



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 299 202**

⑤1 Int. Cl.:
A61B 17/80 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑧6 Número de solicitud europea: **98906158 .5**

⑧6 Fecha de presentación : **11.02.1998**

⑧7 Número de publicación de la solicitud: **0996385**

⑧7 Fecha de publicación de la solicitud: **03.05.2000**

⑤4 Título: **Sistema de placas esqueléticas.**

③0 Prioridad: **11.02.1997 US 37139 P**
11.02.1998 US 22293

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.05.2008

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.05.2008

⑦3 Titular/es: **Warsaw Orthopedic, Inc.**
2500 Silveus Crossing
Warsaw, Indiana 46581, US

⑦2 Inventor/es: **Michelson, Gary Karlin**

⑦4 Agente: **Carpintero López, Francisco**

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

Sistema de placas esqueléticas.

5 **Antecedentes de la invención****1. Solicitudes relacionadas**

10 Esta solicitud reivindica prioridad de la Solicitud con número de serie 60/037.139, emitida el 11 de febrero de 1997, que se incorpora a la presente memoria descriptiva a título de referencia. La Solicitud número de serie 08/____,____ (Expediente número P-13114) del 11 de febrero de 1998, y titulada “Sistema de placas cervicales anteriores, instrumentación y procedimiento de instalación” se incorpora a la presente memoria descriptiva a título de referencia.

15 **2. Campo de la invención**

La invención se refiere a un sistema de placas esqueléticas de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

20 Como consecuencia, la presente invención se refiere en general a sistemas de placas esqueléticas para alinear y mantener porciones de hueso del mismo hueso o de huesos diferentes, en una relación espacial seleccionada para curar o fusionar las porciones de hueso, respectivamente.

3. Descripción de la técnica relacionada

25 Un sistema del tipo que se ha mencionado más arriba es conocido, por ejemplo, por el documento US 5.364.399. Otra placa de este tipo es conocida, por ejemplo, por el documento US 4.488.543.

30 Es práctica corriente en la cirugía ortopédica utilizar sistemas de placas para unir porciones de un hueso fracturado, o para la fusión de porciones separadas de huesos. Tales sistemas están compuestos esencialmente por placas y tornillos para alinear y sujetar relativamente entre sí en una posición deseada las porciones de hueso. Los sistemas de placas tienen utilidad en la columna vertebral, y tienen un uso general esquelético en los huesos planos, tales como la escápula y la pelvis, a título de ejemplo, y para su utilización en huesos tubulares, tales como el húmero, el cúbito, el radio, el fémur y la tibia, a título de ejemplo.

35 Problemas asociados con tales sistemas de placas han incluido roturas de equipos, aflojamiento de equipos, incapacidad para conseguir una fijación adecuada y pseudo artrosis de distracción, en los que la placa no permitirá que las porciones de hueso se unan entre sí a lo largo del tiempo, lo cual produce un fallo para conseguir la curación de huesos sólidos. Estas ocurrencias pueden producir problemas que están asociados a fallos quirúrgicos y requerir procedimientos quirúrgicos adicionales para reparar el daño, retirar el equipo que falla y/o volver a intentar la estabilización esquelética.

40 Las placas se han proporcionado normalmente al cirujano para su utilización en conjuntos que tienen un rango de tamaños para que proporciona características tales como variabilidad biológica en tamaño, el número de segmentos que se van a unir y la longitud de las porciones de hueso que se van a unir. A título de ejemplo, sería común que un sistema de placas para su utilización en la espina cervical anterior y para unir de dos a cinco vértebras, comprendiese de 40 a 60 placas. Esto requiere que los fabricantes produzcan un gran número de placas diferentes, lo cual resulta en unos costos de fabricación incrementados así como costos de inventario y costos incrementados puesto que los hospitales deben almacenar gran número de placas. Además, en el caso de que una placa se utilice y se necesite otra de su mismo tipo antes de que se pueda reemplazar, la capacidad de proporcionar el mejor cuidado a un paciente quedaría comprometida.

50 Los sistemas de placas conocidos experimentan problemas adicionalmente referidos a aquellos procedimientos en los que se colocan injertos óseos entre cuerpos vertebrales para conseguir una fusión entre los cuerpos, lo cual produce la curación por un proceso denominado “sustitución progresiva”. En este procedimiento, el hueso muerto en las interfases entre los injertos y las vértebras adyacentes es retirado por el cuerpo, como prelude al nuevo crecimiento de células formadoras de hueso y la deposición de un hueso nuevo. Debido a que las placas permiten la alineación adecuada de las vértebras y su fijación rígida, por lo tanto desafortunadamente pueden, al mismo tiempo, separar las vértebras mientras la fase de resorción del proceso de sustitución progresiva forma separaciones en el hueso en el lugar de la fusión, con el resultado de que no se produce la fusión deseada. Un fallo de este tipo en una fusión pretendida es conocido como pseudo artrosis. Un fenómeno similar se produce en la interfase entre los fragmentos de hueso fracturados y es conocida como no unión. Cuando se produce un fallo de este tipo, el equipo normalmente se romperá o se aflojará con el tiempo, lo cual requiere cirugía adicional para retirar el equipo roto y para tratar de nuevo la fusión o la reparación de la fractura.

65 En base a una consideración de las características de todos los sistemas de placas conocidos, se mantiene una necesidad de un sistema de placas mejorado que tenga la combinación siguiente de características:

- 1) La placa y los tornillos deberían ser lo suficientemente robustos para ejecutar su función pretendida sin fallo mecánico;

- 2) El equipo, y especialmente los tornillos, deberían poder conseguir un agarre adecuado dentro del hueso;
- 3) Se debería proporcionar un medio para fijar uno y cada tornillo de hueso a la placa y el medio de fijación debería ser de tamaño y resistencia suficiente para ejecutar con fiabilidad sus funciones pretendidas;
- 4) El medio de fijación del tornillo de hueso preferiblemente debería poder ser retenido de la placa antes de la inserción del tornillo de hueso, o debería poderse unir de manera fiable a un accionador para impedir que cualquier parte pequeña quedase suelta en la herida;
- 5) Se debería proporcionar la orientación del tornillo de hueso para crear un agarre de tornillo máximo en el hueso y una elevada resistencia para que no se separase del hueso;
- 6) Se debería proporcionar un coste mejorado e inferior del procedimiento de producción para el fabricante de placas médicas;
- 7) Se debería proporcionar un sistema de placas para su uso con pacientes de distintos tamaños, que pudiese ser fabricado fácilmente con una longitud seleccionada por un cirujano para fijar la aplicación deseada con el fin de reducir sustancialmente el número de placas requeridas;
- 8) Se debería proporcionar el sistema de tornillos de hueso y de placas para impedir la separación de las porciones de hueso durante el proceso de sustitución progresiva y hacer, o permitir, o hacer y permitir que las porciones de hueso se muevan unas hacia las otras para permitir y promover la fusión o el curado de las porciones de hueso.

Sumario de la invención

La invención proporciona un sistema de placas esqueléticas que tiene las características de la reivindicación 1. Realizaciones adicionales de la invención se describirán en las reivindicaciones dependientes.

La presente invención consigue las necesidades que se han mencionado más arriba proporcionando distintas realizaciones que se pueden combinar, y todas ellas pueden ser utilizables en el mismo sistema de placas, incluyendo tales realizaciones (1) un sistema de placas esqueléticas que comprende una placa que tiene una superficie inferior que está curvada en forma convexa a lo largo de una porción sustancial del eje longitudinal de la placa, tornillos de hueso, y fijaciones para fijar los tornillos de hueso a la placa para el uso esquelético.

1. Sistemas de placas esqueléticas de uso general

a. Sistema de fijación múltiple

El sistema de placas de una primera realización de la presente invención comprende una placa esquelética de uso general de que tienen una superficie inferior para situarse contra las porciones de hueso, en el que una porción sustancial de la superficie inferior de la placa es convexa a lo largo del eje longitudinal de la placa. Se aprecia que una porción menor de la superficie inferior de la placa puede estar conformada de otra manera. La placa de la presente invención tiene una pluralidad de orificios de recepción para tornillos de hueso que se extienden a través de la placa, desde la superficie superior a la superficie inferior. La placa y sus piezas componentes pueden estar fabricadas de cualquier material de calidad de implante adecuado a este propósito y adecuado para utilizarse en el cuerpo humano, tal como, pero sin estar limitado, el titanio o sus aleaciones. La placa y/o los componentes asociados pueden estar fabricados de un material bioadsorbible y puede comprender o estar recubiertos, al menos en parte, con sustancias químicas que promueven la fusión, tal como proteínas morfogenéticas de hueso y otras similares.

Cada uno de los tornillos de hueso se puede insertar en un orificio de recepción para tornillos de hueso respectivo para unir la placa al hueso. Un elemento de fijación preferiblemente, pero no necesariamente, en forma de un tornillo, se puede aplicar en el orificio para tornillos de fijación de la placa y tiene una cabeza formada para fijar al menos dos de los tornillos de hueso a la placa. En la realización preferente, los elementos de fijación están preinstalados antes de ser utilizados por el cirujano, de manera que no impida la instalación de los tornillos de hueso dentro de los orificios de recepción para tornillos de hueso.

Como resultado, se eliminan los problemas previamente asociados a los tornillos de fijación del tipo que se aplica después de la inserción de los tornillos de hueso, incluyendo los problemas de instrumentación para situar y suministrar los medios de fijación a la placa, retirada, ruptura, extracción y fallo de roscado asociado con los tornillos de fijación más delicados de la técnica anterior que se parecen a "piezas de relojero".

Los elementos de fijación pueden ser de muchas formas para conseguir su propósito pretendido, tales como, pero sin estar limitados a, tornillos, tapas roscadas, remaches, conjuntos de tornillos, elementos proyectantes y otros similares.

Comúnmente, ni el sistema de placas de fijación única o de fijación múltiple requieren que la cabeza del tornillo de hueso sea hueca, como en algunos sistemas de placas conocidos anteriormente. Se podrá apreciar que los tornillos de

hueso están debilitados cuando sus cabezas o porciones de cabeza y de cuello son huecas para acomodar un segundo tornillo al menos en parte, si no totalmente, en su interior.

2. *Sistemas de placas de tornillos cruzados*

En una realización adicional de la presente invención, combinada con la fijación múltiple, una placa proporciona el cruzado sobre los ejes de al menos una pareja de tornillos de hueso dentro de una porción de hueso. Una orientación cruzada de los tornillos en el interior del hueso proporciona una aplicación más segura de la placa al hueso al que se debe aplicar, debido a que se pueden utilizar tornillos más largo y debido a que un área del hueso está acuñada y atrapada entre los tornillos en comparación con las placas que no permiten que las parejas de tornillos se crucen. El uso de tornillos adicionales cruzados y/o no cruzados en combinación con la pareja de tornillos cruzados se puede utilizar para atrapar una sección todavía mayor del hueso. La placa de la presente invención puede tener múltiples orificios de recepción para tornillos de hueso (con ejes longitudinales centrales fijos) en los cuales los orificios están orientados en una configuración al tresbolillo, de manera que los puntos centrales de cada uno de los orificios de recepción para tornillos de hueso emparejados se encuentre en líneas transversales diferentes para permitir que al menos una pareja de tornillos de hueso se inserten en una configuración cruzada dentro de una porción de hueso. Preferiblemente, los orificios de tornillo tienen ejes longitudinales definidos en el plano transversal de la placa a través de la cual los tornillos pueden realizar una variación en la situación como se describirá posteriormente. En la realización preferente, el ángulo incluido formado por los ejes de los tornillos cruzados es entre 25° y 90°. Para el uso espinal, a título de ejemplo, los tornillos emparejados se encuentran situados al tresbolillo, pero todavía se pueden alinear dentro de la misma vértebra, de manera que se crucen diagonalmente dentro de la misma vértebra y preferiblemente se cruce dentro de las dos terceras partes posteriores del cuerpo vertebral.

3. *Sistema de placas segmentables*

En una realización adicional de la presente invención, se muestra un sistema de placas segmentables combinado con el sistema de placas de fijación múltiple. El sistema de placas segmentables proporciona una única placa, o un conjunto limitado de placas, para alinear y mantener porciones de hueso en una relación espacial seleccionada en la cual las placas están fabricadas para que sean resistentes en uso, pero que puedan ser separadas por el cirujano en longitudes más cortas, como sea preciso, con lo cual se elimina la necesidad de almacenar una multitud de largos de placas.

A título de ejemplo, para la aplicación en la espina dorsal, una realización del sistema de placas segmentables de la presente invención comprende una placa que puede abarcar múltiples segmentos de una espina cervical y que tiene unas zonas de separación predeterminadas. Las zonas de separación pueden estar situadas en una placa segmentable de manera que cuando una porción de la placa segmentable se aplique a las vértebras, las zonas de separación restantes en la placa, si hay alguna, estarían soportadas por una vértebra subyacente. En uso, el cirujano determinará la longitud de placa apropiada necesaria, y si la longitud necesaria es menor que la longitud de la placa proporcionada, el cirujano eliminará la porción no necesaria de la placa en la zona de separación apropiada. A título de ejemplo, este procedimiento puede ser ejecutado fácilmente cuando la placa está fabricada de titanio o de alguna de sus aleaciones, puesto que las propiedades del titanio son tales que cuando la placa se dobla y a continuación se devuelve a su posición original, se realiza una separación limpia en el doblez. Las piezas de las placas segmentables que están siendo separadas se pueden sujetar en ambos lados de la zona de separación para asegurar que se efectúa una separación precisa. Las zonas de separación de la placa segmentable, a título de ejemplo, pueden consistir en que la placa esté marcada a lo largo de sus superficies superior, inferior o ambas superior e inferior. La profundidad de tales marcas depende del grosor de la placa, y es la suficiente para crear unas muescas superficiales y un trayecto de mínima resistencia para la separación de la placa, al mismo tiempo que mantiene una profundidad y forma limitada para que no se debilite la placa, de manera que la haga menos de suficientemente resistente para su uso pretendido.

A título de ejemplo, para la aplicación al aspecto anterior de la espina cervical, cuatro placas segmentables, teniendo cada una de ellas en general una longitud similar, por ejemplo suficiente para que abarquen cinco vértebras (una longitud de 80 mm a 120 mm) y teniendo cada una de ellas unas separaciones diferentes entre las parejas de orificios de tornillo de hueso, comprendería un conjunto completo de placas que permite que un cirujano tenga todas las longitudes y separaciones de orificios necesarias para fundir de dos a cinco vértebras. Aunque las placas descritas se pueden separar en una multitud de porciones utilizables, debido a cuestiones regulatorias que incluyen la identificación de cada implante con un número de identificación de implante distintivo y singular con propósitos de seguimiento, puede ser deseable configurar las placas de la presente invención, de manera que cada placa produzca solamente una porción utilizable.

El sistema de placas segmentables de la presente invención también tiene aplicación en la cirugía reconstructiva, por ejemplo, durante la reparación de una órbita ocular rota, el sistema de placas segmentables de la presente invención se puede utilizar para alinear y mantener las porciones de huesos rotos en la relación espacial correcta. Las características curvas de una órbita ocular requerirían que la placa utilizada para reparar la órbita se correspondiese con la curvatura. La longitud correcta de la placa segmentable también se puede obtener fácilmente por el cirujano, como ya se ha descrito.

La capacidad de separar una placa en segmentos también proporciona ventajas significativas en el proceso de fabricación. A título de ejemplo, en el proceso de colado por inversión, un procedimiento comúnmente utilizado para

producir placas. El coste del material del colado por inversión es pequeño en relación con el trabajo involucrado en el proceso de colada para la producción de cada placa, con independencia de su tamaño. Es mucho más económico colar una placa de 3,175 mm, que más tarde se puede separar en cuatro placas de 51,6 mm, que hacer cuatro coladas de 51,6 mm. Si la mecanización se incluye en la producción, como a partir de materia prima o por estampación o colado, ese trabajo puede ser automatizado, pero la colocación de la pieza en la máquina y asegurarla (fijación) generalmente requiere mano de obra o atención, es consumidora de tiempo y potencialmente es un cuello de botella de fabricación. Una placa de 203,2 mm de largo que proporciona dos placas de 50,8 mm potencialmente separables en el extremo por la máquina que está realizando la mecanización, solamente necesita ser fijada una vez. Como contraste, el procedimiento de la técnica anterior de fabricación requeriría que cada una de las cuatro placas de 50,8 mm sea fijada por separado, una a la vez. De esta manera, el fabricante puede colar una placa segmentable larga que a continuación se puede separar en etapas de fabricación posteriores para proporcionar placas múltiples a un costo general inferior. De manera similar, si la placa fuese a ser fabricada alternativamente por mecanización a partir de una barra sólida, se podría ahorrar una gran cantidad de trabajo fijando y asegurando una única placa larga que más tarde se puede separar en placas múltiples en lugar de tener que fijar y asegurar cada una de estas placas individualmente.

4. Sistema de combinación de placa - fijación - tornillo que puede realizar una compresión y acortamiento entre los segmentos

En una realización alternativa adicional combinada con diseños de placas de fijación múltiples, y combinadas con las enseñanzas de tornillos cruzados y la enseñanza de placas segmentables, se muestran tres tipos de sistemas de combinación de placa - fijación - tornillo, siendo cada una de ellos capaz de acortarse y/o comprimirse intersegmentalmente. Cada uno de los sistemas enseñados está diseñado para contrarrestar y compensar la falta de contacto entre porciones de hueso que se van a unir, que se puede producir como resultado de la sustitución progresiva que se ha descrito más arriba. La presente invención permitirá que las vértebras se muevan hacia un injerto interpuesto de hueso, y unas hacia las otras en caso necesario, en lugar de mantener las vértebras separadas durante la ocurrencia de la fase de resorción del proceso de sustitución progresiva. A diferencia de los sistemas de placas "dinámicas" y/o de comprensión de la técnica anterior, la presente invención puede permitir la preservación y/o mejora de lordosis mientras restringe de otra manera el movimiento de los tornillos de hueso en relación con la placa.

Los tres tipos de sistemas de tornillo - placa - fijación que por sí mismos son combinables unos con los otros, son como sigue: (1) Dinámico pasivo; (2) Autocompresión; y (3) Dinámico activo, y se describirán más adelante

a. Sistema de placas dinámico pasivo bloqueado

Como se utiliza en esta descripción, la expresión "bloqueado" significa que los tornillos están bloqueados a la placa y no pueden salirse. La expresión "dinámico" significa que el tornillo puede realizar un movimiento, incluso aunque esté bloqueado en el interior de la placa, para permitir que las porciones de hueso se muevan acercándose entre sí. La expresión "pasivo", significa el movimiento del tornillo en relación con la placa es permitido, pero no causado.

El sistema pasivo dinámico permite que un tornillo de hueso se mueva en relación con la placa incluso después de ser bloqueado a la placa cuando se presenta una fuerza contra el tornillo. Este sistema no produce el movimiento del tornillo, sino que solamente permite que se produzca el movimiento del tornillo y por lo tanto es un sistema "pasivo". En una realización preferente, el movimiento del tornillo en relación con la placa está confinado en todas excepto en una dirección, permitiendo esa dirección que las porciones de hueso se muevan acercándose unas a las otras a lo largo del eje longitudinal de la placa.

En el sistema dinámico pasivo, una placa que tiene un orificio para tornillos que pasa a través de las superficies superior e inferior de la placa para recibir un tornillo de hueso, puede tener una abertura redonda en la parte superior de la placa y puede tener una abertura inferior que es de forma oblonga con una longitud mayor que el diámetro de un eje del tornillo de hueso que sitúa al orificio del tornillo cuando se encuentra en uso. La cabeza del tornillo de hueso está asegurada a la placa contra la retirada y generalmente contra un movimiento lineal significativo con un elemento de fijación, mientras que un eje del tornillo de hueso puede realizar un movimiento angular en relación con la placa. La abertura inferior de forma oblonga del orificio de tornillo, permite que el eje del tornillo de hueso se desplace en relación con la placa mientras que la cabeza del tornillo de hueso gira. El movimiento del tornillo es el máximo en el extremo distal de tornillo, permitiendo el acortamiento diferencial de las porciones de hueso que están siendo unidas. Por ejemplo, si se aplica un sistema de placas de este tipo al aspecto anterior de la espina cervical, la lordosis (una curvatura convexa hacia delante de las vértebras alineadas del cuello cuando se ve desde el lado) se mejora cuando se produce el citado movimiento pasivo.

b. Sistema de autocompresión de placas de fijación

En el sistema de autocompresión, cuando el tornillo de hueso sufre el apriete final, o cuando está siendo bloqueado a la placa con un elemento de fijación, el tornillo de hueso es forzado a moverse en una dirección permitida y deseada. El tornillo de hueso no se puede mover hacia atrás una vez que haya sido bloqueado a la placa por el elemento de fijación. Un propósito del sistema de autocompresión es proporcionar un ángulo fijo y bloqueado del tornillo de hueso en relación con la placa para proporcionar la compresión de las porciones de hueso que se van a unir, tal como, por ejemplo, las vértebras cervicales adyacentes a un espacio de disco, con el movimiento del tornillo de hueso cuando el mismo se asienta en la placa, produciendo compresión y lordosis.

A diferencia de los sistemas de tornillos anteriores, solamente se permite que los tornillos se muevan en una dirección, siendo esa la dirección que llevaría a las porciones de hueso a unirse más ajustadamente entre sí por un movimiento angular, en lugar de producir un movimiento de traslación de un tornillo como una totalidad, sin cambio angular. Esta inducción de una carga de compresión a través de las porciones de hueso que se van a unir o fundir induce el crecimiento del hueso y cuando se produce la resorción del hueso en la interfase de las porciones de hueso que se van a unir, estas porciones de hueso están forzadas para que se muevan aproximándose unas a las otras, evitando de esta manera la formación de una separación, de forma que se mitigue la no unión o pseudo artrosis.

El sistema de autocompresión puede comprender una placa que tiene un orificio de recepción de tornillo de hueso que pasa a través de las superficies superior e inferior de la placa con una abertura superior que es redonda y tiene un asiento redondeado. El orificio de recepción para tornillos de hueso tiene una abertura inferior que tiene un eje longitudinal central que está desplazado del eje longitudinal central de la abertura superior. El tornillo de hueso puede tener una cabeza parcialmente redondeada que se ajusta en el interior de la porción superior de la abertura del tornillo de hueso y permite el movimiento de la cabeza del tornillo dentro de la abertura superior con el fin de proporcionar el ángulo apropiado para el eje del tornillo de hueso con respecto a la placa cuando el eje del tornillo de hueso pasa a través de la abertura inferior.

Además, se conoce en la técnica que las fuerzas de compresión a través del hueso inducen adicionalmente al crecimiento y la formación del hueso y la presente invención enseña maneras novedosas de mantener el contacto de hueso a hueso, e incluso un medio para mejorar e incrementar la carga de compresión. Un beneficio adicional de la presente invención se puede apreciar a título de ejemplo en lo que se refiere al uso de la presente invención en la espina cervical anterior para la fusión espinal.

c. Sistema de placas de fijación dinámico activo

En el sistema dinámico activo, se aplica una fuerza de precarga a un tornillo de hueso de manera que mientras el tornillo no puede sufrir inicialmente ningún movimiento añadido, hay una fuerza selectiva aplicada a la cabeza del tornillo y el tornillo puede realizar un movimiento solamente en una dirección, de manera que en caso de que se produzca la resorción en las interfaces de las porciones de hueso que se van a unir, entonces el tornillo no solamente estará libre para moverse y no solamente en esa dirección, sino también está forzada para hacerlo cuando se mueve para liberar la fuerza de precarga. Las características de estos sistemas se pueden combinar unas con las otras.

A título de ejemplo solamente y no de limitación, un sistema de placas puede utilizar orificios para tornillos de hueso que pueden tener una abertura de la superficie interior que es oblonga y que se extiende desde el centro alineado con el eje longitudinal del tornillo del orificio de recepción para tornillos de hueso en una dirección en la cual se desea el movimiento del tornillo. Un medio de carga tal como una arandela Bellville, arandela de fijación u otro medio elástico se utiliza para apoyarse sobre la cabeza del tornillo cuando el tornillo está fijado en el interior de la placa para impedir su salida. Un sistema de este tipo fuerza las porciones de hueso entre sí con el tiempo, cuando lo permite la resorción.

Por un uso dado, (placa, tornillo, orificio y resorte) es simple determinar la resistencia correcta, siendo esta una cantidad menor que la que rompería el hueso al cual se está aplicando la fuerza. La arandela tipo Bellville puede tener un apéndice que se ajusta en un rebaje formado en el interior de la abertura superior del orificio para tornillos con el fin de facilitar la orientación adecuada de la arandela, o la arandela o el medio de resorte pueden ser distinto de redondos de manera que sean orientables direccionalmente cuando se colocan en el interior de la abertura superior del orificio para tornillos.

Cuando características de estos sistemas dinámicos activos y de autocompresión se combinan, un sistema de este tipo fuerza a las porciones de hueso a que se acerquen cuando se aprietan y a continuación permite así como fuerza un movimiento de este tipo, cuando la resorción lo permita en el tiempo. El tornillo de huesos se moverá solamente adicionalmente en la dirección preorientada si hay espacio disponible y si hay una fuerza de oposición presente menor que la fuerza precargada en el tornillo.

Objetos de la invención

Es un objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de placas mejorado que tiene las características que se han descrito más arriba y que evita muchos de los inconvenientes de los sistemas conocidos anteriormente.

Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un mecanismo de fijación en el que se utiliza una pluralidad de tornillos de hueso para unir una placa a una porción de hueso que puede ser fijada fácil y fiablemente en su lugar en el mismo momento por una única operación, y en el que los mecanismo de fijación para fijar los tornillos de hueso pueden ser preinstalados por el fabricante antes de la inserción de los tornillos de hueso por el médico, de manera que el médico no tiene que unir el mecanismo de fijación a la placa como un procedimiento separado antes de la operación.

Un objetivo adicional de la invención es proporcionar placas que están texturadas o tratadas de otra manera para promover el crecimiento del hueso por debajo de la placa.

ES 2 299 202 T3

Todavía, otro objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema en el cual los tornillos de hueso y los mecanismos de fijación, cuando están completamente instalados, tienen un perfil bajo.

5 Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de placas que puede ser, al menos en parte, bioadsorbible.

Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de placas que comprende, al menos en parte, materiales y superficies para el crecimiento de huesos.

10 Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de placas que comprende, al menos en parte, sustancias que promueven el crecimiento de los huesos.

15 Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de placas con una capacidad de sujeción mejorada en el interior del hueso, debido a la configuración cruzada de tornillo de fijación a placa.

Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de placas de fijación que puede realizar movimientos de tornillo seleccionados y específicos de manera que acomode el acortamiento de los huesos que se van a unir.

20 Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un medio para impedir la distracción pseudo artrósica de la espina cervical anterior mientras proporciona lordosis cervical.

25 Los objetivos y características anteriores y otros de la invención, serán más fácilmente evidentes con la descripción que sigue de realizaciones preferentes de la invención, proporcionadas con referencia a los dibujos que se acompañan, que ilustran realizaciones de la invención solamente a título de ejemplo no limitativo.

Las placas de acuerdo con las figuras 1-8, 14, 15, 22, 28, 33, 39B-39D, 40-45, 49-69B, 80, 97C no forman parte de la invención.

30 **Breve descripción de los dibujos**

La figura 1 es una vista en perspectiva de la primera realización de una placa de fijación múltiple.

35 La figura 2 es una vista en planta superior de la placa de fijación múltiple que se muestra en la figura 1.

La figura 3 es una vista lateral de la placa de fijación múltiple que se muestra en la figura 1.

La figura 4 es una vista extrema de la placa de fijación múltiple que se muestra en la figura 1.

40 La figura 5 es una vista inferior de la placa de fijación múltiple que se muestra en la figura 1.

La figura 6 es una vista superior de la placa de fijación múltiple mostrada en las figuras 1-5, con elementos de fijación instalados, en una configuración abierta.

45 La figura 7 es una vista superior de una modificación de una placa de las figuras 1-6, con cuatro tornillos de hueso fijando al elemento en su lugar.

La figura 8 es una vista superior de una realización adicional de la placa de fijación múltiple de la figura 1, con una ranura central alargada para una capacidad de compresión incrementada.

50 La figura 9 es un elemento de fijación que puede utilizarse con las placas de las figuras 1-6.

55 La figura 10 es una vista superior de un elemento de fijación para utilizarse con la abertura central de la placa de las figuras 7 y 22.

La figura 11 es una vista superior de una tapa de fijación para utilizarse en las aberturas extremas que se muestran en las figuras 1, 6 y 7.

60 La figura 12 es una vista lateral del elemento de fijación de la figura 16.

La figura 13 es una vista lateral de otra realización del elemento de fijación de la figura 16.

La figura 14 es una vista en perspectiva de una realización alternativa de una placa de fijación a la espina cervical que utiliza remaches de fijación.

65 La figura 15 es una vista inferior de la placa de fijación múltiple de la figura 14.

La figura 16 es una vista superior de un elemento de fijación de dos tornillos de hueso preinstalable.

ES 2 299 202 T3

La figura 17 es una vista superior de una realización alternativa de un elemento de fijación con cuatro tornillos de hueso que tiene ranuras de cabeza para incrementar la flexibilidad de los apéndices de fijación.

5 La figura 18 es una vista inferior del elemento de fijación de tipo remache para utilizarse con la abertura central de la placa de la figura 14.

La figura 19 es una vista lateral de un elemento de fijación de remache.

10 La figura 20 es una vista superior en perspectiva de la porción inferior de la cabeza del remache de la figura 19, vista por las líneas 20-20.

La figura 21 es una vista en perspectiva superior de la porción de cabeza del elemento de fijación con tres tornillos de hueso.

15 La figura 22 es una vista en perspectiva de una placa de fijación múltiple formada para utilizar elementos de fijación en forma de tapas roscadas.

La figura 23 es una vista lateral de un elemento de fijación para utilizarse con la placa de la figura 22.

20 La figura 24 es una vista lateral de un tornillo de hueso.

La figura 25 es una vista lateral de una forma alternativa de un tornillo de hueso.

25 La figura 26 es una vista inferior de los tornillos de hueso que se muestran en la figura 24.

La figura 27 es una vista superior del tornillo de hueso que se muestra en la figura 24.

La figura 28 es una vista en perspectiva superior de una cuarta realización de una placa de fijación múltiple.

30 La figura 29 es una vista en perspectiva del elemento de fijación para utilizarse con la placa de la figura 28.

La figura 30A es una vista seccionada lateral parcial de la placa de la figura 28 por las líneas 30-30, estando en su posición un tornillo de hueso.

35 La figura 30B es una realización alternativa de un tornillo de hueso.

Las figuras 31A-31E ilustran vistas en planta superior de realizaciones alternativas de elementos de fijación múltiples de la presente invención.

40 La figura 32A es una vista detallada en alzado, en sección transversal, de una porción del dispositivo de formación de huesos aplicado a una porción de la placa de la presente invención.

La figura 32B es una realización alternativa que muestra una vista en sección transversal de la placa con una guía taladrada para guiar un instrumento de formación de orificios.

45 La figura 32C es una vista detallada en alzado, en sección transversal, de una porción de una realización alternativa de un dispositivo de formación de huesos aplicado a una porción de la placa de la presente invención.

La figura 32D es una vista en sección transversal por la línea 32D-32D de la figura 32C.

50 La figura 33 es una vista en perspectiva que muestra la fijación de los tornillos de hueso a la placa.

La figura 34A es una vista seccionada lateral parcial de un elemento de fijación apantallado unido a un instrumento de accionamiento.

55 La figura 34B es una vista seccionada lateral parcial de una realización alternativa de un elemento de fijación.

La figura 35 es una vista seccionada lateral parcial de otra realización del elemento de fijación.

60 La figura 36 es una vista en sección transversal parcial que muestra una placa, elemento de fijación y tornillos de hueso por las líneas 36-36 de la figura 33.

La figura 37 es una porción agrandada de detalle por la línea 37 de la figura 36.

65 La figura 38 es una vista en sección transversal parcial lateral de un sujetador de placas unido a una placa.

La figura 39A es una vista lateral en sección transversal parcial de otra realización de un sujetador de placas unido a una placa.

ES 2 299 202 T3

La figura 39B es una vista lateral en sección transversal parcial de otra realización de un sujetador de placas unido a otra placa.

La figura 39C es una vista extrema del sujetador de placas mostrado en la figura 39B.

La figura 39D es una vista fragmentada agrandada de la punta del sujetador de placas que se muestra en la figura 39B.

La figura 40 es una vista en perspectiva superior de una realización de una placa de fijación única.

La figura 41 es una vista en planta superior de la placa que se muestra en la figura 40.

La figura 42 es una vista lateral de la placa que se muestra en la figura 40.

La figura 43 es una vista extrema de la placa que se muestra en la figura 40.

La figura 44 es una vista en planta inferior de la placa que se muestra en la figura 40.

La figura 45 es una vista en planta superior de la placa que se muestra en la figura 40, estando los elementos de fijación en su lugar.

La figura 46 es una vista lateral de un tornillo de hueso utilizado con la placa que se muestra en la figura 40.

La figura 47 es una vista superior del tornillo de hueso que se muestra en la figura 46.

La figura 48 es una vista inferior del tornillo de hueso de la figura 46.

La figura 49 es una vista superior de una tapa de fijación para utilizarse con la placa de fijación única de la figura 40.

La figura 50 es una vista lateral de la tapa de fijación que se muestra en la figura 49.

La figura 51 es una vista inferior de la tapa de fijación que se muestra en las figuras 49 y 50.

La figura 52 es una vista inferior en perspectiva de la tapa de fijación de las figuras 49-51.

La figura 53 es una vista recortada del instrumento de formación de orificios roscado a un orificio para tornillos de hueso de una placa.

La figura 54 es una vista seccionada lateral en perspectiva de un taladro y de una guía de taladro aplicados por roscado a la placa para taladrar el orificio para la inserción de un tornillo de hueso.

La figura 55 es una vista en perspectiva de una placa de fijación única instalada a lo largo de un hueso con tapas de fijación instaladas en dos orificios de recepción para tornillos de hueso.

La figura 56 es una vista en sección transversal parcial de una tapa de fijación aplicada a un accionador para instalar la tapa de fijación.

La figura 57 es una vista en sección transversal parcial de la placa, tornillo de hueso y tapa de fijación de la figura 55.

La figura 58 es una vista fragmentaria agrandada del área 58 de la figura 57.

La figura 59 es una vista en perspectiva de una segunda realización de una placa de fijación única que tiene elementos de fijación individuales para fijar cada tornillo de hueso.

La figura 60 es una vista en perspectiva de un elemento de fijación roscado para utilizarse con la placa de fijación única de la figura 59.

La figura 61 es una vista seccionada lateral parcial de la placa de la figura 59 vista por las líneas 73-73, estando el elemento de fijación de la figura 60 en su posición para sujetar un tornillo de hueso, pero no completamente apretado.

La figura 62 es una vista en perspectiva de un elemento de fijación alternativo para utilizarse con una primera modificación de la placa de fijación única de la figura 59.

La figura 63 es una vista seccionada lateral de la primera modificación de la placa de la figura 59, con el elemento de fijación de la figura 62.

ES 2 299 202 T3

La figura 64 es una vista en perspectiva de un elemento de fijación alternativo para utilizarse con la primera modificación de la placa de la figura 69.

5 La figura 65 es una vista seccionada lateral de la primera modificación de la placa de la figura 59, estando el elemento de fijación de la figura 64 en su posición.

La figura 66 es una vista en perspectiva de otro elemento de fijación alternativo en forma de remache para utilizarse con una segunda modificación de la placa de fijación de la figura 59.

10 La figura 67 es una vista detallada seccionada lateral parcial de la placa de la figura 59 modificada para utilizar un elemento de fijación de la figura 66 que se muestra en su posición.

La figura 68 es una vista en planta superior de una placa de fijación única.

15 La figura 69A es una vista en planta superior de una placa de una fijación única de la presente invención que tiene un patrón de orificios para tornillos situados al tresbolillo para proporcionar un cruce sobre los tornillos de hueso en el hueso.

20 La figura 69B es una realización alternativa de la placa que se muestra en la figura 69A.

La figura 70A es una vista en sección transversal de un hueso con la placa de las figuras 69A o 69B aplicada al hueso, con dos tornillos de hueso que se muestran cruzados y que penetran en el hueso en planos diferentes.

25 Las figuras 70B-70D son vistas extremas de realizaciones alternativas de la placa que se muestra en la figura 70A.

La figura 70E es una vista en alzado lateral de una placa de acuerdo con la presente invención que se muestra aplicada a un hueso largo.

30 La figura 70F es una vista detallada agrandada por la línea 70F de la figura 70E.

La figura 71 es una vista en planta superior de una realización adicional de la placa de fijación múltiple para utilizarse en la estabilización de segmentos múltiples de la espina o de porciones de un hueso largo.

35 Las figuras 72A-72H son vistas en planta superior de distintas realizaciones de las placas de fijación múltiple de la presente invención.

La figura 73 es una vista en planta superior de una realización alternativa de la presente invención en forma de una placa segmentable de fijación múltiple que se muestra en un estado separado.

40 La figura 74 es una vista en planta superior de una realización alternativa de una placa segmentable de fijación múltiple de la figura 73 aplicada en un estado separado.

45 La figura 75 es una vista en planta superior de una realización alternativa de una placa segmentable de fijación múltiple que se muestra en un estado no separado.

La figura 76 es una vista en planta superior de una realización alternativa de una placa segmentable de fijación múltiple que se muestra en un estado no separado.

50 La figura 77 es una vista en planta superior de una realización alternativa de una placa segmentable de fijación múltiple que se muestra en un estado no separado.

La figura 78 es una vista en planta superior de una realización alternativa de una placa segmentable de fijación múltiple que se muestra en un estado no separado.

55 La figura 79 es una vista en planta superior de la placa segmentable de fijación múltiple de la figura 78 que se muestra en un estado separado.

La figura 80 es una vista en planta superior de una realización alternativa de una placa segmentable de fijación única que se muestra en un estado no separado.

60 La figura 81 es una vista en planta superior de la placa segmentable de fijación única de la figura 80 que se muestra en un estado separado.

65 La figura 82 es una vista seccionada lateral parcial del sistema de fijación de placa roscado dinámico pasivo de la presente invención.

La figura 83 es una vista en planta superior de una abertura en la placa que se muestra en la figura 82.

La figura 84 es una vista seccionada lateral parcial del sistema de tornillo - placa - fijación dinámico pasivo de la figura 82 que indica movimiento como respuesta a una fuerza que está siendo aplicada al tornillo en dirección de la flecha A.

5 La figura 85 es una vista seccionada lateral parcial del sistema de tornillo - placa - fijación de autocompresión de la presente invención, estando la fijación insertada parcialmente.

La figura 86 es una vista seccionada lateral parcial del sistema de tornillo - placa - fijación de autocompresión de la figura 85, con la inserción completamente insertada y el tornillo asentado.

10 La figura 87 es una vista en planta superior y una abertura en la placa que se muestra en la figura 86.

La figura 88 es una vista seccionada lateral de la abertura en la placa que se muestra en la figura 87.

15 La figura 89 es una vista seccionada lateral parcial de un sistema de tornillo - placa - fijación dinámico activo de la presente invención.

La figura 90 es una vista en planta superior de la abertura en la placa que se muestra en la figura 89.

20 La figura 91 es una vista en perspectiva superior de la arandela tipo Belville del sistema del tornillo - placa - fijación dinámico activo de la figura 89.

La figura 92 es una vista seccionada lateral parcial del sistema de tornillo - placa - fijación dinámico activo de la figura 82, estando la fijación apretada adicionalmente y el tornillo asentado.

25 La figura 93 es una vista en perspectiva de una realización alternativa de la arandela de la figura 94 que tiene un apéndice para la inserción dentro de un rebaje correspondiente en la placa.

30 La figura 94 es una vista seccionada lateral parcial del sistema de placa - tornillo - fijación activo dinámico de la figura 93 estando la fijación completamente insertada, el tornillo asentado y el apéndice de la arandela insertado dentro de un rebaje correspondiente en la placa.

La figura 95A es una vista en perspectiva lateral de una realización alternativa de una placa.

35 La figura 95B es una vista en perspectiva superior de la placa en la figura 98A.

La figura 95C es una vista en perspectiva inferior de la placa en la figura 98A.

40 La figura 96A es una vista en perspectiva lateral de una realización alternativa de una placa.

La figura 96B es una vista en perspectiva superior de la placa en la figura 98A

La figura 96C es una vista en perspectiva inferior de la placa en la figura 98A.

45 La figura 97A es una vista en perspectiva lateral de una realización alternativa de una placa.

La figura 97B es una vista en perspectiva superior de la placa en la figura 97A.

50 La figura 97C es una vista en perspectiva inferior de la placa en la figura 97B.

La figura 97D es una vista en planta inferior de la placa en la figura 97B.

Descripción detallada de los dibujos

55 En una primera realización, una pluralidad de tornillos de hueso está fijada a una placa con un elemento de fijación preinstalado. Esto se denomina sistema de placa de fijación múltiple. Se describirán las placas de fijación múltiple, a continuación los elementos de fijación para fijar los tornillos de hueso a la placa, y a continuación, los tornillos de hueso novedosos para utilizarse con las placas de la presente invención. En una realización alternativa, el elemento de fijación única, fija un único tornillo de hueso a la placa, y es denominado sistema de fijación única.

1. Sistema de placas esqueléticas de uso general

a. Sistema de placa de fijación múltiple

65 La realización preferente de la placa 2 de fijación múltiple se muestra en las figuras 1-5. La placa 2 tiene una forma generalmente alargada, cuyo perfil es generalmente rectangular. Se reconoce que se pueden utilizar otras formas para la placa 2. La placa 2 tiene una superficie inferior 27 para su colocación contra porciones de hueso, en la que una

porción sustancial de la superficie inferior 27 es plana y/o convexa a lo largo del eje longitudinal de la placa. La placa 2 es para uso esquelético general distinto que en la espina cervical anterior.

Como un ejemplo solamente, la placa 2 está provista de tres orificios 12 de tornillos de fijación, cada uno de los cuales en la realización preferente está roscado internamente 3, y cada uno de los cuales está rodeado por una región 14 encastrada poco profunda. Como se describirá con mayor detalle más adelante, en la realización preferente los tornillos de hueso se insertan en los orificios de recepción de tornillo de hueso y un elemento de fijación única asociado con cada uno de los orificios 12 de tornillo de fijación fija un número de tornillos 30 de hueso en su posición en cada momento. El elemento de fijación puede estar preinstalado en la placa.

En la realización que se ilustra en las figuras 1-5, cada elemento extremo 20 de fijación fijará tres tornillos 30 de hueso en su posición, mientras que el tornillo 21 de fijación en el orificio 12 de fijación central fija dos tornillos 30 de hueso en su posición. Como se muestra en la figura 7, el elemento 25 de fijación central también puede estar configurado de manera que cuatro tornillos 30 de hueso se fijen en un momento. La placa 2 puede tener un grosor apropiado para la resistencia requerida para que el hueso o huesos a los cuales se va a aplicar, y generalmente es preferente en rango de 2 a 8 mm.

Como se muestra en la figura 5, al menos una porción de la superficie inferior 27 de la placa 2, tiene preferiblemente una superficie porosa y/o texturada y puede estar recubierta con, impregnada o compuesta por sustancias promotoras de fusión (tales como proteínas morfogenéticas de hueso) de manera que propicien el crecimiento del hueso a lo largo del lado inferior de la placa 2 desde una porción de hueso a otra porción de hueso. La superficie inferior texturada 27 también proporciona un medio para retener la sustancia promotora de fusión con la cual la superficie inferior 27 la capa puede ser impregnada antes de la instalación. La superficie inferior 27 de la placa 2 puede estar dispuesta con la textura porosa deseada por chorreado basto o por cualquier otra tecnología convencional, tal como ataque químico, pulverización por plasma, sinterización y colada, por ejemplo. Si es porosa para promover el crecimiento del hueso, la superficie inferior 27 está formada de manera que tenga una porosidad o tamaño de poros del orden de 50-500 micrómetros y preferiblemente de 100-300 micrómetros. Las sustancias promotoras de crecimiento de hueso con las cuales se puede impregnar la superficie inferior 27 porosa, texturada incluyen, pero no están limitadas, a proteínas morfogenéticas de hueso, hidroxiapatito, o fosfato de hidroxiapatito tricálcico. La placa 2 puede comprender, al menos en parte, un material readsorbible que puede estar impregnado además con un material de crecimiento de huesos, de manera que el material readsorbible sea readsorbido por el cuerpo del paciente, el material del crecimiento del hueso es liberado, por lo cual, actúa como un mecanismo de liberación temporal. Teniendo misma la placa 2 hecha de un material que sea readsorbible y teniendo presente el material de promoción de crecimiento de hueso, permite que las porciones de hueso se unan haciéndolo de una manera más natural, puesto que la placa se convierte progresivamente en menos soporte de carga, con lo cual evita apantallamiento de esfuerzos el área de hueso.

Como se muestra además en las figuras 4 y 5, al menos un extremo de la placa 2 puede tener un rebaje 18 que puede cooperar con un aparato de compresión.

La figura 6 es una vista en planta superior de la placa 2 de la figura 1, estando insertados los elementos de fijación 20, 21. En la realización preferente, los elementos de fijación son en forma de tornillos que cooperan con el interior roscado 3 de los orificios de fijación 12. Cada uno de estos elementos de fijación 20, 21 se muestra en su orientación abierta inicial, en la que la orientación de los recortes 22 en la cabeza 23 de cada elemento de fijación 20, 21 está orientada de manera que permita la introducción de los tornillos 30 de hueso dentro de los orificios 6, 8 de recepción de tornillos de hueso adyacentes sin que se produzca una interferencia con la cabeza 23 del elemento de fijación 20, 21.

La figura 8 es una vista superior de otra realización de la placa 2 de las figuras 1-5, y generalmente es designada como placa 120. La placa 120 está provista de una ranura alargada 122 que se extiende longitudinalmente a lo largo de su eje longitudinal que está superimpuesto sobre el orificio de fijación 12. La ranura alargada 122 permite el movimiento relativo adicional entre la placa 120 y un poste de compresión 54 asociado a una herramienta de compresión durante un procedimiento de compresión.

Haciendo referencia a las figuras 14 y 15, se muestra una realización alternativa de una placa de fijación múltiple designada por el número 70. En la placa 70 se proporciona, en lugar del orificio de fijación 12 roscado, una abertura central 200 que recibe un remache retirable 202, del tipo que se muestra en las figuras 17-20. La figura 15 es una vista inferior de la placa 70 mostrada en la figura 14. El contorno de la placa 70 es el mismo que el de la placa 2 mostrada en las figuras 1-5. El remache 202 es retirable y se ajusta en el interior de la abertura no roscada 200, comparable al orificio de fijación 12 y a la ranura 122 que se han descrito más arriba. Otras realizaciones pueden utilizar un remache que no es retirable, sino que está fabricado como parte de la placa 70, como se usaría en los orificios de fijación extremos 19 de las figuras 14 y 15.

Haciendo referencia a la figura 22, se muestra otra realización alternativa de una placa de fijación múltiple y es designada generalmente por el número 230. La placa 230 utiliza tapas roscadas, tales como la tapa 300 mostrada en las figuras 9 y 23, para un elemento de fijación o preferiblemente uno con recortes, como se describe en la presente memoria descriptiva, que tiene, por ejemplo, una apariencia en vista superior como el elemento de tornillo de fijación en las figuras 10-11. El orificio de fijación central 602 tiene una ranura alargada 234 para proporcionar una capacidad de compresión incrementada, si así se desea.

Haciendo referencia a las figuras 10-13, se muestra una primera realización de los elementos de fijación 20, 21 y 25 en forma de tornillos de fijación de acuerdo con la presente invención, para utilizarse con la placa 2. La figura 10 es una vista superior en planta que ilustra la cabeza 23 del elemento de fijación central 25 que se muestra en la figura 7. El eje 46 del elemento de fijación 25 está roscado 47 para que se acople a la rosca 3 dentro del orificio de fijación asociado 12 de la placa 2. Como se muestra en la figura 21, cada segmento 49 en cada lado de los recortes 22 del elemento de fijación 21 tiene una superficie de apoyo 48 formada en la superficie inferior de la cabeza 23 del elemento de fijación. Como se muestra en la figura 16, la cabeza 23 del elemento de fijación puede estar provista de dos rendijas 42 para proporcionar flexibilidad a la cabeza 23 del elemento de fijación para asistir a la capacidad del elemento de fijación a desplazarse sobre la parte superior de la cabeza 32 de tornillo de hueso durante la acción de fijación cuando se hace girar el elemento de fijación.

Haciendo referencia a las figuras 6 y 10-13, se apreciará que cuando los elementos de fijación 20, 21 giran en el sentido de las agujas del reloj con respecto a la vista de la figura 6, una superficie de apoyo respectiva 48 se desplazará sobre la superficie superior curvada 39 de una cabeza 32 de tornillo de hueso respectiva con el fin de fijar de manera positiva los tornillos 30 de hueso asociados y los elementos de fijación 20, 21 en su posición. Esta característica de apoyo se puede utilizar con los otros elementos de fijación descritos en la presente memoria descriptiva. De manera similar, la superficie de apoyo de los elementos de fijación 20, 21, 25 también puede estar accionada por leva.

Alternativamente, como se muestra en las figuras 12 y 13, en lugar de una superficie de apoyo plana 48 se puede utilizar una superficie 44 en forma de rampa o cuña para incrementar la fuerza aplicada a la cabeza 32 del tornillo de hueso. En un diseño de leva de una realización alternativa, cuando el extremo director de la porción en rampa 44 del elemento de fijación 21 se fija, se encontrará en una posición inferior a la prominencia de la cabeza 32 del tornillo de hueso de manera que se necesite más fuerza para levantar el elemento de fijación 21 y aflojarlo que la que se necesita para que el elemento de fijación 21 permanezca apretado y fijado. Sin embargo, la cabeza 23 del elemento de fijación no necesita tener rendijas, estar accionado con levas o poseer una superficie en rampa para conseguir la fijación del tornillo 30 de hueso en su posición. Se pueden utilizar presión, fricción, ajuste por interferencia u otros medios de aplicación que pueden impedir que el elemento de fijación se mueva desde su posición fijada.

Haciendo referencia a las figuras 17-20, se muestra un remache 202 destinado a ser utilizado en asociación con la placa 70 de las figuras 14-15, y también se muestra en detalle en sección transversal en las figuras 19 y 20. El remache 202 tiene una cabeza 204, un eje 206 y un segmento inferior alargado 208 para ajustarse en el interior de la abertura 200 correspondiente en la placa 70. La superficie inferior 210 de la cabeza 204 del remache 202 tiene una superficie de apoyo en el fondo del elemento de fijación 20, 21, para aplicarse a la superficie superior 39 de la cabeza 32 del tornillo de hueso. Para utilizarse en los orificios de fijación extremos 19, la superficie superior del segmento inferior 208 alargado puede tener una superficie de leva que coopere con la superficie de leva 17 del fondo de la placa 70 para sujetar el remache 202 en la posición fijada contra la cabeza 32 del tornillo de hueso, como se muestra en la figura 15. Mientras el remache de la figura 18 es un componente separado, retirable, de la placa, los remaches, y particularmente aquellos destinados a utilizarse con los orificios de fijación extremos, pueden estar formados como parte de la placa durante el proceso de fabricación de la placa y el remache puede no ser retirable, si así se desea. La superficie de apoyo del remache 202 también puede ser de leva para impedir que el remache se salga de la fijación una vez que la porción de leva pase sobre la cabeza del tornillo.

Cada una de las realizaciones anteriores proporciona una unión ajustada del elemento de fijación en relación con el tornillo 30 de hueso y con la placa relevante.

En la realización alternativa de la placa de fijación múltiple 23 que se muestra en la figura 22, el elemento de fijación puede ser en forma de un tapón de fijación roscado 300 que se muestra en la figura 23. El tapón de fijación roscado 300 tiene una rosca 302 en su circunferencia exterior que se corresponde con la rosca 303 en la circunferencia interior de las depresiones 304 del elemento de fijación en la parte superior de la placa 230 que se muestra en la figura 22. El tapón de fijación 300 es relativamente delgado, particularmente en comparación con su anchura. La parte superior 305 del tapón de fijación 300 puede estar provista de un rebaje no circular u orificio pasante 306 para recibir una herramienta de accionamiento configurada de manera similar o utilizar otro medio de aplicación de herramienta.

Haciendo referencia a las figuras 28, 29 y 30A, se muestran otra realización de la placa de fijación múltiple, generalmente designada por el número 400, y un elemento de fijación en forma de un miembro de fijación delgado 412. La placa 400 tiene una abertura en su superficie superior para la inserción del miembro de fijación delgado 412, un rebaje 402 asociado con cada uno de los orificios 408 de recepción de tornillos de hueso y una ranura 410 en la pared lateral de los orificios 408 de recepción de tornillos de hueso para permitir que el miembro de fijación delgado 412, que tiene una serie de proyecciones o alabes delgados 414, más delgados que la ranura 410, que proporcionan a este miembro de fijación 402 una apariencia similar a la de una hélice. El miembro de fijación delgado 412 puede ser girado en el interior de la placa de manera que no cubra los orificios para tornillos de hueso, permitiendo de esta manera que el miembro de fijación delgado 412 sea preinstalado antes de la instalación de los tornillos de hueso por el cirujano. La rotación limitada del miembro de fijación delgado 412 permite que los alabes 414 sobresalgan a través de la ranura 410 y cubran una porción de la parte superior de los tornillos 30 de hueso asociados. Los alabes 414 del miembro de fijación delgado 412 son flexibles, y cuando giran, se deslizan sobre la superficie superior 39 de la cabeza 32 del tornillo de hueso para fijar el tornillo 30 de hueso en su posición. Como con otras realizaciones discutidas, cada una de las realizaciones del elemento de fijación puede fijar más de un tornillo 30 de hueso. Se aprecia que varias placas de fijación múltiples y combinaciones de elementos de fijación pueden fijar hasta cuatro tornillos de hueso a

la vez, pero son igualmente efectivos para fijar un número menor, o ninguno, cuando se aseguran a sí mismas a la placa.

Se apreciará que una característica de cada una de las realizaciones de elementos de fijación que se han descrito más arriba es que tenga un medio de aplicación de un accionador, en estos casos, por ejemplo, un rebaje 24 tan grande como el rebaje 34 en los tornillos 30 de hueso de manera que la misma herramienta se pueda utilizar para hacer girar los tornillos 30 de hueso y los elementos de fijación. Además, los elementos de fijación son suficientemente resistentes y tienen una masa suficiente para que puedan soportar estar fijados sin que se rompan.

Haciendo referencia a la figura 30B, se muestra una realización alternativa del tornillo 30 de hueso de la presente invención. El tornillo 30' de hueso es un tornillo de ángulo variable que tiene una cabeza 32' con una parte superior redondeada y tiene un cuello debajo de la cabeza 32' con unas porciones 33'a y 33'b aligeradas para permitir el movimiento universal del tornillo 30' de hueso en el interior del orificio de recepción para tornillos de hueso de una placa puesto que las porciones aligeradas proporcionan holgura para que el tornillo se mueva. En una realización, el tornillo 30' de hueso puede estar asegurado a la placa por un elemento de fijación que impide que el tornillo se salga, pero permite que el elemento de fijación se apoye sobre la parte superior de la cabeza 32' de tornillo mientras que todavía se mueve en relación con la placa. Alternativamente, la superficie inferior del asiento del orificio de recepción para tornillos de hueso y el fondo de la cabeza 32' del tornillo puede tener rugosidad para proporcionar alguna resistencia al movimiento de la cabeza 32' del tornillo en el interior del orificio de recepción para tornillos de hueso y/o la fijación puede sujetar la cabeza del tornillo con fuerza suficiente de manera que una vez que la fijación se haya apretado, no sea posible ningún movimiento del tornillo en el interior de la placa.

Los ejemplos que se han descrito más arriba de los elementos de fijación múltiple tienen un número de porciones recortadas que tienen un arco con un radio mayor que el de la cabeza del tornillo de hueso. Sin embargo, se aprecia que los elementos de fijación múltiple preinstalables pueden tener una configuración sin ninguna porción recortada y todavía permitir una holgura de la cabeza del tornillo de hueso. Algunos de tales elementos de fijación se muestran en las figuras 31A-31D en las cuales se pueden instalar realizaciones alternativas de los elementos 20a-20d de fijación sin porciones recortadas y en las cuales se pueden instalar los tornillos de hueso dentro del orificio 6 de recepción de tornillos de hueso, incluso cuando el elemento de fijación está preinstalado en la placa. Los elementos de fijación pueden ser girados en la dirección de la flecha A para apoyarse contra al menos una porción de la cabeza del tornillo para fijar los tornillos de hueso a la placa.

Además, la cabeza 23 de cada elemento de fijación 20, 21 dispone de un rebaje no circular 24 en su centro, tal como se muestra en la figura 9, al que se puede aplicar una herramienta de manipulación adecuada, tal como se muestra en las figuras 33-35. En la realización de la cabeza 23 que se muestra en la figura 9, la herramienta asociada tendrá una cabeza hexagonal, y se podrá apreciar que pueden ser utilizadas otras formas de rebajes en la cabeza 23 o pueden ser utilizados otros medios de aplicación de accionador macho o hembra sin separarse del alcance de la presente invención. La rosca de cada orificio de fijación 12 y de cada elemento de fijación 20, 21 tiene una tolerancia ajustada de manera que retendrán de manera fiable sus orientaciones para permitir la introducción de tornillos 30 de hueso dentro de los orificios 6, 8 de recepción de tornillos de hueso sin interferencias. De manera alternativa, las roscas pueden estar ligeramente mal emparejadas o una rosca o roscas pueden ser hechas irregulares o imperfectas.

Se aprecia que aunque se han mostrado varias formas de elementos de fijación, considerando las enseñanzas, se pueden utilizar otros medios equivalentes con el propósito de fijar los tornillos 30 de hueso en su posición. En la figura 71, se muestra una placa de fijación múltiple alternativa 990 que tiene orificios 980 de recepción de tornillos de hueso intermedios adicionales y elementos de fijación asociados 960 para fijar los tornillos 30 de hueso en su posición.

En las figuras 72A-72H, se muestran varias placas 700a-h. Cada una de estas placas 700a-h tienen tornillos de hueso insertados a través de los orificios 6 de recepción de tornillos de hueso y a continuación fijados en su posición. Como se muestra en las figuras 72A-72H, un elemento de fijación 710, o dos elementos de fijación se pueden utilizar para fijar cuatro tornillos de hueso en su posición. En las figuras 72A-72H, se muestra cada una de las placas 700a-h con los elementos de fijación en sus orientaciones abiertas, antes de que hayan sido girados para fijar los tornillos de hueso. Cada una de las placas 700a-700h tiene elementos de fijación 710 para fijar tornillos de hueso insertados dentro del orificio 6 de recepción de tornillos de hueso de la placa.

La figura 24 proporciona una vista lateral de una realización de un tornillo 30 de hueso para utilizarse con un sistema de placas de acuerdo con la presente invención. El tornillo 30 de hueso tiene una cabeza 32 de tornillo de hueso, un eje 33 y una punta 36. La figura 27 es una vista superior del tornillo 30 de hueso. En el centro de la cabeza 32 del tornillo de hueso hay un rebaje perfilado 34 que puede tener la misma forma que el rebaje 24 de cada elemento de fijación 20, 21, en cuyo caso se puede girar con la misma herramienta que la que se utiliza para hacer girar los elementos de fijación 20, 21. Se aprecia que la porción de aplicación con el accionador del tornillo 30 de hueso puede ser ranurada, y puede ser o bien macho o bien hembra.

En la realización del tornillo 30 de hueso que se muestra en la figura 24, la cabeza 32 del tornillo de hueso está escalonada, siendo contigua la primera porción 35 de cabeza inferior al vástago 53 del tornillo y tiene un diámetro menor que el de la porción superior de la cabeza 32 de tornillo de hueso. Preferiblemente, pero sin limitación, cuando se utiliza esta realización de tornillo 30 de hueso, cada orificio 6, 8 de recepción de tornillos de hueso de la placa 2 tiene una región 14 encastrada que se corresponde con el diámetro de la porción superior de la cabeza 32 de tornillo

de hueso y está dimensionada para que realice un ajuste por interferencia. La porción inferior 35 de la cabeza 32 de tornillo de hueso está dimensionada para conseguir un ajuste por interferencia con su porción asociada de los orificios 6, 8 de recepción de tornillos de hueso. La porción superior de diámetro mayor de la cabeza 32 de tornillo de hueso asegura que el tornillo 30 de hueso no puede avanzar completamente a través de los orificios 6, 8 de recepción de tornillos de hueso de la placa 2. El tornillo 30 de hueso pasa completamente a través de la superficie superior de la placa 2 sin aplicarse de ninguna manera a la superficie superior.

Como se muestra en la figura 37, preferiblemente, pero sin limitación, la cabeza 32 del tornillo 30 pasa sin obstrucciones a través de la superficie superior de la placa hasta que la superficie inferior de la cabeza 32 de tornillo agrandada se aplica a la cara superior de la porción estrechada de recepción de tornillos de hueso a media distancia o por debajo de la media distancia de la placa. Esto se considera óptimo para permitir la máxima estabilidad del tornillo con respecto a la placa, incluso en ausencia de fijación, contra todas las fuerzas excepto aquellas inversas al trayecto de inserción, mientras que sigue proporcionando la mayor resistencia de la placa por debajo de la cabeza 23 del tornillo de hueso. Una pared circunferencial puramente vertical es óptima para limitar el movimiento de un tornillo, si la cabeza está configurada de manera similar y si hay poca tolerancia entre ellas. La colocación del soporte de la cabeza cerca del grosor medio de la placa es preferente puesto que permite que la cabeza superior sea grande para acomodar el rebaje para el accionador sin que se debilite, mientras que colocar el soporte de la cabeza separado de la superficie superior de la placa permite que la cabeza del tornillo se encuentre profundamente dentro de la placa. La colocación del soporte de la cabeza a aproximadamente el grosor medio de la placa asegura que soporta mucho material de la placa por debajo de la cabeza mientras proporciona una longitud de cabeza adecuada por encima y por debajo del punto de contacto para impedir que los puntos de contacto actúen como un fulcro proporcionando unos brazos de palanca adecuados para impedir el movimiento indeseado.

En la realización alternativa del tornillo 30' de hueso, como se muestra en la figura 25, la cabeza 32' del tornillo de hueso está estrechada progresivamente en la dirección desde la parte superior de la cabeza 32' de tornillo de hueso hacia la punta 36' del tornillo. De nuevo, la cabeza 32' del tornillo de hueso está dimensionada para realizar un ajuste por interferencia con el orificio 6, 8 de recepción del tornillo de hueso asociado, cuando el tornillo 30' de hueso ha sido completamente instalado. Cuando se utiliza esta realización del tornillo 30' de hueso, los orificios 6, 8 de recepción de tornillos de hueso no tienen necesidad de estar provistos de una región encastrada 14.

En cada una de las realizaciones anteriores de los tornillos de hueso, los tornillos 30 y 30' de hueso presentan una combinación única de un eje 33 de tornillo estrechado progresivamente y un roscado helicoidal 31. El diámetro del eje 33 de tornillo generalmente se incrementa desde una porción distal del eje cerca de la punta 36 del tornillo hacia la porción proximal del eje cerca de la cabeza 32 del tornillo. En la realización preferente, la relación de incremento de diámetro también es mayor cerca de la cabeza 32 del tornillo de hueso. Una forma de este tipo evita los elevadores de tensión y proporciona una resistencia incrementada al tornillo en la unión tornillo - placa, donde es más necesitada. El estrechamiento progresivo del eje 33 de tornillo puede tener una forma cóncava, como se muestra en la figura 24, o puede ser lineal. La porción distal del eje 33 del tornillo puede asumir un diámetro constante.

La rosca 31 del tornillo 30 de hueso tiene un exterior, o cresta, sustancialmente constante, de diámetro "d" desde debajo de la cabeza 32 del tornillo de hueso a cerca de la punta 36 del tornillo de hueso. En la punta 36 del tornillo, el diámetro de cresta de la rosca 31 puede ser reducido preferiblemente en una o dos vueltas para facilitar la inserción y penetración del tornillo 30 de hueso dentro del hueso.

En la realización preferente, la rosca 31 de cada tornillo 30 de hueso tiene un diámetro exterior ligeramente menor que el diámetro de la porción inferior 35 de la cabeza 32 del tornillo de hueso, que es adyacente al extremo de seguimiento, o superior, de la rosca asociada 31. Además, la rosca 31 es relativamente delgada, en la dirección del eje longitudinal del tornillo, y se estrecha progresivamente hacia fuera, y tiene una sección transversal triangular, aunque los lados no tienen que ser rectos.

Como se muestra en la figura 38, el sujetador 870 de placa tiene un alojamiento tubular hueco 872 con una barra central 874 que tiene una rosca 878 en un extremo para aplicarse a uno de los orificios 12 de fijación roscados en la placa 2. El extremo inferior del alojamiento 872 tiene proyecciones 880, 882 que se extienden hacia fuera y a continuación hacia abajo para ajustarse en el interior de los orificios 8 de recepción de tornillo de hueso de la placa 2, que impiden que el alojamiento 872 gire. La barra central 874 está situada en el alojamiento 872 de manera que pueda ser rotada haciendo rotar un mango (no mostrado) que está fijado a la barra central 874 en su extremo superior.

En la figura 39A se muestra una realización alternativa del sujetador 890 de placa. Un miembro sólido único 890 tiene una proyección roscada 894 en su extremo inferior para unirse al orificio de fijación 12 roscado central en la placa. La superficie inferior del sujetador 890 de esta realización está contorneada para que se corresponda al contorno de la superficie superior de la placa adyacente al orificio de fijación 12, que se muestra como una depresión 14.

Haciendo referencia a las figuras 39B-39D, se muestra una realización alternativa del sujetador 890' de placa. El sujetador 890' de placa tiene un alojamiento tubular hueco 872' que tiene un mango 891' en su extremo superior y un extremo inferior 873' configurado para insertarse en orificios 6 de recepción de tornillos de hueso de una placa. Una barra 874' que tiene una punta aguzada 875' se encuentra contenida en el interior del alojamiento 872' y está forzada elásticamente por un resorte 875'. Una palanca 893' está provista para hacer avanzar la barra 874' desde el interior del alojamiento 872'. La palanca 893' tiene una porción de leva 892' para bloquear la barra 874' en su posición.

El extremo inferior del alojamiento 872 está ranurado para formar proyecciones 880, 881, 882 y 883' que son movidas hacia fuera por el eje de la barra 872' por encima de la punta 875' en la dirección indicada por la flecha A cuando la barra 874' avanza desde el interior del alojamiento 872' para aplicarse y fijarse en los orificios 6 de recepción de tornillos de hueso de la placa 2, impidiendo que el alojamiento 872' se separe de la placa 2. De esta manera, el
 5 sujetador 890' de placa funciona como un sujetador para una placa y también como un dispositivo temporal de fijación de la placa para sujetar la placa en la posición correcta respecto al hueso antes de la inserción de los tornillos de hueso. Además, el sujetador 890' se puede utilizar para formar orificios piloto para la inserción de tornillos dentro de las porciones de hueso.

10 Ciertas características estructurales del aparato 60 de formación de orificios se muestran con mayor detalle en la figura 32A. En particular, se puede apreciar que el extremo inferior del alojamiento 62 tiene una porción proyectante 69 dimensionada para ajustarse precisamente en un orificio 6 u 8 de recepción de tornillos de hueso de la placa 2. El fondo 71 de la porción proyectante 69 es plano en un plano perpendicular al eje del alojamiento 62. Cuando la porción
 15 proyectante 69 del alojamiento 62 se inserta ajustadamente dentro de un orificio 6, 8 de recepción de tornillos de hueso y el fondo plano 71 se coloca a ras contra la superficie superior de la placa 2, se asegura que el extremo director 66 del eje 64 forme un orificio piloto en el hueso vertebral que tiene un eje perpendicular al del plano de la porción asociada de la placa 2, con lo cual se asegura que el tornillo 30 de hueso se instale posteriormente de forma que su eje también sea perpendicular al plano que es paralelo a las superficies superior e inferior de la porción asociada de la placa 2.

20 Cuando se utiliza una placa que tiene un orificio roscado de recepción de tornillos de hueso, el extremo inferior del aparato 60 de formación de orificio piloto está roscado para que se aplique a la rosca en el orificio 6, 8 de recepción de tornillos de hueso, con lo cual fija la placa y el aparato de formación de orificio piloto conjuntamente, asegurando un ajuste estable entre el aparato de formación de orificio piloto y la placa 2. Se debe hacer notar que el diámetro del extremo director 66 del eje 64 es pequeño puesto que tiene que ajustarse en el interior del pequeño espacio que queda
 25 entre la pared interior del aparato de formación de orificio piloto. Puesto que solamente es un orificio piloto para un tornillo 30 de hueso de auto encaje que está siendo formado, el diámetro pequeño es satisfactorio.

Haciendo referencia a la figura 32B, si por cualquier razón se desease formar el orificio piloto en el hueso 50 por taladrado, en lugar de usar el aparato 60 de formación de orificio piloto, se puede utilizar una guía 80 de taladro, que
 30 tiene un extremo inferior como se muestra en la figura 32B. La guía 80 del taladro consiste en un miembro tubular 82 y un extremo inferior 84 de diámetro pequeño que está dimensionado para conseguir un ajuste por interferencia preciso en el orificio asociado 6, 8 de recepción de tornillos de hueso de la placa 2. Junto con el extremo inferior 84 de diámetro pequeño, la guía 80 de taladro tiene una superficie extrema axial en un plano perpendicular al eje longitudinal de la guía 80 de taladro, de manera que cuando la porción 84 de diámetro pequeño se ajusta dentro del orificio 6 de
 35 recepción de tornillos de hueso y la superficie que rodea la porción 84 de diámetro pequeño se dispone a ras contra la superficie superior de la placa 2, el eje del orificio 86 de guiado del taladro en la guía 80 de taladro será precisamente perpendicular a las superficies superior e inferior de la porción asociada de la placa 2. Como en el caso que se ha descrito más arriba, el extremo inferior de la guía 80 de taladro puede estar roscado de manera que se aplique a la abertura roscada de la placa 2.

40 Haciendo referencia a las figuras 32C y 32D, se muestra una realización alternativa del aparato 60' de formación de orificio. El aparato 60' de formación de orificio es similar al aparato 60 de formación de orificio excepto porque tiene un extremo 62' de bola que se ajusta en el interior del orificio 6 de recepción de tornillos de hueso. Como se muestra en la figura 32D, el extremo 62' de bola puede estar orientado con cualquier ángulo relativo a la placa para la
 45 formación de un orificio angular dentro del hueso. El aparato 60' de formación de orificio proporciona la preparación de ángulo variable de los orificios piloto para los tornillos de hueso en relación con la placa.

Después de que los orificios 6, 8 de recepción de tornillos de hueso se hayan formado en el hueso 50 a través de los dos orificios 6 de aseguramiento de tornillos de hueso superiores de la placa 2 por medio del aparato 60 de formación
 50 de orificios o bien por la guía 80 de taladro, los tornillos 30 de hueso son roscados en el interior del hueso 50 mientras sujetan la placa 2 firmemente contra el hueso 50 con el sujetador 800 de placa.

La figura 33 es una vista en perspectiva que muestra la placa 2 de las figuras 1-5 en una etapa de un procedimiento quirúrgico en el que los tornillos 30 de hueso han sido completamente instalados en los huesos o en piezas del mismo
 55 hueso, y los tornillos 20, 21 de fijación han sido girados para fijar tres tornillos 30 de hueso en su posición; como se ve, el tornillo izquierdo 20 de fijación ha sido rotado un ángulo de aproximadamente 45° para fijar tres tornillos 30 de hueso en posición y el elemento 21 de fijación central ha sido rotado un ángulo de aproximadamente 90° para fijar dos otros tornillos 30 de hueso en su posición. En este momento, una de las superficies de apoyo 44 de cada elemento de fijación 20, 21 descansa encima de la cabeza 32 de tornillo de un tornillo 30 de hueso respectivo. Idealmente,
 60 los elementos de fijación 20, 21 se proporcionan al usuario casi totalmente apretados, pero en la posición abierta de manera que se puedan insertar los tornillos de hueso. La fijación completa de los tornillos de hueso requiere un giro de 90° o menos del elemento de fijación y a menudo 45° serán suficientes para fijar los tornillos de hueso.

La instalación del elemento 300 de fijación múltiple también se puede efectuar con una herramienta 220, tal como
 65 se muestra en las figuras 34A y 35, que tiene una punta 222 conformada adecuadamente con una longitud que se corresponde a la profundidad del orificio 306 en el tapón de fijación 300. El extremo 222 de la herramienta 320 está ensanchado justamente en posición próxima al extremo más distal, de manera que produce un ajuste por fricción con el tapón roscado 300 para facilitar la manipulación, e impide que el elemento de fijación 300 se salga de la

ES 2 299 202 T3

herramienta 200. Como se muestra en la figura 34B, en la alternativa, el orificio 306 de recepción de herramienta puede estar ensanchado para aplicarse operativamente a una herramienta que tiene una punta con una configuración correspondiente.

5 La figura 36 es una vista en sección transversal en el plano del centro de los dos orificios 6 de tornillo de fijación de la placa 2, estando dos tornillos 30 de hueso en sus posiciones instaladas y el elemento de fijación 21 en su posición de fijación. La figura 37 es una vista agrandada de uno de los tornillos 30 de hueso en la placa 2 de la figura 36. En una realización preferente, el eje de cada tornillo 30 es generalmente perpendicular a las tangentes a las superficies superior e inferior de la placa 2 en puntos que se cruzan con el eje longitudinal del tornillo 30 de hueso asociado.
10 De esta manera, debido a la curvatura de la placa 2 en el plano de la figura 36, los tornillos 30 de hueso pueden ser dirigidos para que converjan uno hacia el otro con un ángulo deseado. El eje de los dos tornillos 30 de hueso que se muestra en la figura 3 puede subtender un ángulo suficiente para hacer que los trayectos de los tornillos de hueso en la misma placa se crucen en el interior de la sustancia del hueso.

15 Alternativamente, la curvatura de la placa de lado a lado puede ser tal que se conforme a la superficie del hueso al cual está siendo aplicada la placa y el eje del orificio de tornillo emparejado se puede desviar desde ser perpendicular a la placa cuando se visualiza un extremo hasta conseguir la convergencia óptima.

Debido a los tornillos 30 de hueso que una vez insertados se fijan a la placa, se obtiene una “garra” de una estructura
20 de bastidor triangular rígida en cada pareja de tornillos 30 de hueso, de manera que la unión de la placa 2 al hueso pueda ser muy segura debido al atrapamiento de una masa en cuña de material de hueso entre los tornillos de hueso angulados, incluso si se produjese alguna eliminación de la rosca. La “garra” puede estar formada además por tres tornillos de hueso angulados en una configuración de trípode o por cuatro tornillos de hueso en una configuración de garra de cuatro lados.

25 b. Sistemas de Placas de Fijación Única

A continuación se describirá el sistema de placas de fijación única. Las figuras 40-45 son vistas de una primera
30 realización de un sistema de placas de fijación única generalmente designado con el número 600. La placa 600 tiene el mismo contorno que la placa 2 mostrada en las figuras 1-5. La placa 600 tiene una superficie inferior 27 para colocarse contra las porciones de hueso, con lo que una porción sustancial de la superficie inferior 27 es plana y/o convexa a lo largo del eje longitudinal de la placa, aunque una porción menor de la superficie inferior 27 puede estar configurada de otra manera.

35 En una realización preferente, la placa 600 contiene orificios 602 de recepción de tornillos de hueso que están roscados internamente 603 para recibir elementos de fijación correspondientes en forma de un tapón de fijación 610, que se muestra en las figuras 49-52. Por ejemplo, en la placa 600, el orificio 602 de tornillo de hueso puede tener un diámetro exterior apropiado al diámetro del tornillo apropiado para el hueso o los huesos a los cuales se va a aplicar el sistema de placas. A título de ejemplo solamente, para el uso en un hueso largo tal como el húmero, se utilizaría un
40 tornillo de hueso de un diámetro 4,0 mm a 6,5 mm y generalmente la cabeza del tornillo sería de diámetro ligeramente mayor. Si se fuese a utilizar un tapón de fijación roscado permitiendo entonces que el espacio ocupado por el tapón fuese roscado, la abertura en la superficie de la placa superior para recibir el tapón roscado sería similar a generalmente 0,2 mm a 4 mm mayor que el tamaño de la cabeza del tornillo, que sería de diámetro 0,2 mm a 6 mm mayor que el diámetro del eje roscado del tornillo de hueso, de aproximadamente 5 mm con un rango preferente de 4-6 mm e incluso
45 posiblemente mayor. Un medio de unión de tapón distinto de la rosca se puede utilizar, tal como elementos de unión de tipo bayoneta.

El fondo de cada orificio 602 de recepción de tornillos de hueso de la placa 600 tiene una porción escalonada hacia
50 adentro de dimensiones adecuadamente seleccionadas para retener un tornillo 170 de hueso asociado, como se muestra en las figuras 46-48. Como se describe con mayor detalle más adelante, en esta realización, un elemento de fijación única en forma de un tapón de fijación 610 que tiene roscas 608, que se muestra en las figuras 49-52, está asociado a cada uno de los orificios 602 de recepción de tornillos de hueso.

La diferencia entre el tornillo 170 de hueso utilizado en la realización de fijación única de la placa con el tornillo de
55 hueso utilizado en asociación con la placa de fijación múltiple es esencialmente debida al hecho de que, aunque en la realización de placa de fijación múltiple los elementos de fijación se deslizan sobre una porción de la parte superior 39 de la cabeza 32 del tornillo por presión, leva o acción de rampa, en la realización de fijación única el tapón de fijación 610 presiona directamente sobre la cabeza 172 del tornillo 170 de hueso. Por lo tanto, la cabeza 172 del tornillo 170 de hueso de la presente realización no tiene que ser fina.
60

La figura 55 muestra dos tornillos 170 de hueso y tapones de fijación 610 roscados asociados en sus posiciones
completamente instaladas. En estas posiciones, las porciones 174 y 176 de cabeza de cada tornillo 170 de hueso forman un ajuste por interferencia con las porciones correspondientes de un orificio 602 de recepción de tornillo de hueso asociado. El reborde 612 de cada tapón de fijación 610 roscado forma un ajuste por interferencia con la porción
65 superior 178 de la cabeza de su tornillo 170 de hueso asociado. Debido a que la rosca 608 de cada tapón de fijación 610 se corresponde precisamente con la rosca interna en un orificio 602 de recepción de tornillo de hueso asociado, cada tapón de fijación 610 roscado está sometido adicionalmente a una fuerza de agarre entre la porción 178 de

cabeza asociada y las roscas internas 603 del orificio de recepción 602 de tornillo de hueso asociado. Preferiblemente, la cabeza redondeada 614 de cada tapón de fijación 610 roscado asegura que la superficie superior de un sistema montado de placas estará libre de bordes agudos o de proyecciones.

La figura 45 es una vista en planta superior de la placa 600 instalada parcialmente, con tapones de fijación 600 roscados instalados en orificios 602 de recepción de tornillos de hueso.

Las figuras 47-49 muestran un tornillo 170 de hueso para su uso con el sistema de placas de fijación única de acuerdo con la invención. El tornillo 170 de hueso difiere del tornillo 30 de hueso previamente descrito en detalle, solamente en lo que se refiere a la configuración escalonada de la cabeza 172. Preferiblemente, el tornillo 170 de hueso incluye una porción inferior 174 que es contigua al eje del tornillo y tiene un diámetro reducido igual al diámetro máximo del eje 176. La porción 178 de la cabeza 172 también tiene un diámetro menor que la porción inferior 174. La rosca 182 tiene la misma configuración que el tornillo 30 de hueso que se ha explicado más arriba. Sin embargo, en cualquier realización, los tornillos de hueso se pueden utilizar con cualquiera de las placas.

Como en el caso del sistema de placas de fijación múltiple que se ha descrito más arriba, los tornillos 170 de hueso para utilizarse en el sistema de placas de fijación única son preferiblemente sólidos, con lo que los tornillos unen las superficies inferiores de placas, mientras que algunos tornillos utilizados con las placas de la técnica anterior eran huecos y tendían a romperse, el único rebaje en las cabezas de los tornillos de la presente invención es para la aplicación de la punta 222 de la herramienta 220 de accionamiento y con el rebaje situado por encima del área crítica de la superficie de placa inferior de la unión de tornillo. Por lo tanto, estos tornillos 170 de hueso se mantienen robustos. Las cabezas de tornillos no están profundamente ranuradas en porciones como en algunos tornillos de la técnica anterior y los tapones de fijación no imponen una fuerza exterior radial que expanda las cabezas de los tornillos de hueso, de manera que las cabezas de los tornillos de la presente invención no están repartidas y tensionadas y debilitadas, y por lo tanto se mantienen robustas. Se puede apreciar que distintos ángulos de tornillos 30' que se muestran en la figura 30B se pueden utilizar asociados con el sistema de placas de fijación única de la presente invención.

Haciendo referencia a las figuras 59, 61 y 63, se muestra otra realización alternativa del sistema de placas y está designado por el número 500. La placa 500 puede tener cualquier contorno, como cualquiera de las placas de la presente invención, que sea apropiado para el uso esquelético y en el cual una porción sustancial de la superficie inferior de la placa es plana y/o convexa a lo largo del eje longitudinal de la placa. Asociadas con cada una de las aberturas 502 de tornillo de hueso hay aberturas roscadas 524 desplazadas de las aberturas 502 de tornillo de hueso para recibir el elemento de fijación 506, 508, que se muestra en las figuras 60 y 62 como un conjunto de tornillos de fijación roscados o tapón 506 o tornillo 508. De manera alternativa, el elemento de fijación 506 puede tener una porción recortada con un radio mayor que el radio de una cabeza de tornillo de hueso, como se muestra en relación con el elemento de fijación 508 en la figura 64.

Se puede apreciar que se pueden utilizar otras configuraciones de placas de fijación única.

Haciendo referencia a las figuras 64-67, las cabezas 507 y 526 de los elementos de fijación 508 y 522 tienen un rebaje 510 y 524 que se corresponde al radio de las aberturas 502 y 528 de tornillo de hueso, de manera que el elemento de fijación 508 y 522 se pueda instalar en su posición antes de la inserción del tornillo 170 de hueso dentro del orificio 502 y 528 de recepción de tornillos de hueso. Cuando los elementos de fijación 508 y 522 son rotados, una porción de su cabeza se extiende sobre la parte superior de la cabeza del tornillo 170 de hueso para fijarlo en su posición. Como en las realizaciones anteriores, la superficie inferior de los tornillos de fijación 508 y 522 pueden tener una configuración en rampa, en leva u otra para aplicarse con al menos una porción de la cabeza de tornillo.

Haciendo referencia a la figura 68, se muestra una placa de fijación 900 en la cual hay un número de orificios 950 de recepción de tornillos de hueso a lo largo del eje longitudinal de la placa 900. Con la placa 900 de la figura 68, la separación ajustada y el número incrementado de orificios de recepción para tornillos de hueso permite que el cirujano sitúe los orificios apropiados para que estén alineados con cada una de las porciones de hueso que se van fijar, así como permiten más puntos de fijación al hueso.

2. Sistema de placas con tornillos que se cruzan

Haciendo referencia a la figura 69A, se muestra una realización alternativa de la placa de la presente invención y en general está designada por el número 960. La placa 960 tiene orificios 970 de recepción de tornillos de hueso múltiples que pasan a través de la placa 960. Los orificios de recepción 970 de tornillos de hueso están separados en una configuración al tresbolillo de manera que la posición central de cada uno de los orificios de recepción 970 de tornillos de hueso se encuentre en líneas transversales que están desplazadas unas de las otras. El punto central de los orificios de recepción 970 de tornillos de hueso también está desplazado respecto a la línea media de la placa 970, pero con una distancia longitudinal menor entre ellos, para proporcionar una distancia suficiente entre los orificios 970 que asegure resistencia de placa, de la placa 900 mostrada en la figura 68.

Haciendo referencia a la figura 69B, se muestra una realización alternativa de la placa 960 y en general se designa por el número 960'. La placa 960' tiene el mismo patrón al tresbolillo de orificios 970 de tornillos de hueso que la placa 960, para permitir el cruce de dos tornillos 30 de hueso. Además, la placa 960' tiene una configuración completa adecuada para utilizarse en la espina dorsal, incluyendo la espina cervical anterior. Para un uso de este tipo, una

realización podría tener aberturas 910 en las porciones lobuladas en las esquinas de la placa 960' y rebajes 930 para utilizarse con un aparato de compresión. La placa 960 podría tener parejas adicionales de lóbulos a lo largo de la longitud de la placa. Se aprecia que la configuración general de la placa 960' puede variar, como puede hacerlo el patrón de desplazamiento de los orificios de los tornillos de hueso.

Como se muestra en la figura 70A, el patrón desplazado de los orificios 970 de recepción de tornillos de hueso permite que se utilicen tornillos 30 de hueso más largos que lo que de otra manera sería posible si los tornillos estuviesen alineados en parejas transversales sin estar tocándose entre sí los tornillos 30 de hueso, debido al hecho de que los tornillos 30 de hueso se encuentran en planos diferentes, y cada tornillo 30 de hueso se desplaza en un trayecto diagonal mucho más largo para cruzar la línea media sagital, proporcionando una fijación mayor.

En la realización preferente de la placa 960, los vástagos de los dos tornillos 30 de hueso se cruzan en una proximidad ajustada uno con el otro y definen un ángulo incluido IA preferiblemente entre 25° y 90°. Una configuración cruzada de este tipo de los tornillos 30 de hueso proporciona una aplicación extremadamente estable de la placa 960 al hueso, puesto que se cruzan diagonalmente dentro del mismo hueso, atrapando de esta manera un área de hueso entre los mismos.

Por ejemplo, como se muestra en las figuras 70B-70D, se muestran vistas extremas de realizaciones alternativas de las placas 960' en las que la superficie inferior de la placa puede encontrarse en el plano transversal, relativamente plana, curvada, o configurada de otra manera para ajustarse a la configuración superficial del hueso o huesos a los cuales se va a unir la placa. Como se muestra en las figuras 70E y 70F, las placas 960' en su totalidad están conformadas generalmente para conformarse al o los huesos B a los cuales se aplican.

3. Sistema de placas segmentables

Haciendo referencia a la figura 73, se muestra una realización adicional de la presente invención en forma de una placa segmentable generalmente designada por el número 1000, en un estado separado. La placa segmentable 1000 tiene un cuerpo alargado con una pluralidad de orificios 1010 de recepción de tornillos de hueso, separados a lo largo de una porción sustancial de la longitud de la placa segmentable 1000. La placa segmentable 1000 tiene un sistema 1020 de fijación múltiple para fijar tornillos de hueso a la placa 1010 como se ha descrito más arriba en relación con la placa 2 de fijación múltiple mostrada en las figuras 1-7. La placa 1000 preferiblemente está fabricada, aunque no limitada a ello, de un material maleable, tal como titanio o una de sus aleaciones quirúrgicamente aceptables.

La placa 1000 comprende una pluralidad de segmentos 1030-1038 que pueden estar separados uno del otro. Un primer segmento 1030 de la placa 1000 está marcado por la zona de segmentación 1040, a lo largo de la cual la placa puede estar separada para separar el primer segmento 1030 del resto de la placa 1000. La zona de segmentación 1040 puede ser cualquier tipo de marcado que produzca un lugar de menor resistencia a lo largo del cual la placa 1000 se dobla lo suficiente para crear una separación en el material de la placa 1000, produciéndose la separación a lo largo de la zona de segmentación. Solamente a título de ejemplo, en una placa cervical anterior que tiene un grosor de 3 mm, la zona de segmentación 1040 puede estar formada eliminando aproximadamente 0,25 mm a 0,5 mm del material total de la superficie superior, superficie inferior o ambas superficies de placa superior e inferior combinadas de la placa. El marcado puede ser de anchura relativamente más gruesa o más delgada, de profundidad variable y de forma variable (por ejemplo, muesca en "V", redondeado, etc.) para conseguir las calidades deseadas.

Si la placa 1000 está hecha de titanio, las cualidades inherentes del titanio son tales que la placa pueda separarse simplemente doblando la placa lo suficiente a lo largo de la zona de segmentación 1040 mientras se soporta la placa con sujetadores de placa apropiados en ambos lados de la zona de segmentación 1040 y a continuación doblando la placa hacia su posición original y en ese momento la placa se separará a lo largo de la zona de segmentación 1040, proporcionando un borde suficientemente limpio adecuado para el uso quirúrgico.

En uso en la espina cervical, se pueden requerir tan pocas como cuatro placas segmentables 1000 diferentes para cubrir el rango amplio de distancias de separación longitudinal entre los orificios 1010 de recepción de tornillos de hueso para la aplicación de uno a cuatro niveles de la espina cervical. Por ejemplo, un conjunto de cuatro placas segmentables 1000 para cubrir las distintas combinaciones requeridas para la aplicación de uno a cuatro niveles de la espina cervical incluirían una primera placa segmentable que tiene un primer segmento con una distancia de separación entre los orificios de recepción para tornillos de hueso de 10 mm, y segmentos posteriores separados de manera similar en intervalos de 10 mm entre los orificios; una segunda placa segmentable que tiene un primer segmento con una distancia de separación entre los orificios de recepción para tornillos de hueso de 12,5 mm, y segmentos posteriores separados en intervalos 12,5 mm entre los orificios para tornillos; una tercera placa segmentable que tiene un primer segmento con una distancia de separación entre los orificios de recepción para tornillos de hueso de 15 mm y segmentos posteriores separados en intervalos de 15 mm entre los orificios; y una cuarta placa segmentable que tiene un primer segmento con una distancia de separación entre los orificios de recepción para tornillos de hueso de 17,5 mm y segmentos posteriores separados en intervalos de 17,5 mm entre los orificios.

La separación longitudinal entre los orificios 1010 de recepción de tornillos de hueso se puede variar cambiando la longitud de la porción de placa 1000 entre los orificios 1010 de recepción de tornillos de hueso, como se ilustra por las líneas de trazos en la figura 64.

Aunque las placas descritas pueden ser separables en una multitud de porciones utilizables, como sería deseable por motivos de fabricación y posiblemente por utilización clínica, debido a cuestiones de regulación que incluyen la identificación de cada implante con un número de identificación de implante distintivo y singular con propósitos de seguimiento, puede ser deseable configurar las placas de la presente invención de manera que cada placa solamente produzca una porción utilizable. Con el fin de conseguir este objetivo, la zona de segmentación 1040 está fabricada como se muestra en la figura 79, de manera que las piezas no utilizados, separadas de las placas segmentables no puedan ser utilizables como placas y deban ser desechadas.

La capacidad de separar una placa en segmentos también proporciona ventajas significativas en el proceso de fabricación. A título de ejemplo, en el proceso de colado por inversión, un proceso comúnmente utilizado para producir placas, el coste del material no es tan significativo como el trabajo involucrado en la fabricación. Por lo tanto, el fabricante puede colar una placa segmentable larga que a continuación puede ser separada en las etapas de fabricación posteriores para producir múltiples placas con un coste general más bajo. De manera similar, si las placas en la alternativa tuviesen que ser fabricadas por mecanización a partir de una pieza de partida sólida, se podría ahorrar una gran cantidad de trabajo fijando y asegurando una única placa larga que más tarde pueda ser separable en placas múltiples en lugar de tener que fijar y asegurar cada una de estas placas individualmente.

Haciendo referencia a las figuras 75-79, se muestran varias placas segmentables 1300-1700 para la aplicación en la cirugía reconstructiva. Las placas 1300-1700 tienen orificios 1310-1710 de recepción de tornillos de hueso, elementos de fijación 1320-1720 y zonas de separación 1340-1740, respectivamente. Por ejemplo, durante la reparación de una órbita ocular rota, las placas segmentables 1300-1700 se pueden utilizar para alinear y mantener las porciones de hueso roto en la relación espacial correcta. Las características curvas de una órbita ocular requieren que la placa utilizada para reparar la órbita se corresponda con la curvatura. Las placas segmentables 1300-1700 están fabricadas de un material maleable, cuya maleabilidad es mejorada por la segmentación de la placa, y pueden ser contorneadas fácilmente por el cirujano a la curvatura apropiada. La longitud correcta de la placa segmentable también puede ser seleccionada fácilmente por el cirujano separando la placa en el segmento apropiado como se ha descrito más arriba en relación con la placa 1000 mostrada en la figura 73.

Se debe hacer notar que, si por ejemplo, se selecciona una aleación de titanio quirúrgico para el material de la placa, entonces las zonas de separación permiten que la placa sea doblada más fácilmente, pero sin separación. La presente invención hace una virtud de la propiedad del material de esa aleación que puede ser doblado sin daño, pero se rompe con una fuerza sorprendentemente pequeña si en primer lugar se dobla y a continuación se dobla hacia atrás. Por lo tanto doblar hacia atrás solamente se realiza para la separación de la placa y no es necesario para contornearla, lo cual requiere solamente un doblado primario.

Haciendo referencia a las figuras 80 y 81, se muestran realizaciones alternativas de la placa segmentable y en general son designadas por el número 1800 y 1900. Las placas 1800-1900 tienen elementos de fijación 1820 que son insertados en los orificios 1810 de recepción de tornillos de hueso y se corresponden a la configuración de placa de fijación única descrita más arriba en relación con las figuras 40-49. Las placas segmentables 1800-1900 pueden ser segmentadas en zonas de segmentación 1840-1940 como se describe más arriba en relación con la realización de fijación múltiple de la placa de segmentación 1000.

4. Sistema de combinación tornillo - fijación - placa

a. Dinámico pasivo

Haciendo referencia a las figuras 82-84, se muestra el sistema dinámico pasivo 2000 que tiene una placa con un orificio 2010 de tornillo que pasa a través de las superficies superior e inferior de la placa 2020 para recibir un tornillo 2030 de hueso. El orificio 2010 de tornillo tiene una abertura redonda 2040 en la parte superior de la placa 2020 y una abertura 2050 en el fondo de la placa que es en parte coaxial con la abertura superior 2040, pero que se extiende en una dirección para formar un rectángulo. Se impide que la cabeza redondeada 2032 del tornillo 2030 de hueso salga de la placa 2020 con un elemento 2060 de fijación que está fijado a la placa 2020, mientras que el vástago del tornillo 2030 de hueso puede realizar un movimiento angular en la dirección de la flecha A en relación con la placa 2020, puesto que hay espacio en la abertura inferior en forma de rectángulo 2040 del orificio 2010 de tornillo para que el vástago del tornillo 2030 de hueso se desplace en una dirección permitida en relación con la placa 2020.

El sistema dinámico pasivo permite que el tornillo 2030 de hueso se mueva en relación con la placa 2020 después de haber sido fijado a la placa cuando se aplica una fuerza contra el tornillo. Este sistema no origina un movimiento del tornillo, sino que solamente permite que se produzca el movimiento del tornillo y esto es un sistema "pasivo". Sin embargo, el tornillo 2030 mantiene la capacidad de resistir cualquier movimiento no deseado en todas las otras direcciones. El uso de un tornillo 30' como ya se ha descrito, puede permitir también una acción dinámica pasiva, pero no es generalmente preferido puesto que no limita el movimiento excepto en una única dirección.

b. Autocompresión

Haciendo referencia a las figuras 85-88, se muestra un sistema 2100 de autocompresión que comprende una placa 2120 que tiene un orificio 2110 de recepción de tornillos de hueso con una abertura superior 2140 que preferiblemente, pero no necesariamente, es redonda, y que tiene una porción rebajada 2142 redondeada. El orificio de recepción para tornillos de hueso tiene una abertura inferior 2150 que es de diámetro menor que la abertura superior 2140 y tiene

ES 2 299 202 T3

un eje longitudinal central 2153 que está desplazado respecto al eje longitudinal central 2151 de la abertura 2140. El tornillo de hueso tiene una porción 2132 de cabeza redondeada que se ajusta en el interior del fondo redondeado 2142 de la abertura superior 2140 y permite el movimiento de la cabeza 2132 del tornillo en el interior de la abertura superior con el fin de proporcionar el ángulo apropiado A del vástago del tornillo de hueso con respecto a la placa 2120 cuando el vástago del tornillo de hueso pasa a través de la abertura inferior 2150.

En el sistema de autocompresión, cuando el tornillo 2130 de hueso está siendo fijado a la placa 2120 con un elemento de fijación 2160, el elemento de fijación 2160 produce una presión sobre la cabeza 2132 del tornillo de hueso que hace que el tornillo 2130 de hueso se mueva en una dirección. El tornillo 2130 de hueso no se puede mover hacia atrás una vez que haya sido fijado a la placa 2120 por el elemento de fijación 2160. El propósito del sistema 2100 de autocompresión es proporcionar un ángulo fijo y bloqueado A sobre el tornillo 2130 de hueso para proporcionar compresión sobre las porciones de hueso.

c. Dinámico Activo

Haciendo referencia a las figuras 89-92, se muestra el sistema 2200 dinámico activo de la presente invención que comprende un tornillo 2230 que está montado en una placa 2220 bajo una fuerza cargada por resorte, tal como con una arandela 2270 tipo Belleville que aplica una fuerza seleccionada al tornillo 2230. El tornillo 2230 de hueso se moverá en la dirección de la fuerza que está siendo aplicada cuando la abertura inferior 2250 del orificio de recepción para tornillos de hueso es de forma oblonga. Por ejemplo, el extremo grande 2272 del resorte formado por la arandela 2270 se apoya sobre la cabeza 2232 del tornillo separándose de la dirección en la cual se va a mover el tornillo 2230 de hueso. Para cualquier uso dado (placa, tornillo, orificio y resorte) es sencillo determinar la resistencia correcta, siendo esta una cantidad menor que la que separaría el hueso.

Haciendo referencia a las figuras 93-94, la arandela 2270 también puede tener un apéndice 2290 que se ajusta en el interior de un rebaje 2292 formado dentro de la abertura superior con el fin de facilitar la orientación adecuada de la arandela cuando se coloca en el interior de la abertura o, alternativamente, la arandela 2270 puede tener una forma no circular de manera que no rote cuando se posiciona.

En un sistema dinámico activo, se aplica una fuerza precargada a un tornillo de hueso que mantiene el tornillo con una cierta orientación con respecto a la placa. El tornillo de hueso solamente se moverá adicionalmente en la orientación preorientada si hay espacio disponible y si no hay una fuerza opuesta presente para contrarrestar la fuerza precargada sobre el tornillo. Estas enseñanzas se pueden combinar fácil y beneficiosamente, por ejemplo, para formar un sistema que comprima sobre el asiento de tornillo completo, continúe forzando las porciones de hueso entre si y pueda permitir todavía acortamientos adicionales.

Haciendo referencia a las figuras 95A-95C, se muestra una realización alternativa de una placa que generalmente está designada por el número 3000. La placa 3000 tiene una superficie inferior 3027 que es convexa a lo largo de una porción sustancial del eje longitudinal de la placa y es cóncava a lo largo del eje transversal de la placa 3000. La placa 3000 tiene un elemento 3022 de fijación simple para fijar un único tornillo 3030 de hueso a la placa 3000.

Haciendo referencia a las figuras 96A-96C, se muestra una realización alternativa de una placa que generalmente está designada por el número 3100. La placa 3100 tiene una superficie inferior que es plana a lo largo de una porción sustancial del eje longitudinal de la placa y es cóncava a lo largo del eje transversal de la placa. La placa 3100 tiene un elemento de fijación múltiple 3120 para fijar dos tornillos 3130 de hueso y elementos de fijación simple 3122 para fijar tornillos individuales 3130 a la placa 3100. Los orificios 3140 de recepción de tornillos de hueso están dispuestos al tresbolillo, de manera que el punto central de cada uno de los orificios 3142 y 3144 de recepción de tornillos de hueso se encuentre en líneas transversales que están desplazadas una de la otra. El punto central de los orificios 970 de recepción de tornillos de hueso también se encuentra desplazado de la línea media de la placa. Los ejes de los dos tornillos 30 de hueso se cruzan en proximidad ajustada entre si y definen un ángulo incluido IA de 25° a 90°. Tal configuración cruzada de los tornillos 30 de hueso proporciona una aplicación extremadamente estable de la placa 960 al hueso puesto que se encuentran muy cercanos y cruzados diagonalmente en el interior del mismo hueso, atrapando de esta manera un área de hueso entre ellos.

La placa 3100 comprende una pluralidad de segmentos 3150-3156 que pueden estar separados uno del otro. Un primer segmento 3150 de la placa 3100 está marcado por las zonas de segmentación 3160-3164 a lo largo de las cuales la placa se puede separar para separar segmentos 3150, 3152, 3154 o 3156 del resto de la placa 3100. Las zonas de segmentación 3160-3164 pueden ser cualquier tipo de marcado que produzca un lugar de menor resistencia a lo largo del cual, cuando la placa 3100 se dobla lo suficiente para crear una separación en el material de la placa 3100, se producirá la separación a lo largo de la zona de segmentación.

Se puede apreciar que la placa 3100 puede incluir uno o más de los sistemas de tornillo - fijación - placa 2000, 2100 o 2200 que se han descrito más arriba en las figuras 82-84.

Haciendo referencia a las figuras 97A-97D, se muestra una realización alternativa de una placa que generalmente es designada por el número 3200. La placa 3200 tiene una superficie inferior que es plana a lo largo de una porción sustancial del eje longitudinal de la placa y es cóncava a lo largo del eje transversal de la placa, y tiene una superficie superior que es cóncava a lo largo del eje transversal de la placa 3200.

ES 2 299 202 T3

Como se muestra en la figura 97D, la placa 3000 puede incluir uno o más de los sistemas 2000 de tornillo - fijación - placa 2000, 2100 o 2200 que se han descrito más arriba en las figuras 82-94.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de placas esqueléticas para alinear y mantener porciones de hueso, del mismo hueso o de diferentes huesos, en una relación espacial seleccionada para la curación o fusión de las porciones de hueso, que comprende:

una placa (2, 70, 120, 230, 400, 700a-h, 990, 1000, 1100, 1300, 1400, 1500, 1600, 1700) que tienen una longitud suficiente para abarcar, al menos, dos porciones de hueso, teniendo la citada placa una superficie superior y una superficie inferior (27) para su colocación contra las porciones de hueso, teniendo la citada placa una pluralidad de orificios (12) de recepción de tornillos de hueso que se extienden a través de la citada placa desde la citada superficie superior a la citada superficie inferior, al menos un primero de la citada pluralidad de orificios de recepción para tornillos de hueso asociado con una primera de las porciones de hueso y al menos un segundo de la citada pluralidad de orificios de recepción para tornillos de hueso asociado con una segunda de las porciones de hueso; que se **caracteriza** porque

la citada superficie inferior (27) de la citada placa es convexa a lo largo de una porción sustancial del eje longitudinal de la citada placa, incluyendo la citada placa un elemento de fijación múltiple (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) para fijar a la citada placa al menos dos tornillos (30) de hueso, que se pueden insertar dentro de al menos dos de los citados orificios de recepción para tornillos de hueso, respectivamente, siendo amovible el citado elemento de fijación cuando está acoplado a la citada placa desde al menos una primera posición a una segunda posición, estando configurado el citado elemento de fijación para permitir la inserción de al menos un tornillo (30) de hueso dentro de cada uno de los citados orificios (12) de recepción de tornillos de hueso primero y segundo cuando se encuentra en la citada primera posición y estando configurado para apoyarse contra al menos una porción de cada uno de los citados tornillos de hueso en los citados orificios de recepción para tornillos de hueso primero y segundo cuando se mueve a la citada segunda posición, estando adaptado el citado elemento de fijación para acoplarse a la citada placa antes de la inserción de los tornillos (30) de hueso dentro de los orificios (12) de recepción de tornillos de hueso.

2. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, comprendiendo la placa, además, un rebaje (14) en el que el citado elemento de fijación (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) se puede aplicar de manera movable en el citado rebaje.

3. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que el citado elemento de fijación (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) está unido permanentemente a la citada placa.

4. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que el citado elemento de fijación (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) está preinstalado antes de la inserción de los tornillos de hueso dentro de los citados orificios de recepción para tornillos de hueso.

5. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que citado elemento de fijación (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) fija al menos tres tornillos de hueso.

6. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que el citado elemento de fijación comprende un remache (202).

7. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que el citado elemento de fijación (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) fija al menos cuatro tornillos (30) de hueso.

8. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, comprendiendo además la placa un rebaje (14) asociado con al menos dos de la citada pluralidad de orificios (12) de recepción de tornillos de hueso, siendo amovible el citado elemento de fijación (20, 21, 202, 300, 412, 710a-h, 1020, 1120, 1320, 1420, 1620, 1720) en el citado rebaje desde una primera posición a una segunda posición para fijar al menos dos tornillos de hueso a la citada placa, estando configurado el citado elemento de fijación para permitir la inserción de al menos un tornillo (30) de hueso dentro de al menos dos de la citada pluralidad de orificios de recepción para tornillos de hueso cuando se encuentra en la citada primera posición.

9. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que al menos dos de los citados orificios (970) de recepción de tornillos de huesos están emparejados, estando situado al tresbolillo al menos un primer orificio de recepción para tornillos de hueso en los citados orificios de recepción para tornillos de hueso emparejados respecto a un segundo orificio de recepción para tornillos de hueso en la citada pareja, y estando situados los puntos centrales de los citados orificios de recepción primero y segundo de tornillos de hueso emparejados en líneas transversales diferentes a lo largo del eje transversal de la citada placa, de manera que los ejes longitudinales centrales de los citados orificios primeros de recepción de tornillos de hueso emparejados formen un ángulo incluido entre si mayor de 25 grados y menor de 90 grados.

10. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, comprendiendo la placa, además, al menos una zona de segmentación (1040, 1140, 1340, 1440, 1540, 1640, 1740, 1840, 1940, 3160), en el que la citada placa se puede separar en más de un segmento.

ES 2 299 202 T3

5 11. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que al menos uno de los citados orificios primeros de recepción de tornillos de hueso tiene una abertura redonda (2240) en la citada superficie superior de la citada placa y una abertura oblonga (2250) en la citada superficie inferior de la citada placa, siendo coaxial la citada abertura oblonga al menos en parte con la citada abertura redonda, en el que, cuando se inserta un tornillo de hueso dentro del citado orificio de recepción para tornillos de hueso y se fija a la citada placa, el tornillo de hueso puede realizar movimientos pasivos en relación con la citada placa.

10 12. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 11, que comprende, además, un medio para aplicar una fuerza selectiva (2270) a la cabeza del tornillo de un tornillo de hueso insertado en el citado orificio de recepción para tornillos de hueso y fijado a la citada placa para producir un movimiento activo del tornillo de hueso en relación con la citada placa.

15 13. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 1, en el que al menos uno de los citados orificios de recepción para tornillos de hueso tiene una primera abertura (2140) en la citada superficie superior de la citada placa con un asiento redondeado (2142) y tiene una segunda abertura (2150) en la citada superficie inferior de la citada placa, teniendo la citada segunda abertura un eje longitudinal central desplazado del eje longitudinal central de la citada primera abertura, en el que, cuando se inserta un tornillo de hueso dentro de al menos uno de los citados orificios de recepción para tornillos de hueso y se fija a la citada placa, se proporciona un ángulo fijo del tornillo de hueso en relación con la citada placa.

20 14. El sistema de placas esqueléticas de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en combinación con una sustancia promotora de fusión para facilitar el crecimiento del hueso.

25 15. El sistema de placas esqueléticas de la reivindicación 14, en el que la citada sustancia promotora de fusión incluye al menos una de entre hueso, proteína morfogenética de hueso, hidroxiapatito y fosfato tricálcico de hidroxapatito.

30 16. El sistema de placas esqueléticas de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la citada placa es al menos en parte readsorbible.

35 17. El sistema de placas esqueléticas de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en combinación con un injerto de hueso.

40

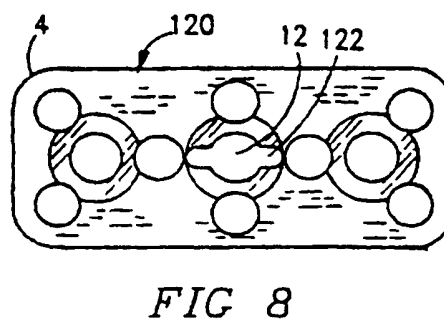
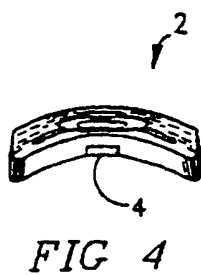
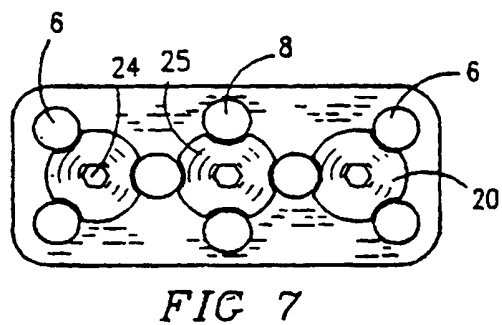
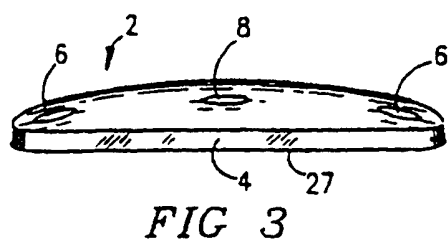
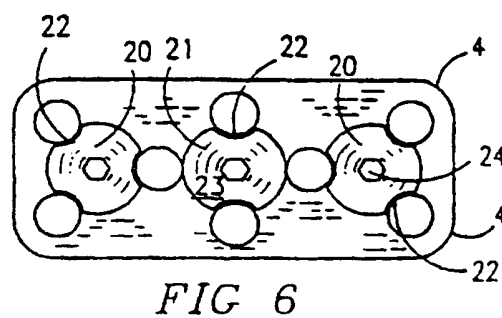
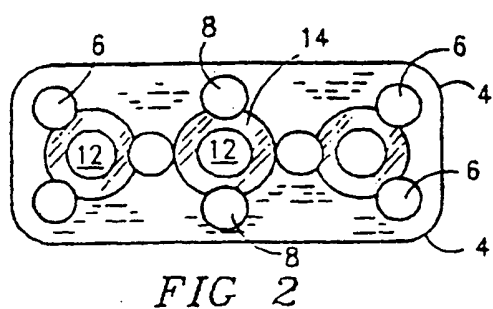
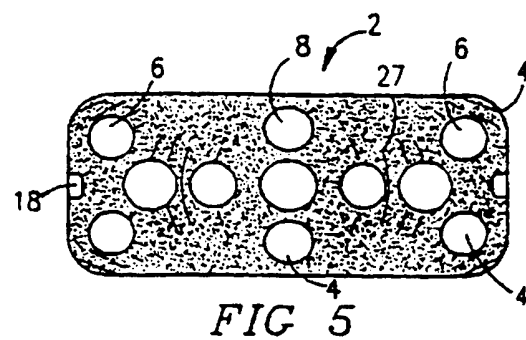
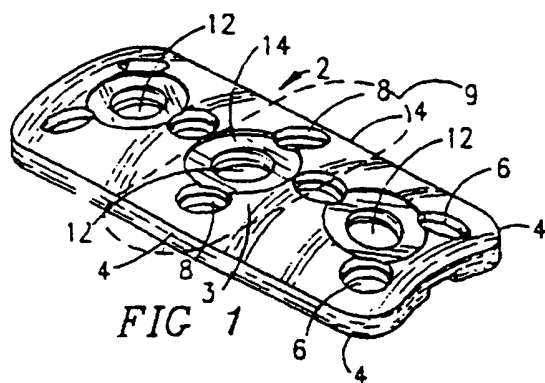
45

50

55

60

65



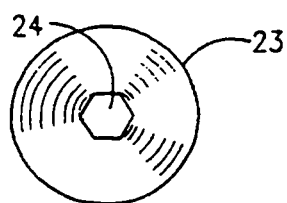


FIG 9

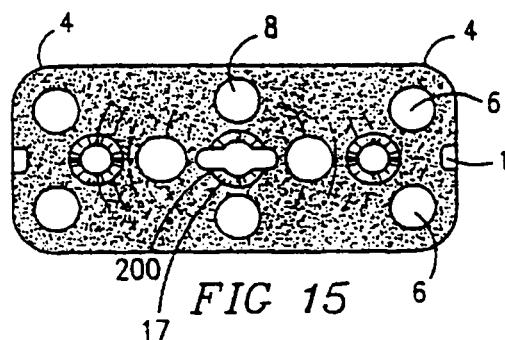


FIG 15

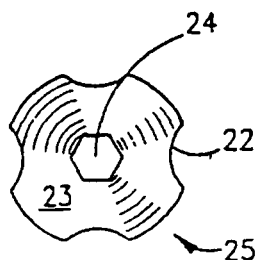


FIG 10

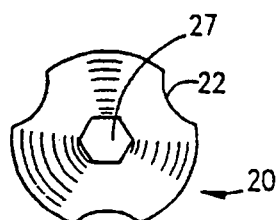


FIG 11

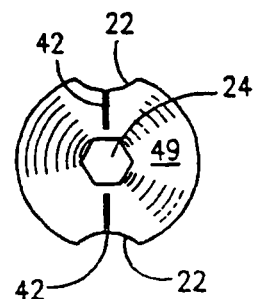


FIG 16

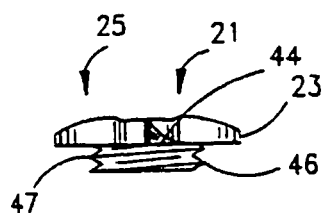


FIG 12



FIG 13

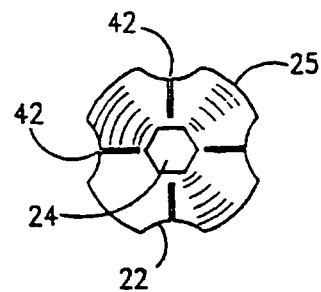


FIG 17

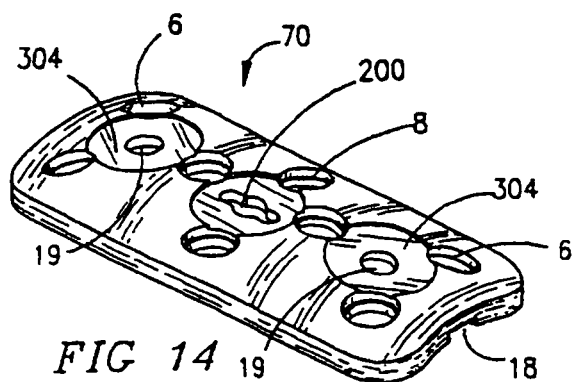


FIG 14

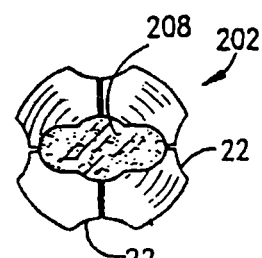


FIG 18

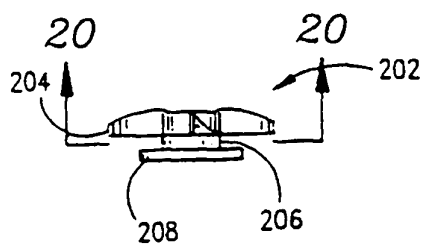


FIG 19

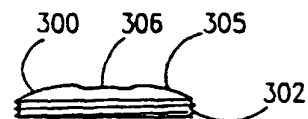


FIG 23

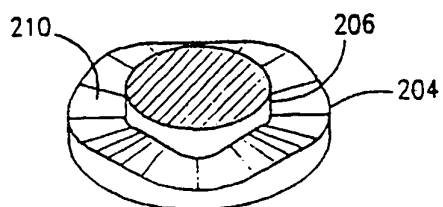


FIG 20

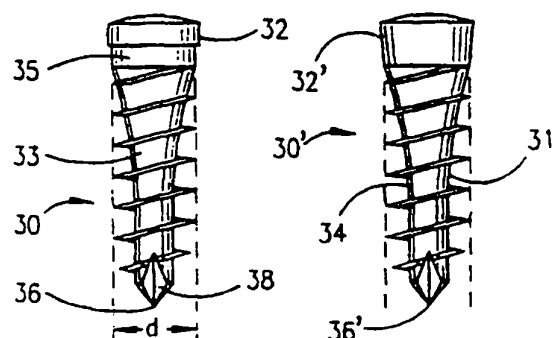


FIG 24

FIG 25

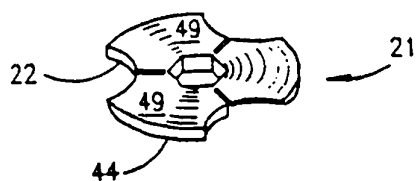


FIG 21

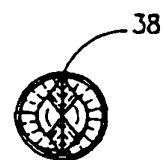


FIG 26

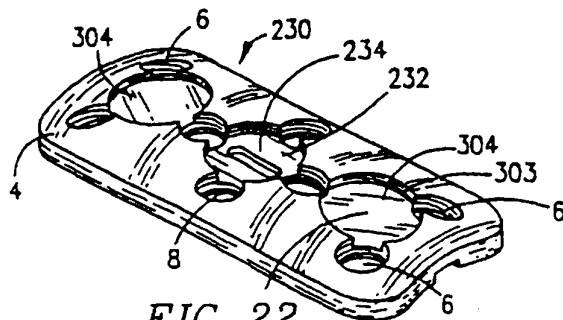


FIG 22

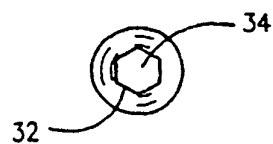
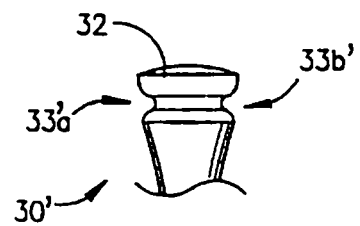
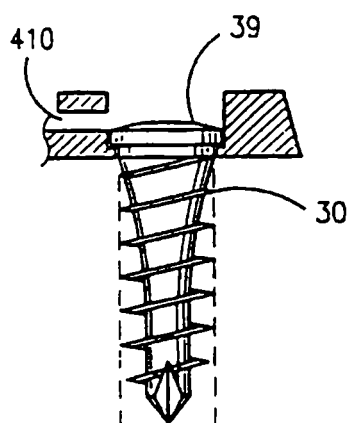
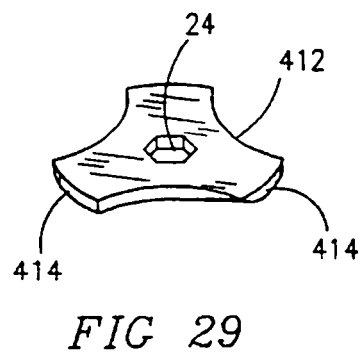
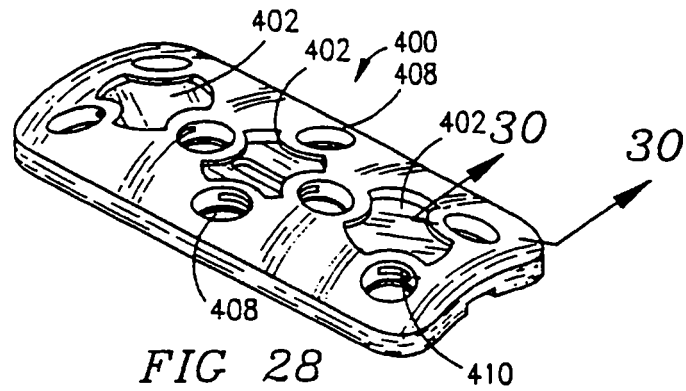
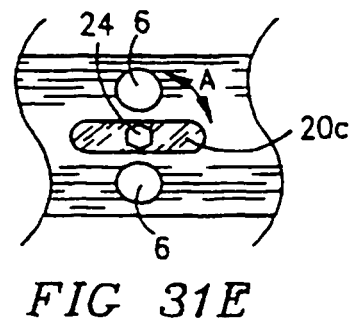
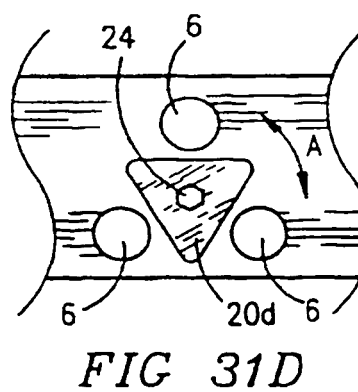
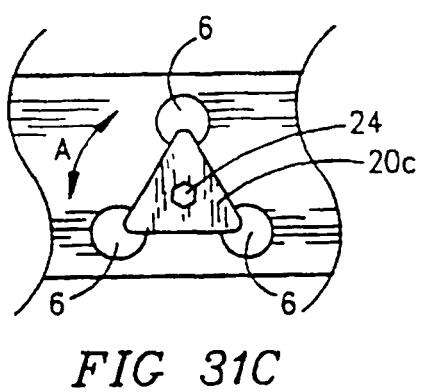
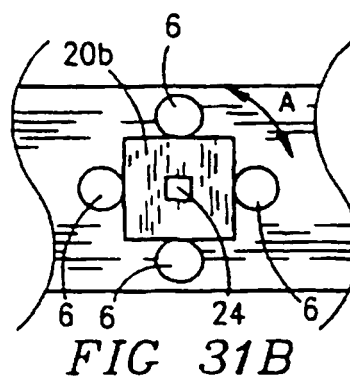
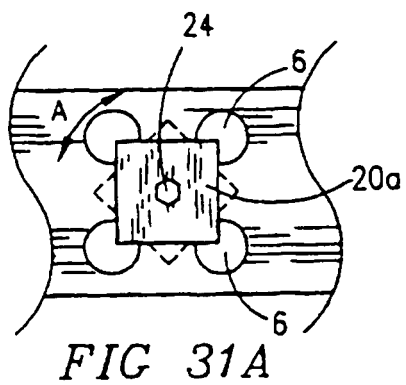


FIG 27





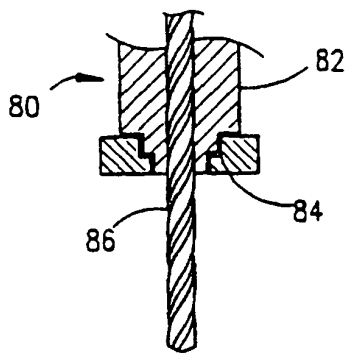


FIG 32B

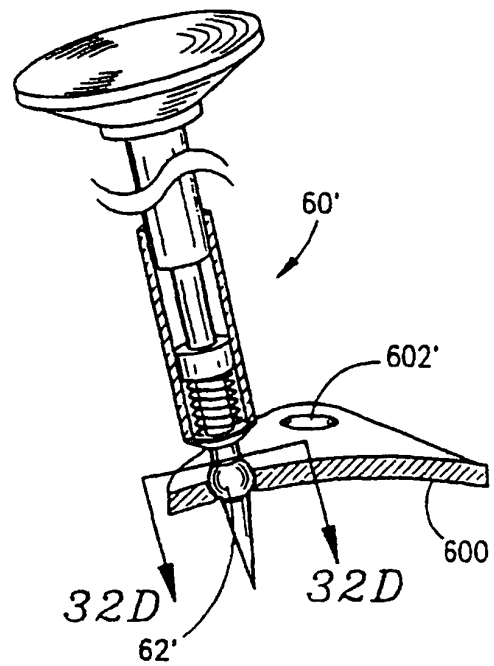


FIG 32C

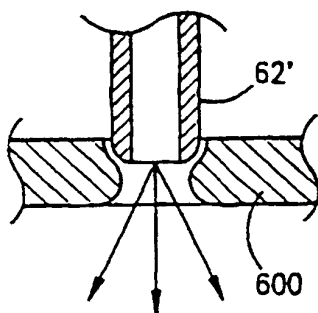


FIG 32D

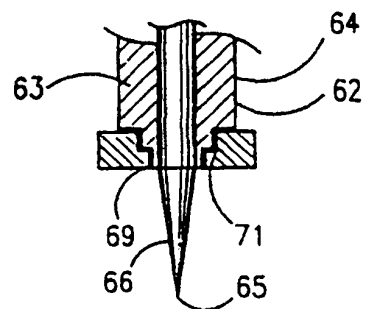
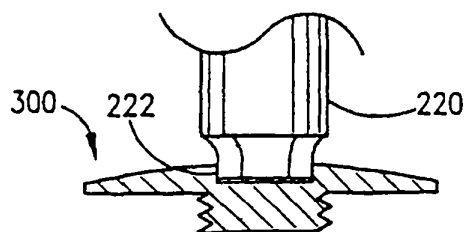
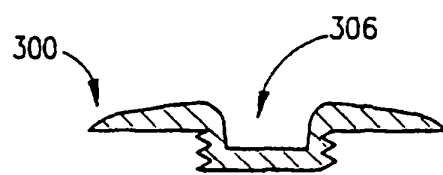
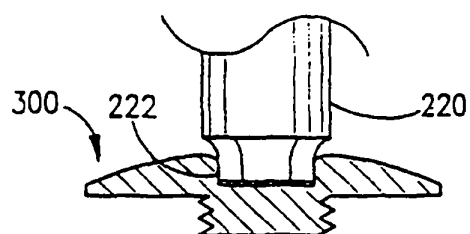
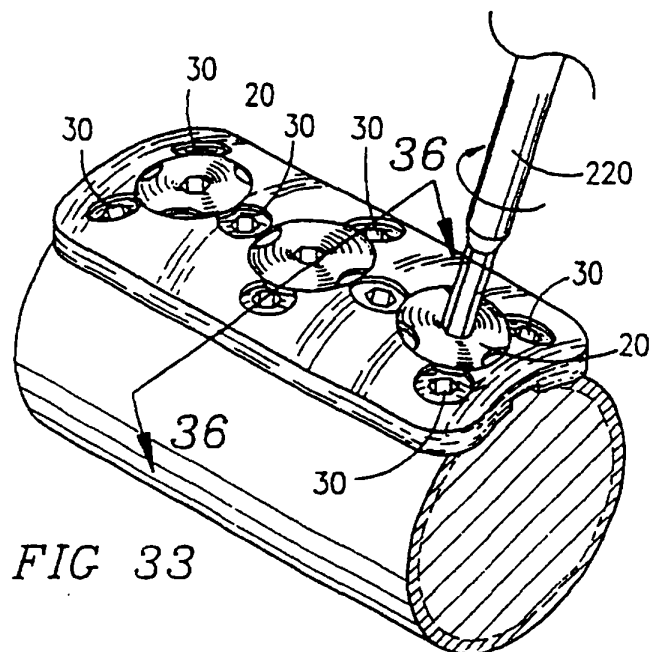


FIG 32A



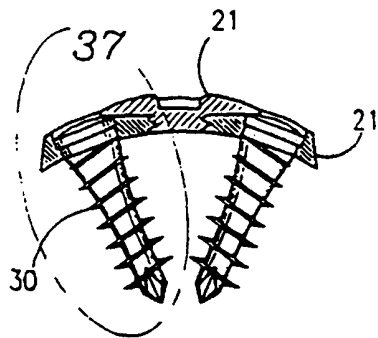


FIG 36

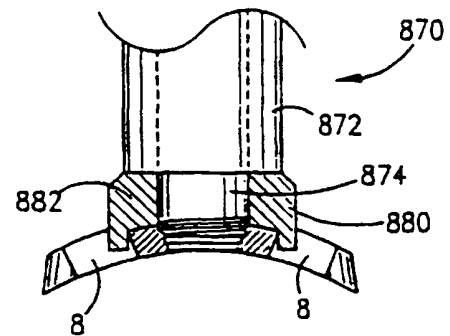


FIG 38

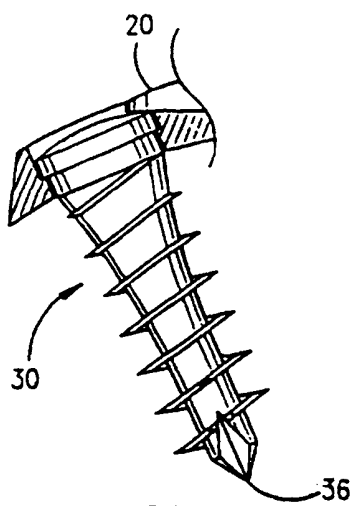


FIG 37

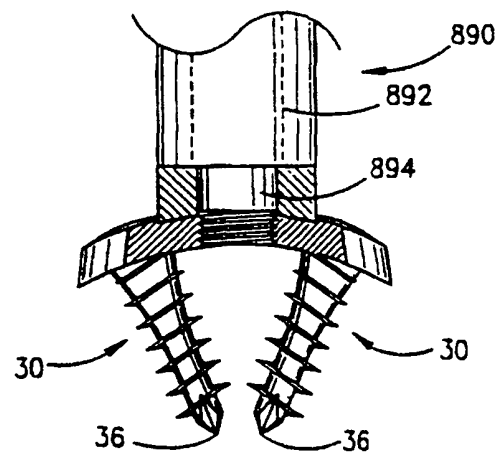


FIG 39A

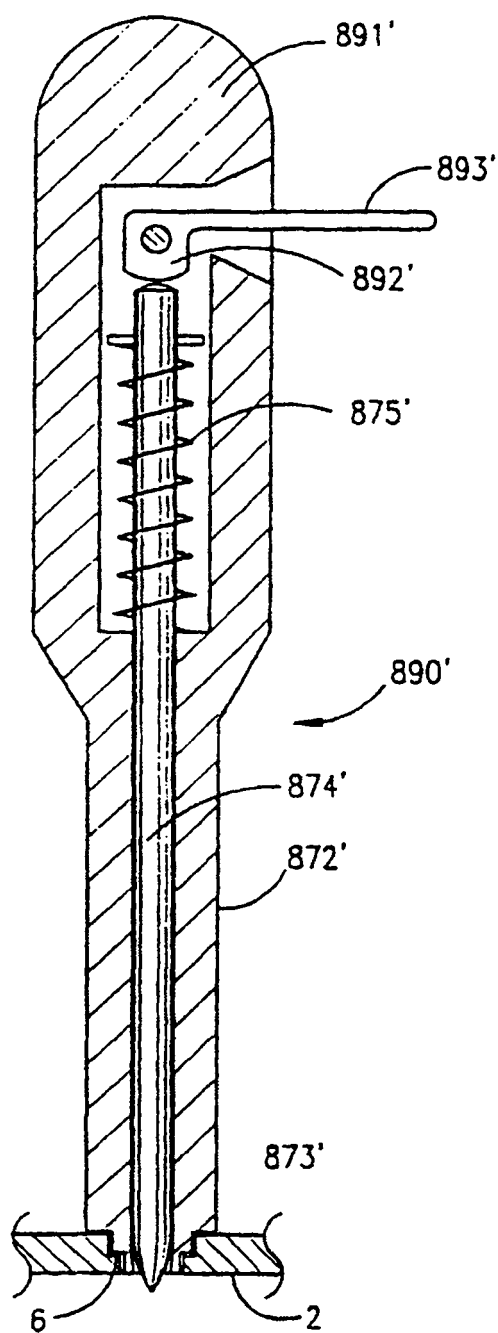


FIG 39B

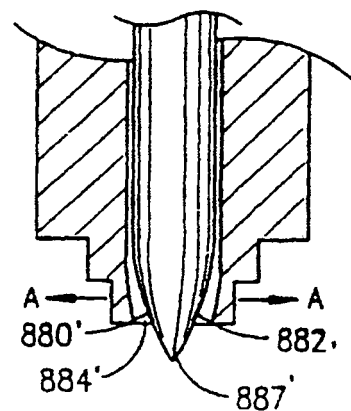


FIG 39D

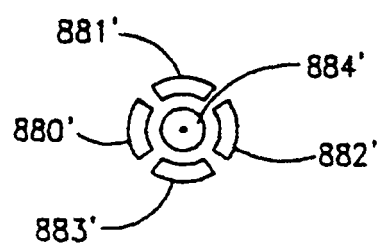
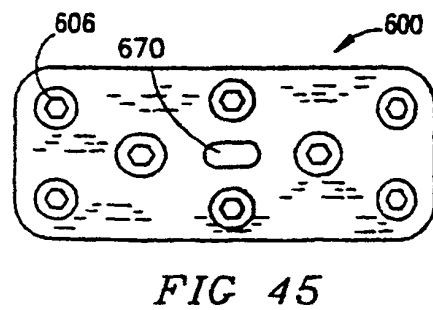
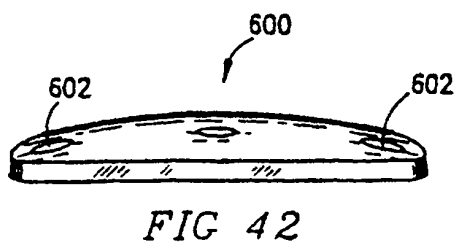
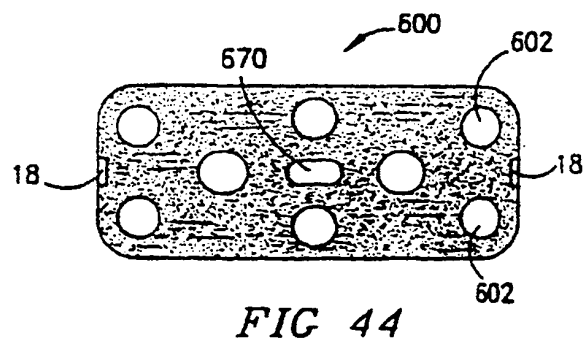
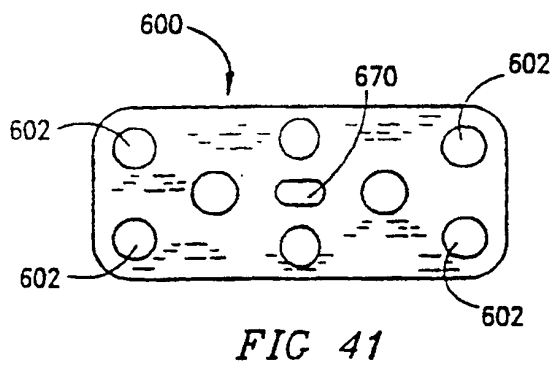
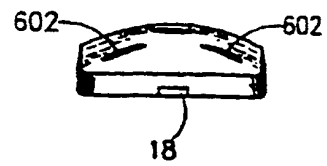
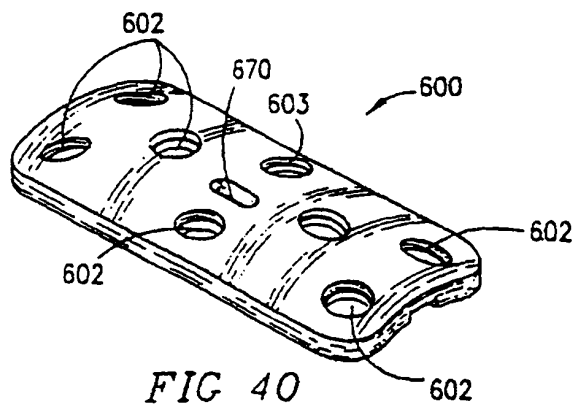


FIG 39C



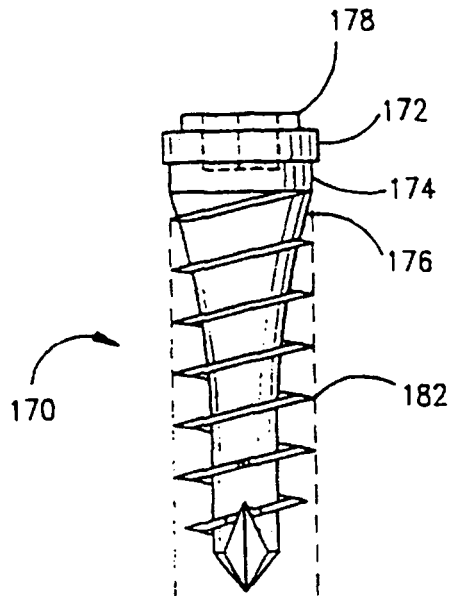


FIG 46

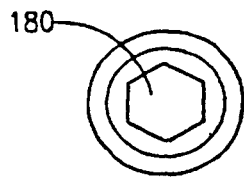


FIG 47



FIG 48

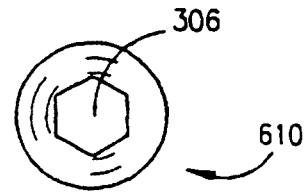


FIG 49

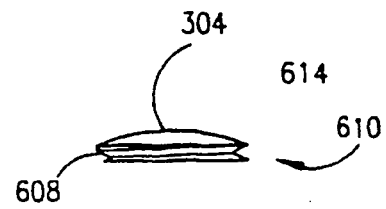


FIG 50

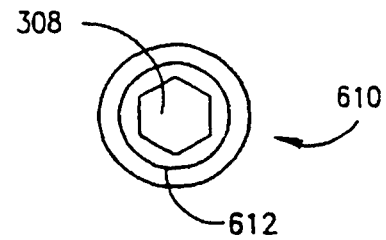


FIG 51

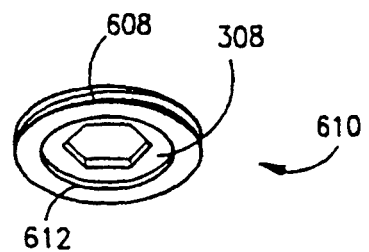


FIG 52

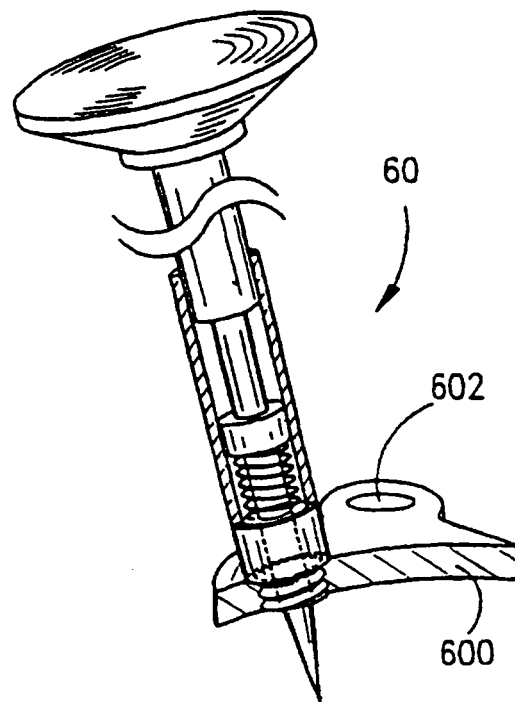


FIG 53

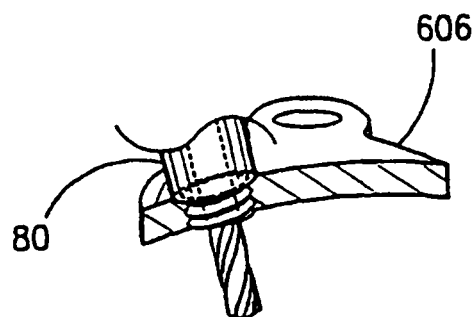
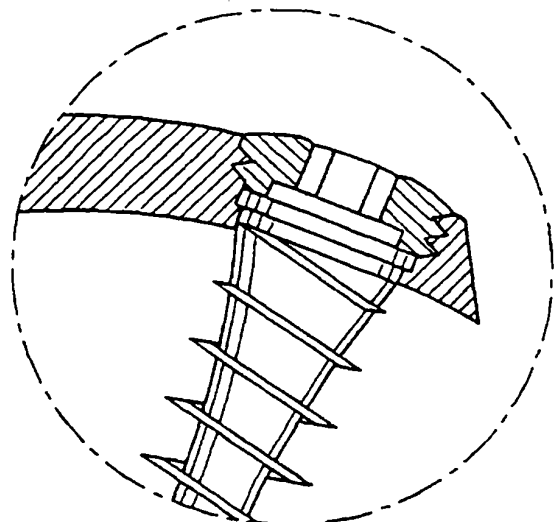
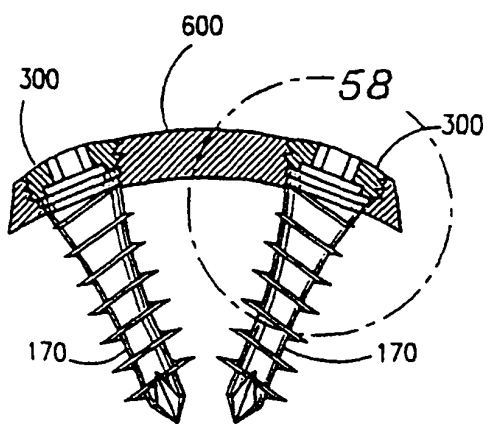
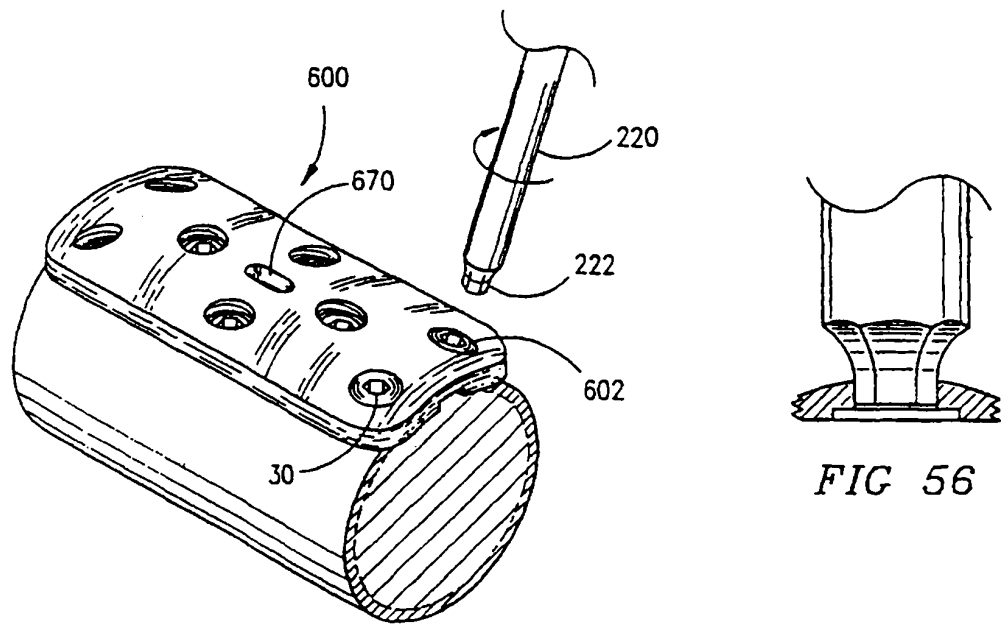
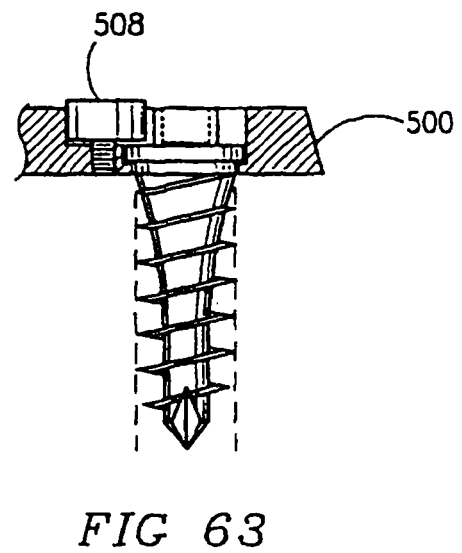
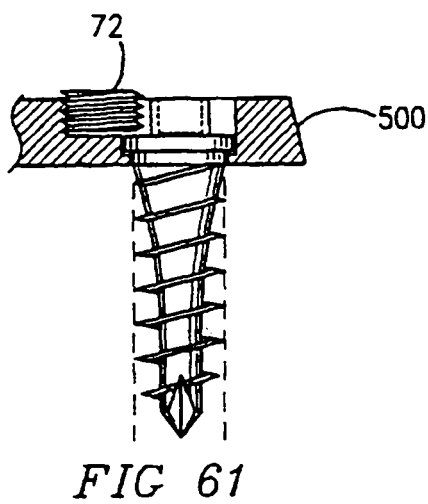
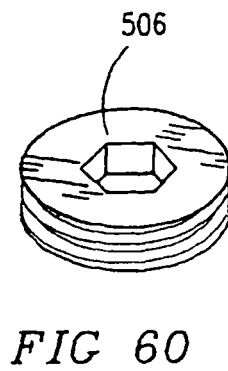
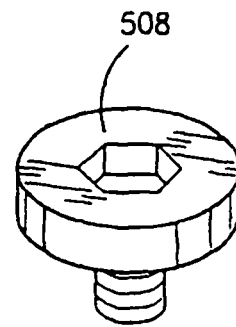
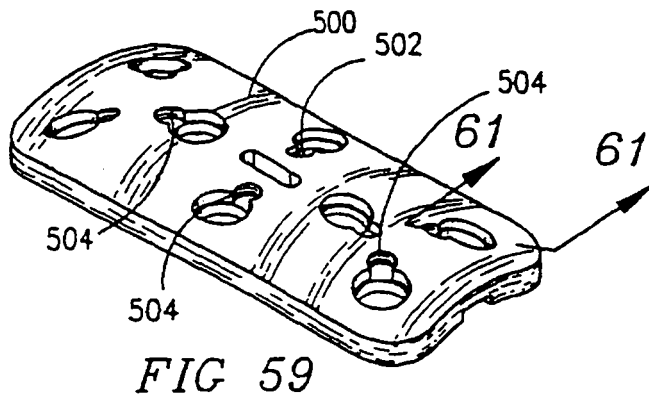


FIG 54





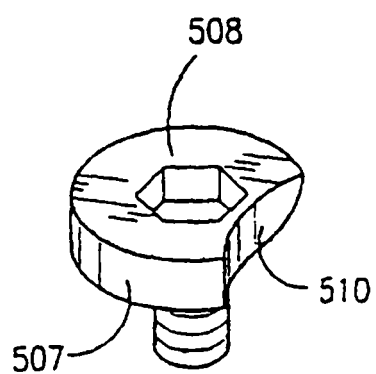


FIG 64

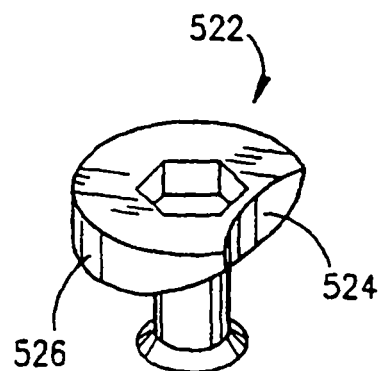


FIG 66

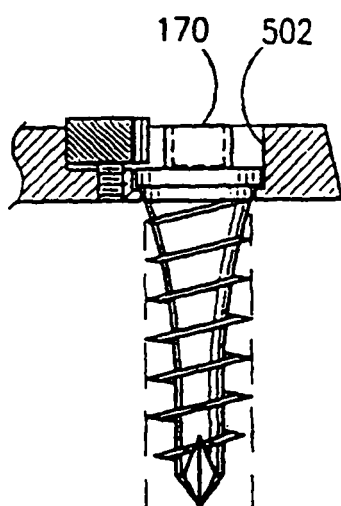


FIG 65

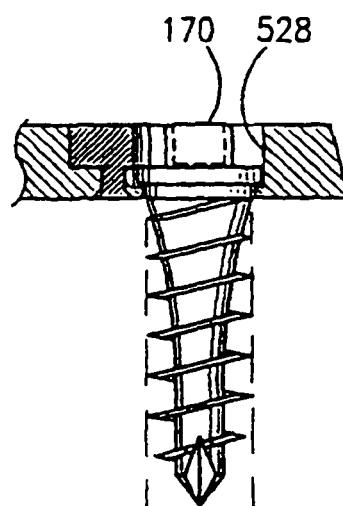


FIG 67

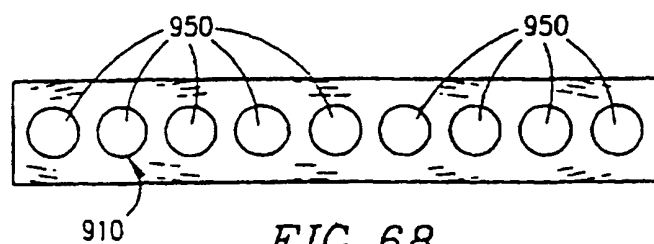


FIG 68

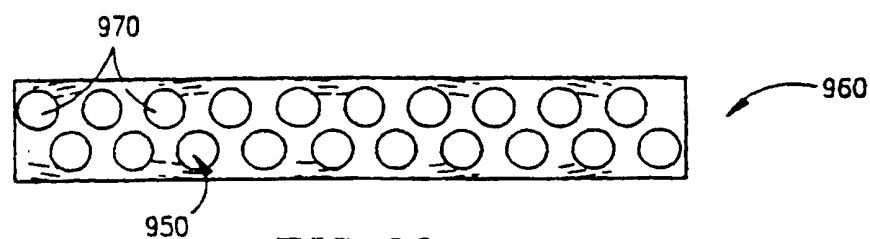


FIG 69A

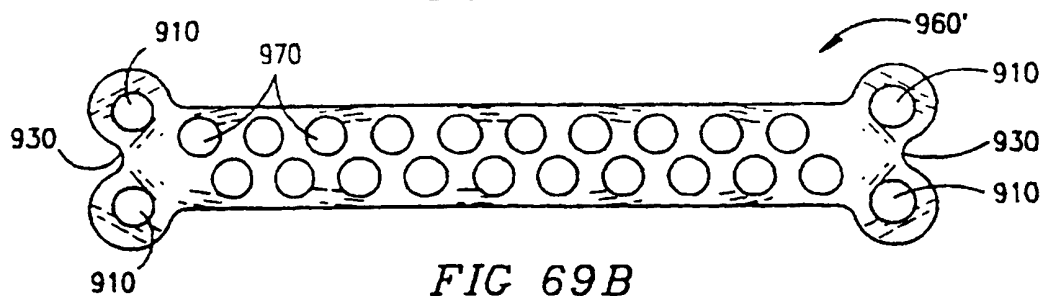


FIG 69B

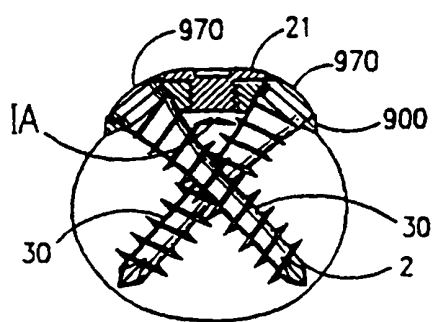


FIG 70A



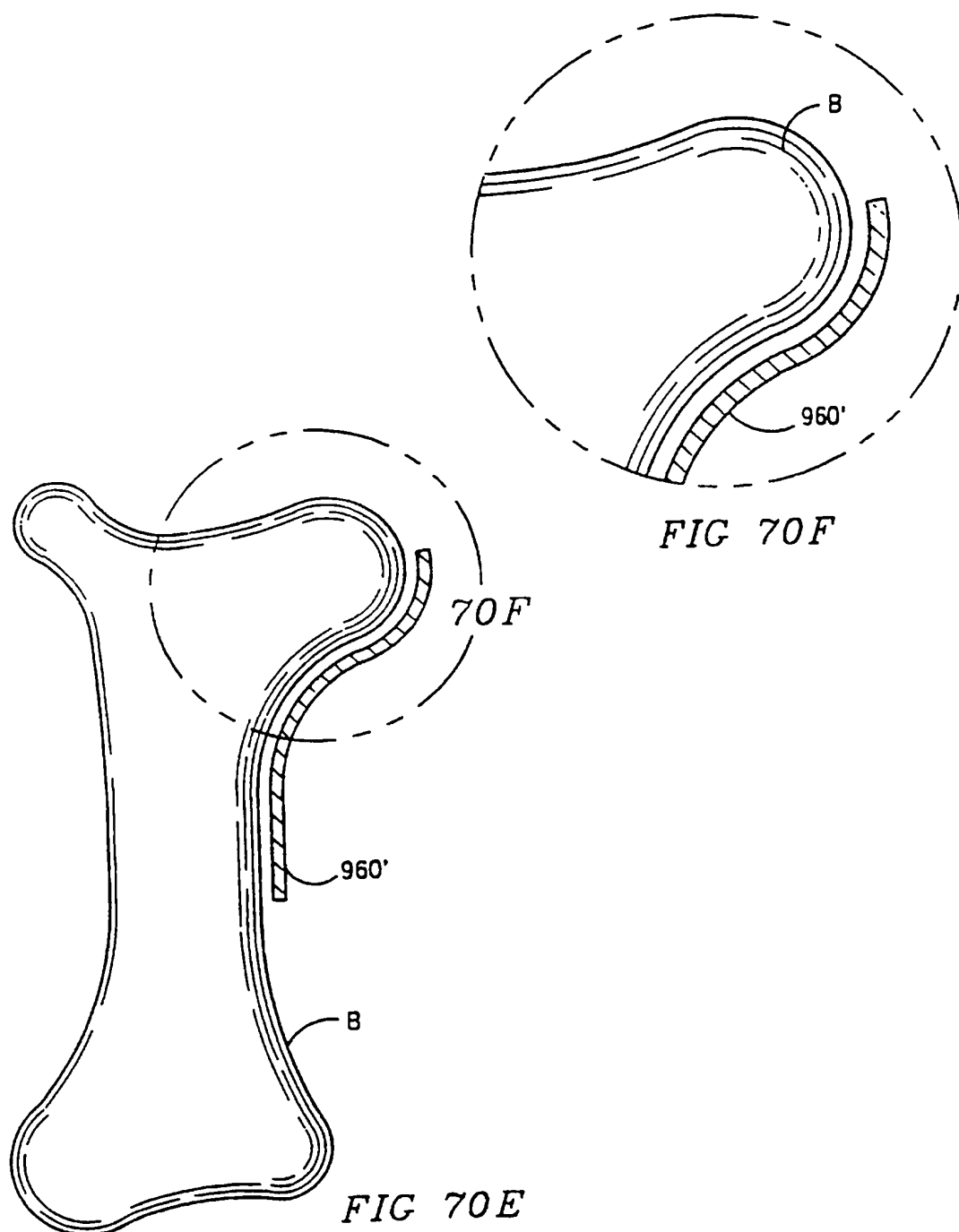
FIG 70B



FIG 70C



FIG 70D



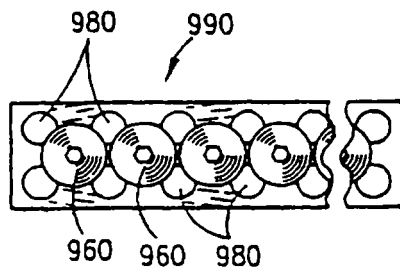


FIG 71

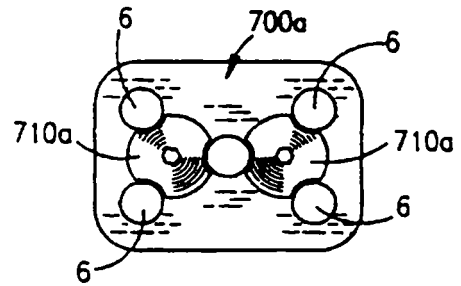


FIG 72A

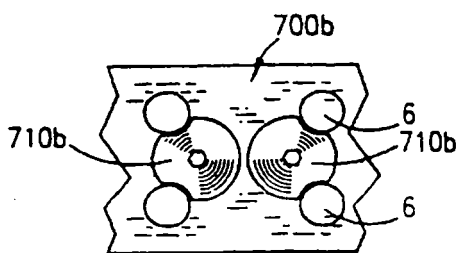


FIG 72B

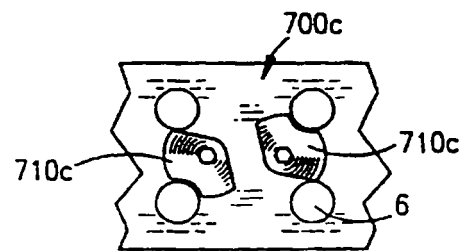


FIG 72C

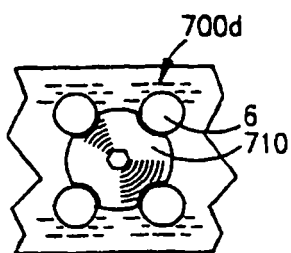


FIG 72D

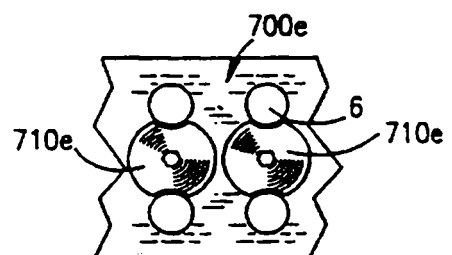


FIG 72E

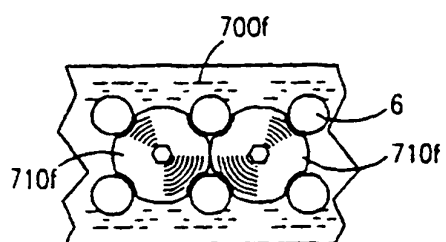


FIG 72F

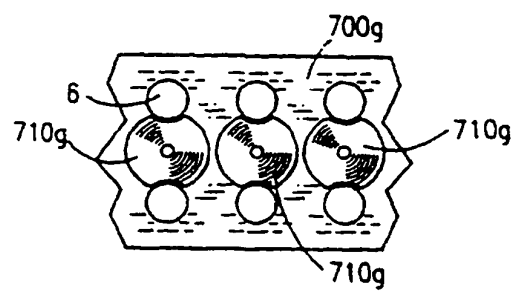


FIG 72G

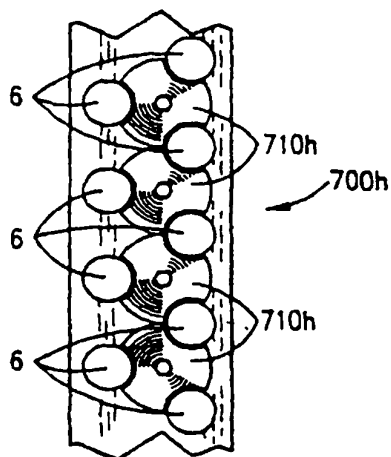


FIG 72H

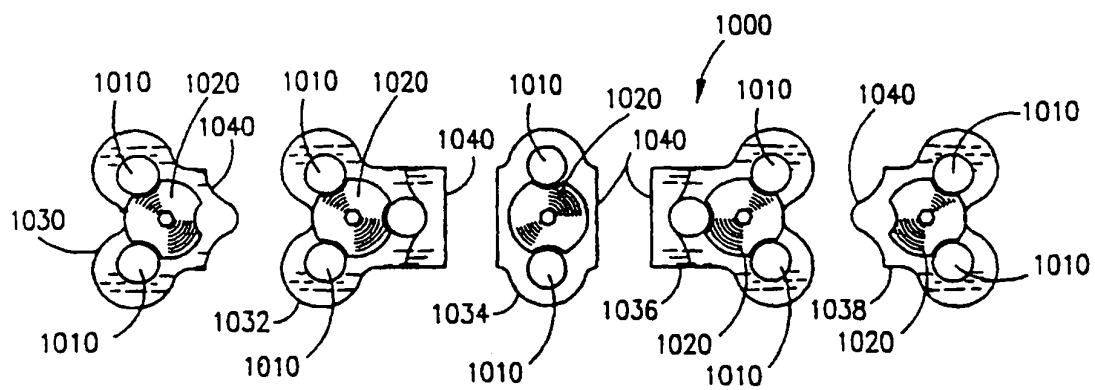


FIG 73

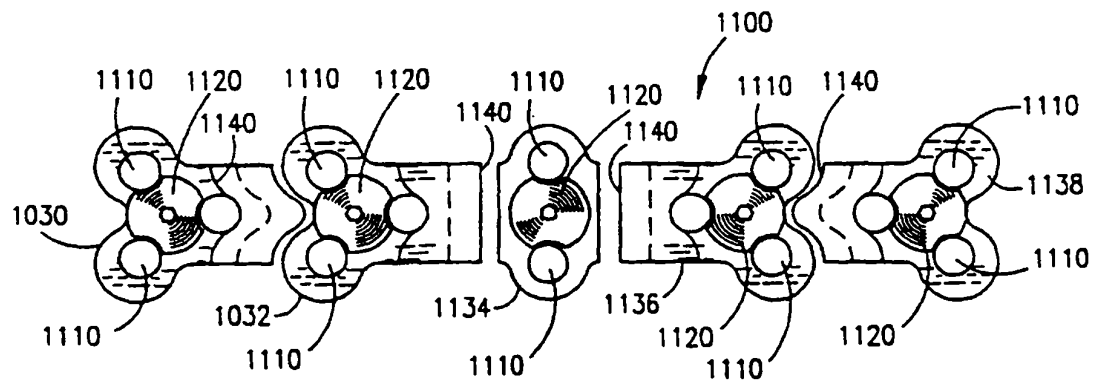


FIG 74

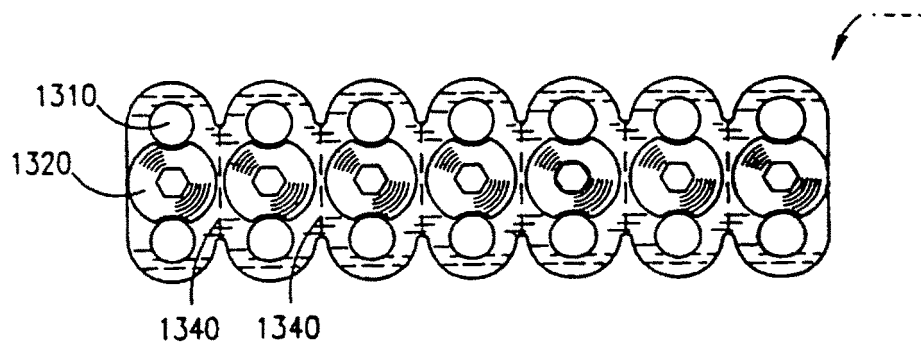


FIG 75

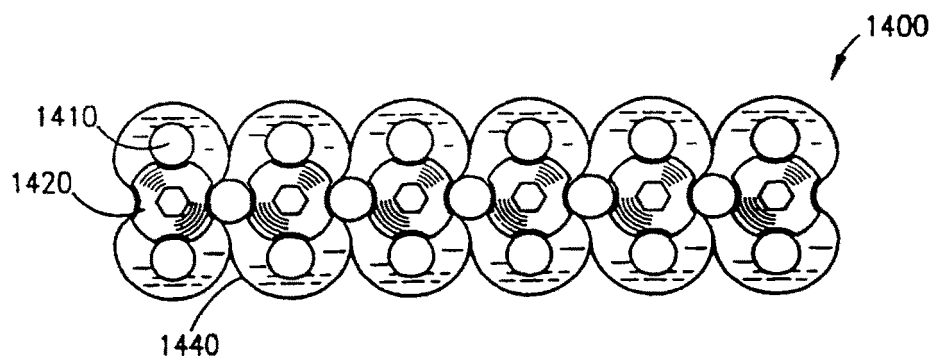
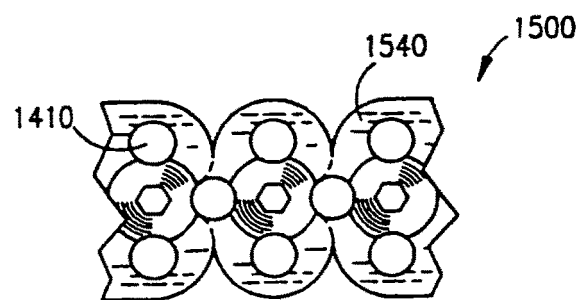


FIG 76



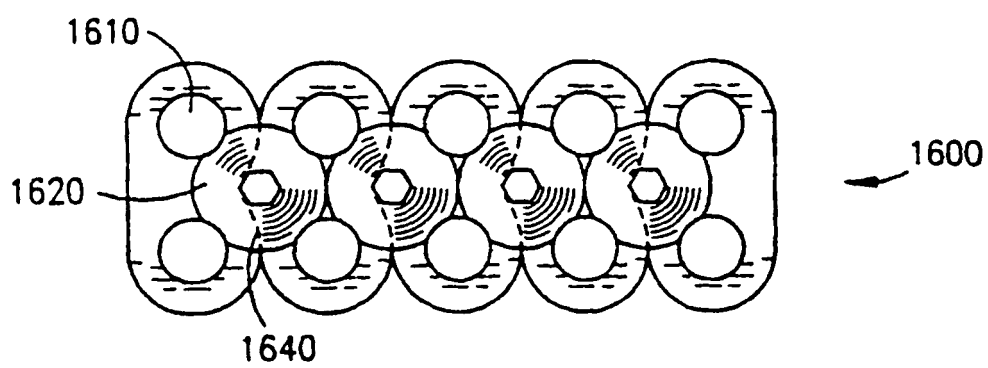


FIG 78

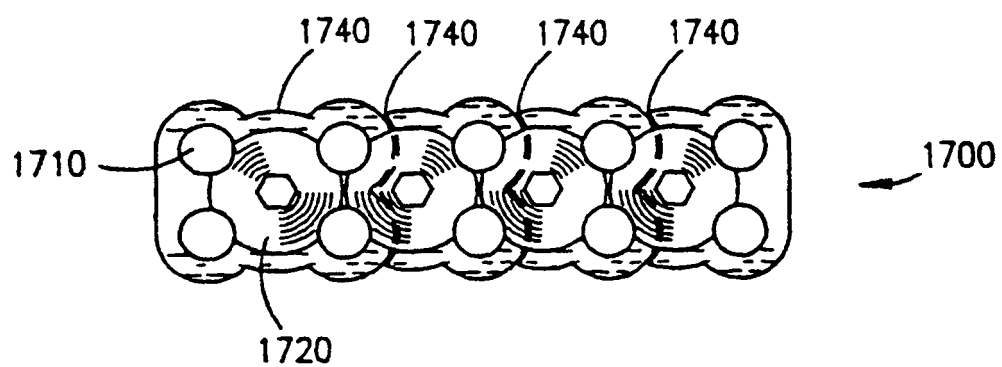


FIG 79

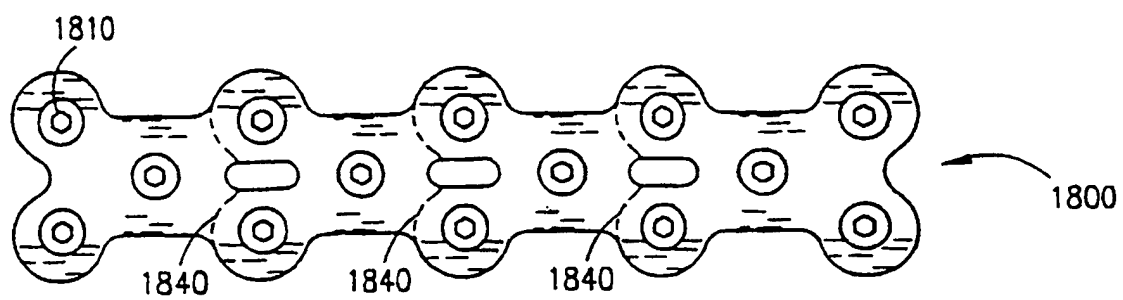


FIG 80

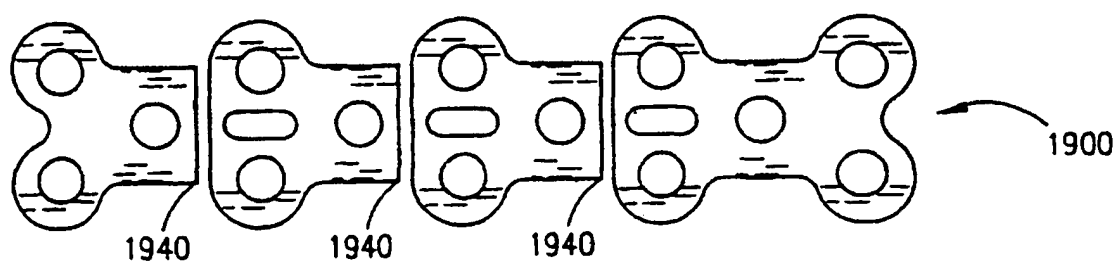


FIG 81

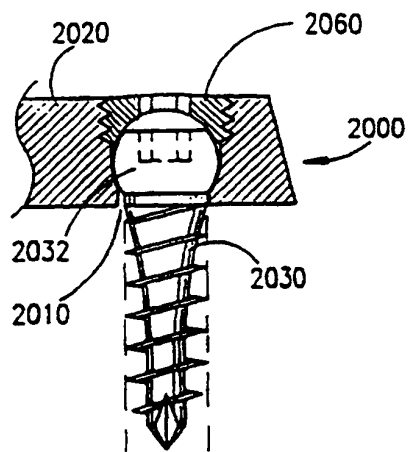


FIG 82

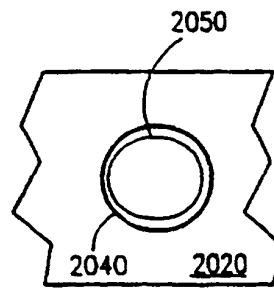


FIG 83

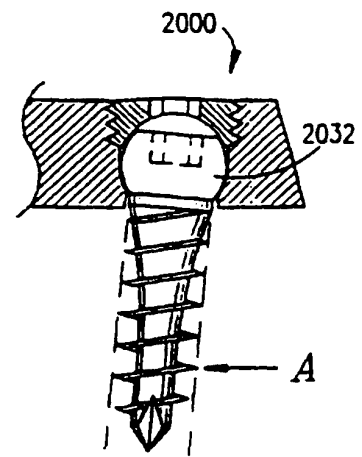


FIG 84

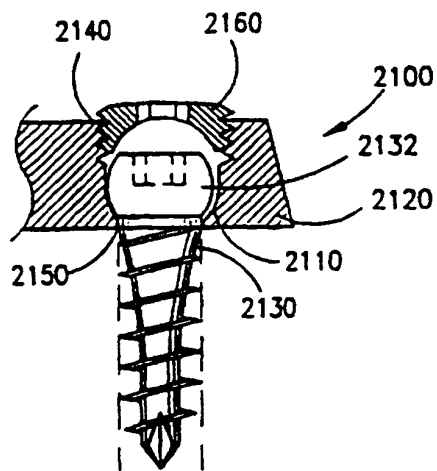


FIG 85

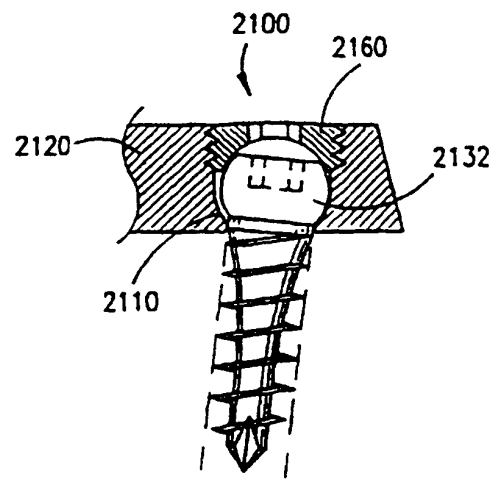


FIG 86

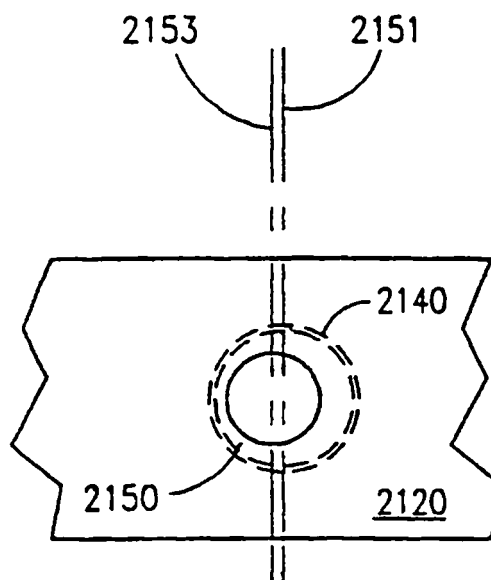


FIG 87

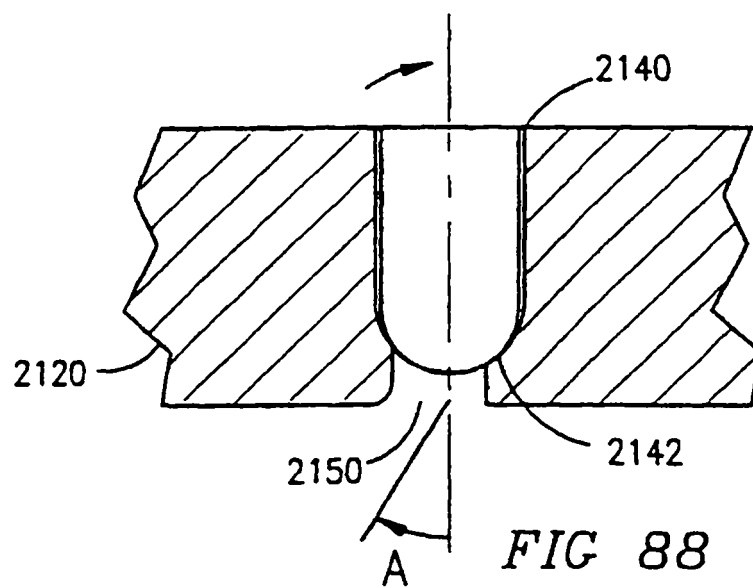


FIG 88

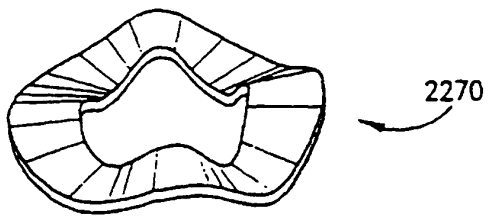


FIG. 91

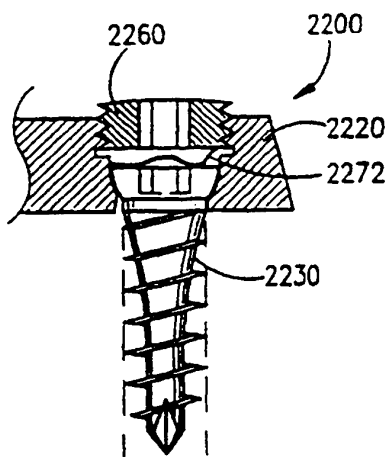


FIG. 89

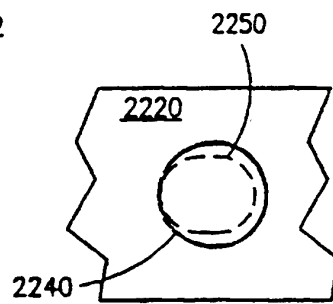


FIG. 90

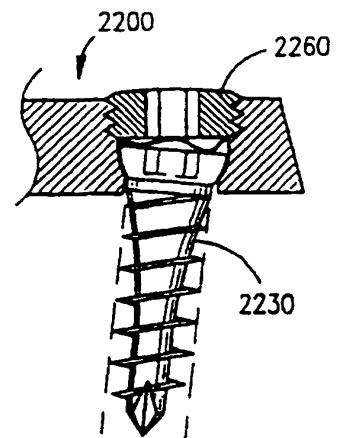


FIG. 92

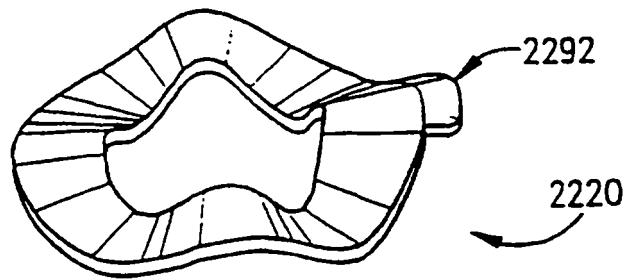


FIG 93

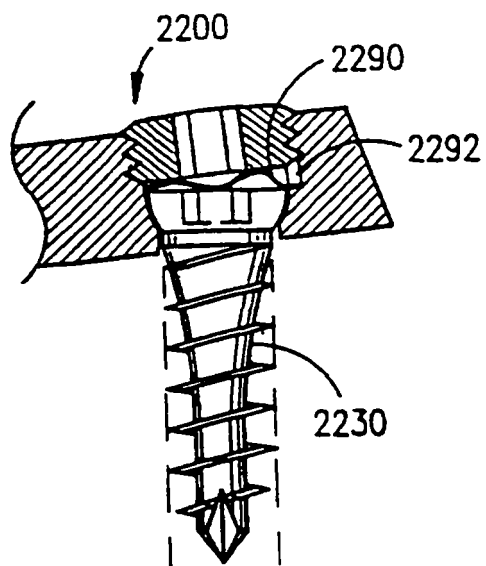
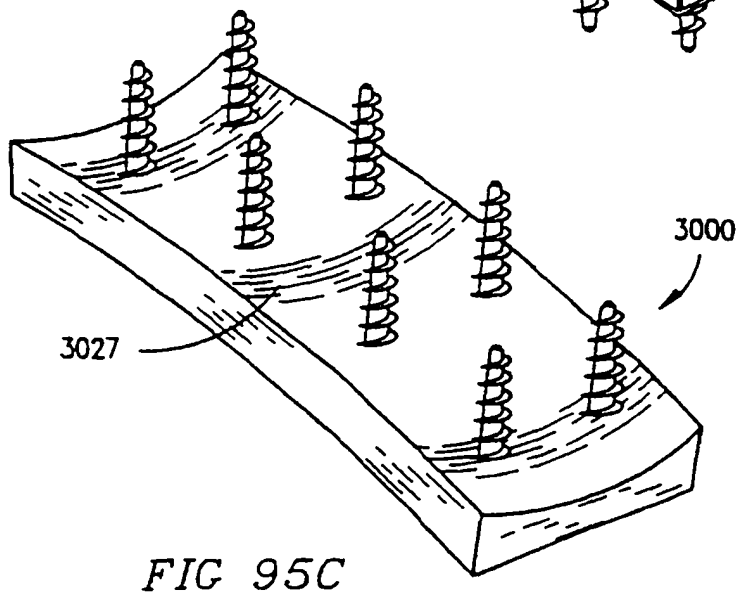
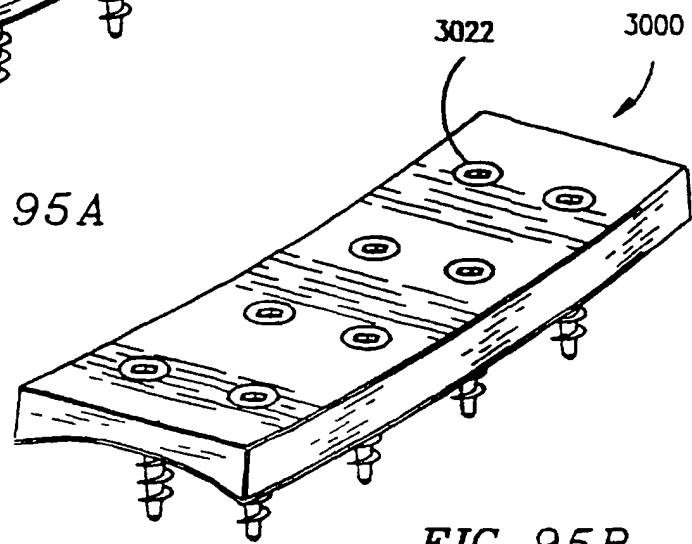
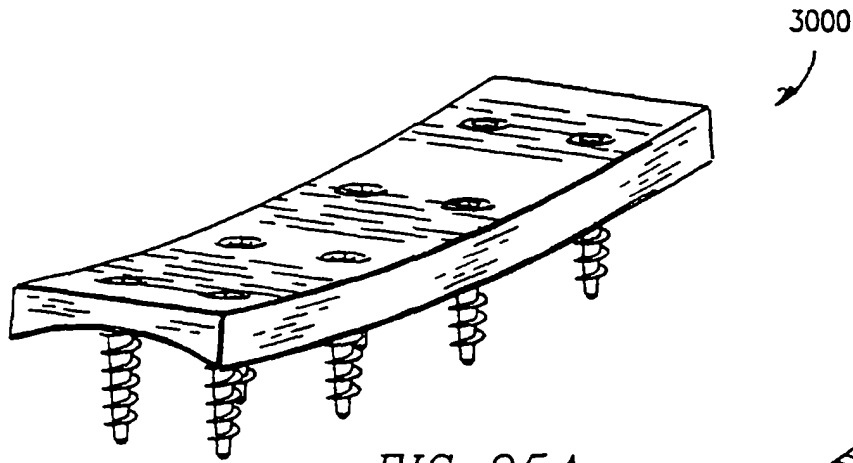
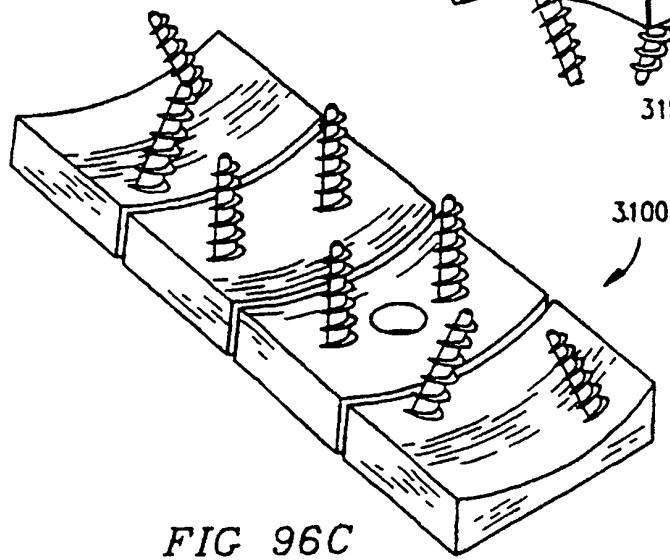
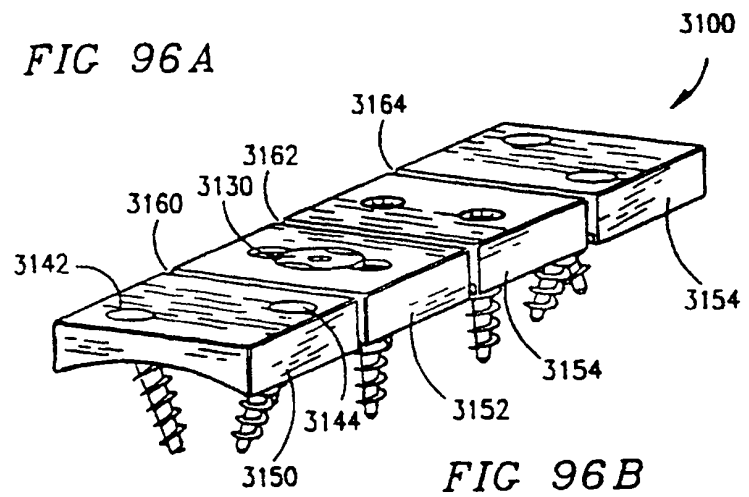
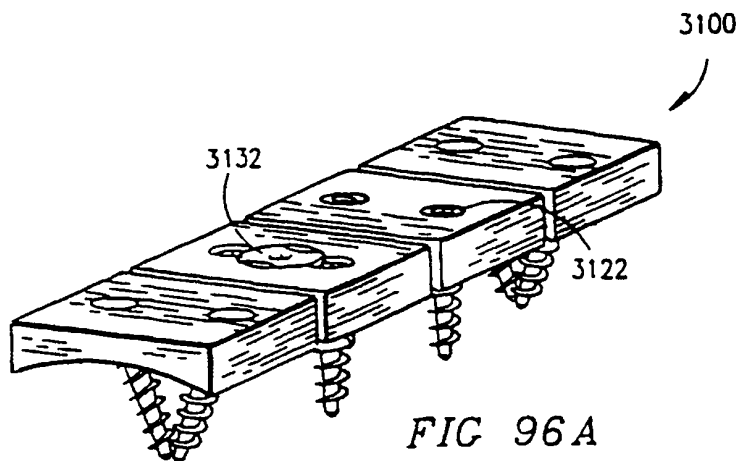


FIG 94





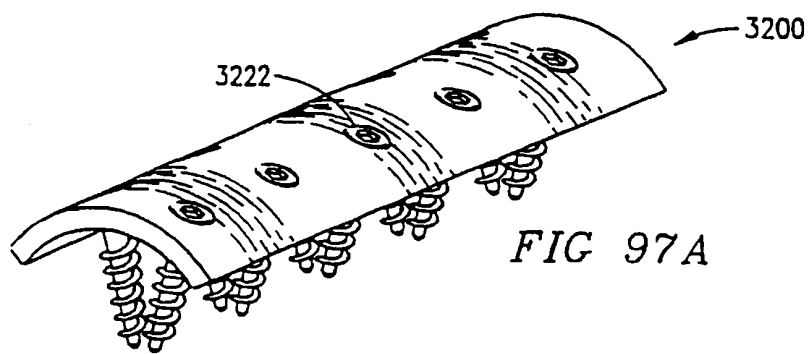


FIG 97A

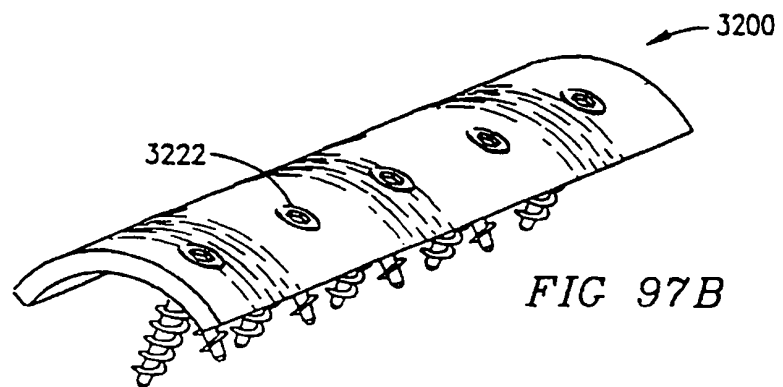


FIG 97B

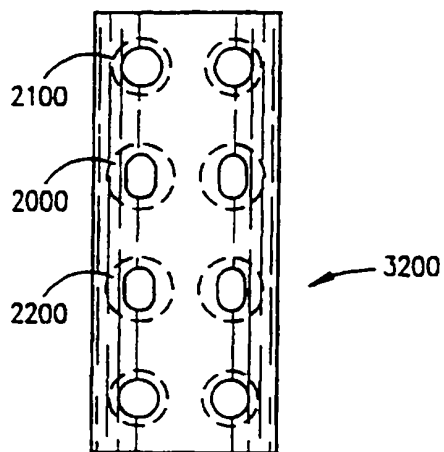


FIG 97D

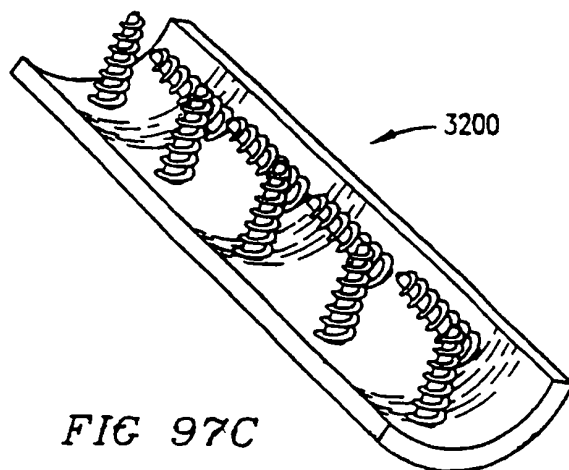


FIG 97C