracterizado por que** el dispositivo base es un tornillo óseo (92) y por que el material de fijación (94) es una banda envuelta alrededor de la superficie (96) del tornillo óseo (92), envuelta alrededor del tornillo óseo (92) entre los hilos (98) de rosca del mismo.
- 40 9. Un implante ortopédico (110) que incluye un dispositivo base (112) que tiene la forma de un tornillo óseo, con unos orificios (114) formados a través de una superficie (116) del tornillo óseo (112) entre unos hilos de rosca (118), caracterizado por que los orificios (114) están colocados axialmente en unos valles (120) entre los hilos de rosca (118) y pasan a través del eje de un material de fijación (122) pegado dentro de la cámara interior (120), de manera que el tejido será quimioatraído hacia el material de fijación (122) y llenará los orificios (114).





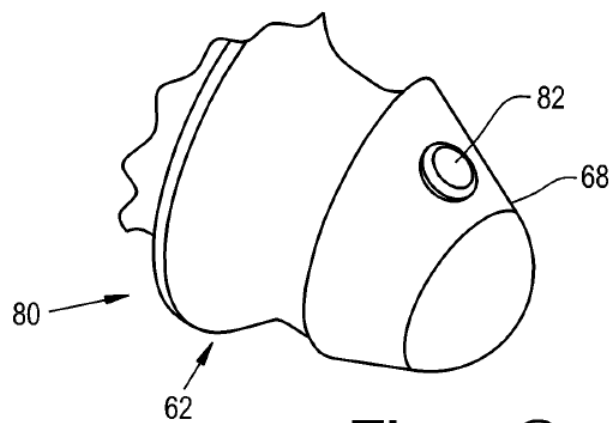


Fig. 8

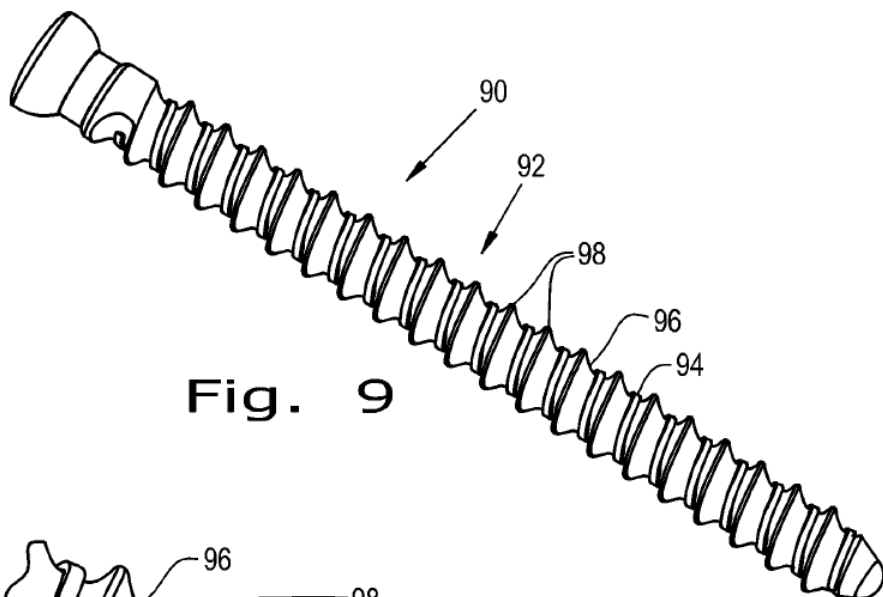


Fig. 9

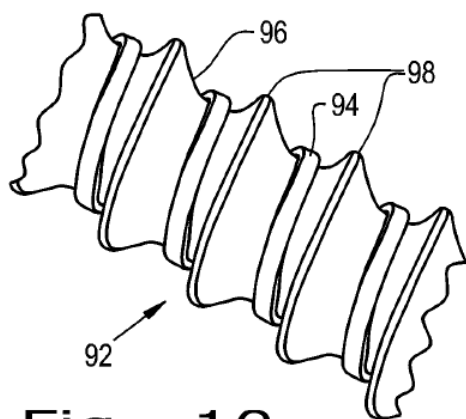
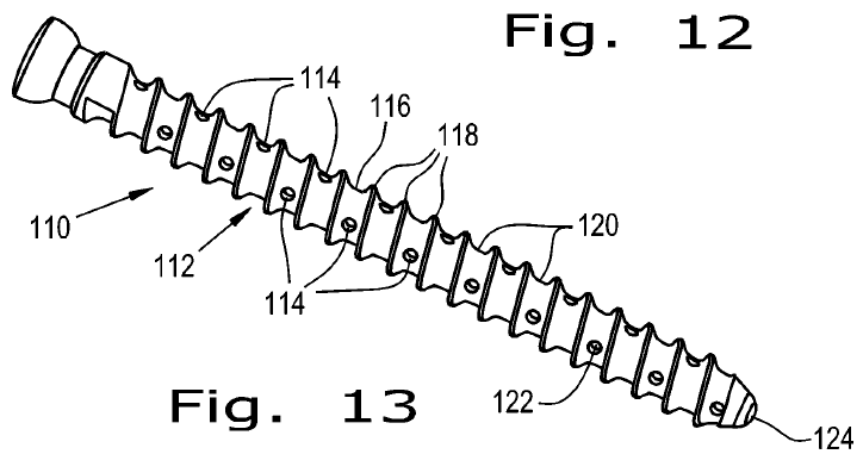
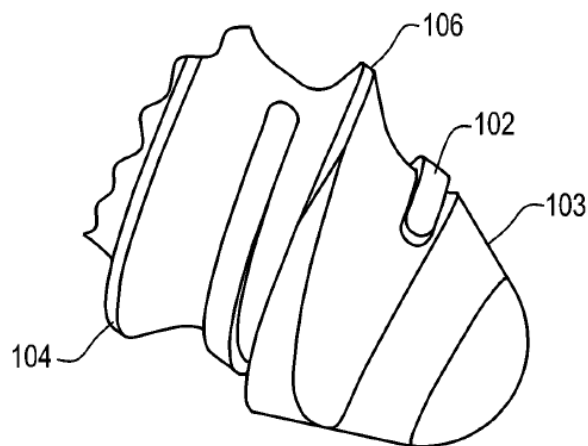
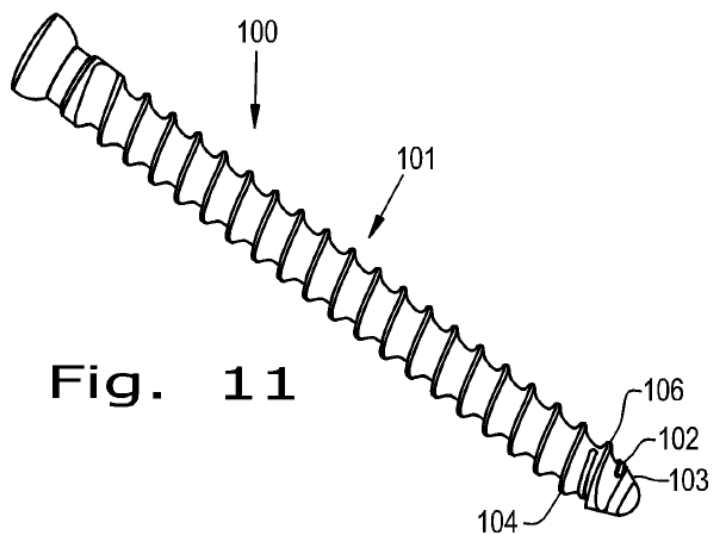


Fig. 10



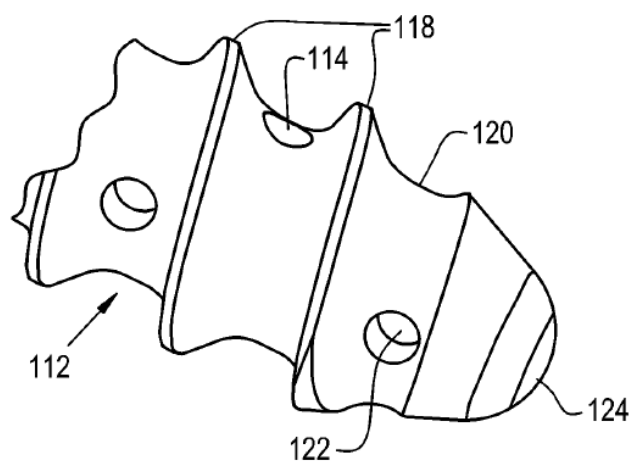


Fig. 14

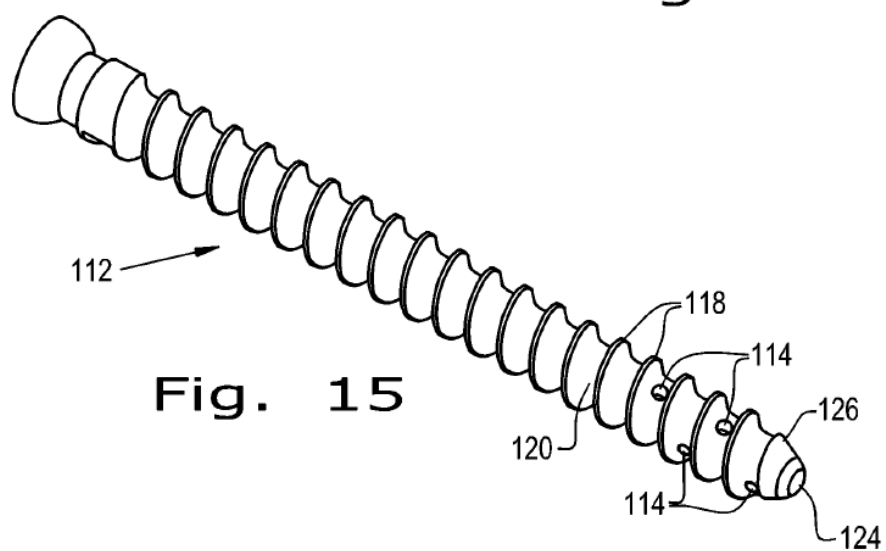


Fig. 15

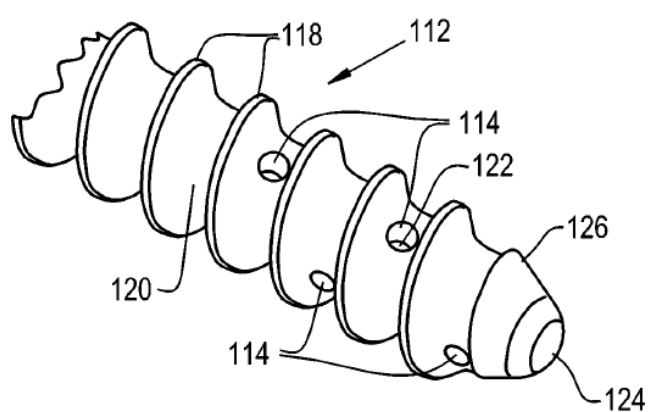


Fig. 16

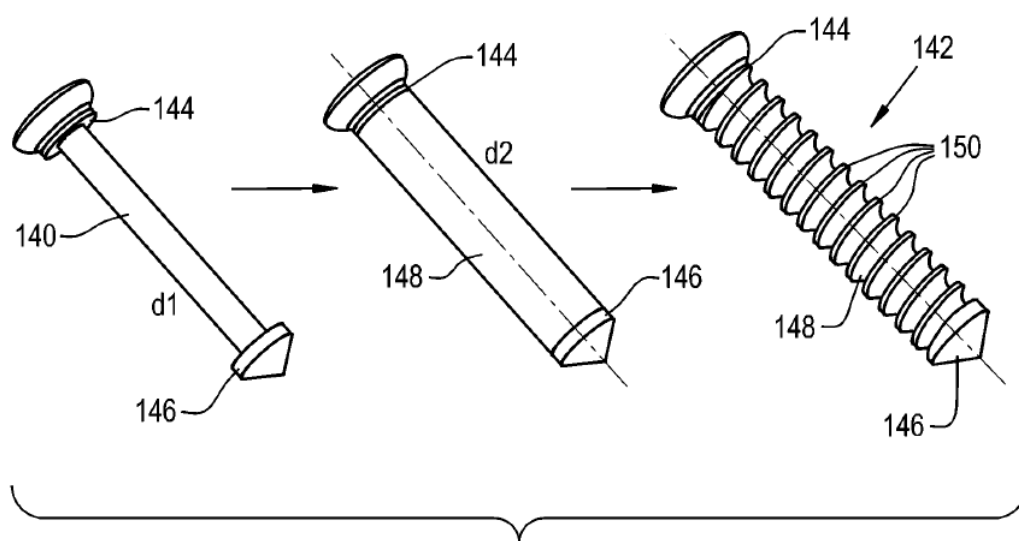
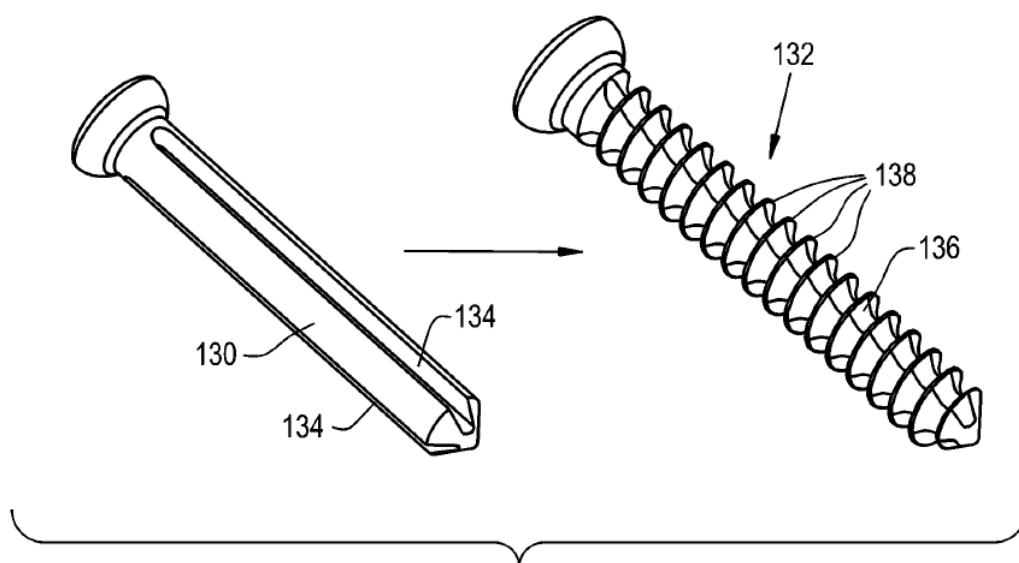


Fig. 19

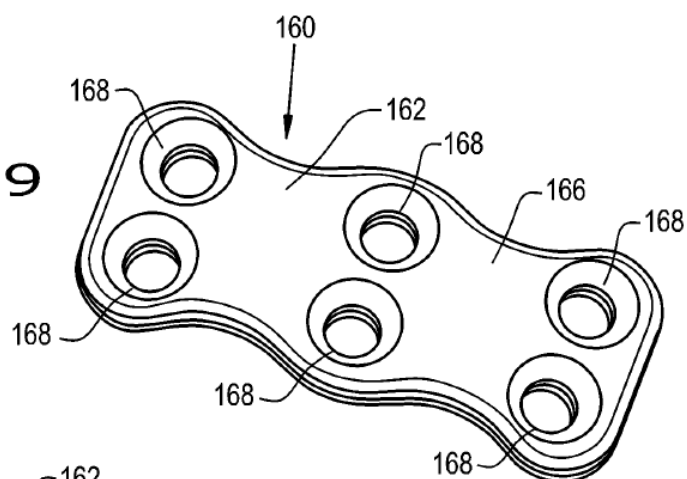


Fig. 20

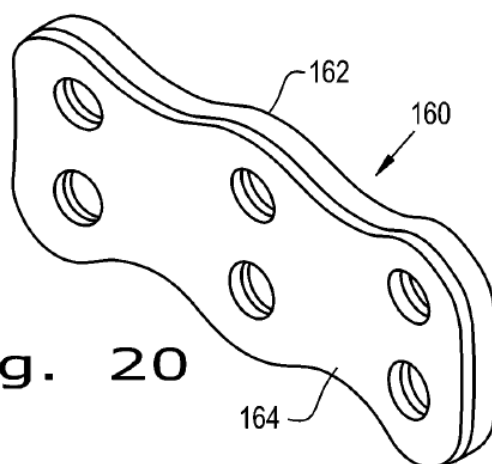


Fig. 21

