

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 964 578**

51 Int. Cl.:

A61B 17/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.05.2013** **E 20196052 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.08.2023** **EP 3818947**

54 Título: **Implante fenestrado**

30 Prioridad:

04.05.2012 US 201261642681 P

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

08.04.2024

73 Titular/es:

**SI-BONE, INC. (100.0%)
3055 Olin Avenue, Suite 2200
San Jose, CA 95128, US**

72 Inventor/es:

**MAULDIN, RICHARD GARRET;
YERBY, SCOTT A;
REILEY, MARK y
SCHNEIDER, BRET**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 964 578 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Implante fenestrado

Campo

5 La presente solicitud se refiere en general a implantes utilizados en procedimientos médicos como la fijación o fusión ósea. Más concretamente, la presente solicitud se refiere a implantes fenestrados utilizados en la fijación o fusión ósea.

Antecedentes

Existen muchos tipos de elementos físicos tanto para la fijación de huesos fracturados como para la fijación de huesos que van a ser fusionados (artrodesados).

10 Por ejemplo, la faja pélvica de la cadera humana está formada por tres grandes huesos unidos por tres articulaciones relativamente inmóviles. Uno de los huesos se llama sacro y se encuentra en la parte inferior de la columna lumbar, donde conecta con la vértebra L5. Los otros dos huesos se denominan comúnmente "huesos de la cadera" y se conocen técnicamente como ilion derecho e ilion izquierdo. El sacro se conecta con ambos huesos de la cadera en la articulación sacroilíaca (abreviada como articulación SI).

15 La articulación sacroilíaca actúa en la transmisión de fuerzas de la columna vertebral a las extremidades inferiores y viceversa. La articulación sacroilíaca se ha descrito como generadora de dolor en hasta el 22% de los casos de lumbalgia.

20 Para aliviar el dolor generado por la articulación sacroilíaca, la fusión de la articulación sacroilíaca suele estar indicada como tratamiento quirúrgico, por ejemplo, para la sacroileitis degenerativa, la sacroileitis inflamatoria, la inestabilidad iatrogénica de la articulación sacroilíaca, la osteítis condensans ilii o la luxación traumática por fractura de la pelvis. Actualmente, para la fusión sacroilíaca se utilizan tornillos y tornillos con placas.

25 Para promover el crecimiento óseo en el implante y mejorar la fusión del implante con el hueso, se pueden crear huecos o canales en el implante que promuevan el crecimiento óseo en el implante. Sin embargo, estos huecos o canales pueden debilitar la integridad estructural del implante, que también puede tener que soportar grandes tensiones. Por lo tanto, sería deseable proporcionar un implante con huecos o canales para promover el crecimiento óseo mientras se mantiene sustancialmente la integridad estructural del implante.

El documento US 2011/087296 A1 divulga un implante según el preámbulo de la reivindicación 1.

Sumario de la divulgación

La presente invención se refiere a un implante según las reivindicaciones anexas 1 y 2.

30 Breve descripción de los dibujos

Las características novedosas de la invención se exponen con particularidad en las reivindicaciones que siguen. Una mejor comprensión de las características y ventajas de la presente invención se obtendrá por referencia a la siguiente descripción detallada que expone realizaciones ilustrativas, de las cuales sólo las realizaciones de las figuras 1H-1J caen dentro del ámbito de la invención tal como se reivindica y en las que se utilizan los principios de la invención, y los dibujos adjuntos de los cuales:

Las Fig. 1A-1V ilustran varias realizaciones de estructuras de implante con diferentes fenestraciones.

Las Fig. 2A-2D son vistas en sección lateral de la formación de un orificio brochado en hueso según un ejemplo.

40 Las Fig. 2E y 2F ilustran el montaje de un sistema protector de tejidos blandos para su colocación sobre un alambre guía.

Las Fig. 3 y 4 son, respectivamente, vistas anatómicas anterior y posterior de la faja pélvica de la cadera humana que comprende el sacro y los huesos de la cadera (el ilion derecho y el ilion izquierdo), estando el sacro conectado con ambos huesos de la cadera en la articulación sacroilíaca (en abreviatura, la articulación SI).

45 Las Fig. 5 a 7A y 7B son vistas anatómicas que muestran, respectivamente, una perspectiva preimplantada, una perspectiva implantada, una vista anterior implantada y una vista de sección cráneo-caudal implantada, la implantación de tres estructuras de implante para la fijación de la articulación sacroilíaca utilizando un enfoque lateral a través del ilion, la articulación sacroilíaca y el sacro.

Las Fig. 8A y 8B ilustran otra realización de una estructura de implante con fenestraciones.

Las Fig. 9A y 9B ilustran otra realización de una estructura de implante con fenestraciones.

Descripción detallada

5 Estructuras de implante alargadas en forma de vástago 20 como la mostrada en la Fig. 1A hacen posible la fijación de la articulación SI (mostrada en vistas anterior y posterior, respectivamente, en las Fig. 3 y 4) de forma mínimamente invasiva. Estas estructuras de implante 20 pueden implantarse eficazmente mediante el uso de un enfoque quirúrgico lateral. Es deseable que el procedimiento se vea facilitado por técnicas convencionales de visualización lateral y/o anteroposterior (A-P), por ejemplo, utilizando intensificadores de imagen de rayos X como brazos en C o fluoroscopios para producir una imagen en directo que se muestra en una pantalla de TV.

10 En algunas realizaciones, las estructuras de implante 20 pueden incluir huecos, vías, cavidades, aberturas, fenestraciones, canales y/o rebajes que permiten incorporar materiales de injerto óseo en la estructura de implante. Estos materiales de injerto óseo pueden promover el crecimiento óseo en y/o alrededor de la estructura del implante, lo que puede reducir el tiempo que tarda la estructura del implante en integrarse de forma estable con el hueso. Los materiales de injerto óseo pueden aplicarse y/o inyectarse en la estructura del implante antes de la implantación o aplicarse después de la implantación mediante la inyección del material de injerto óseo en una cánula proximal u otro conducto. En algunas realizaciones, las superficies de la estructura del implante 20 pueden ser rugosas o texturizadas para promover el crecimiento óseo y la adherencia de los materiales de injerto óseo. Las superficies internas y/o externas pueden desbastarse o texturizarse por medios mecánicos o pueden recubrirse por pulverización con un material desbastador.

20 Los materiales de injerto óseo pueden ser un líquido, gel, suspensión, pasta, polvo u otra forma, y pueden incluir una ayuda biológica que puede promover y/o mejorar el crecimiento óseo, la reparación del tejido, y/o reducir la inflamación, la infección y el dolor. Por ejemplo, la ayuda biológica puede incluir factores de crecimiento, como proteínas morfogenéticas óseas (BMP), hidroxiapatita en, por ejemplo, un soporte líquido o en suspensión, hueso desmineralizado, hueso de autoinjerto o aloinjerto morselizado, medicamentos para reducir la inflamación, la infección o el dolor, como analgésicos, antibióticos y esteroides. En algunas realizaciones, los factores de crecimiento pueden ser factores de crecimiento recombinantes humanos, como hr-BMP-2 y/o hr-BMP-7, o cualquier otra forma recombinante humana de BMP, por ejemplo. El portador de la ayuda biológica puede ser un líquido o un gel, como una solución salina o un gel de colágeno, por ejemplo. La ayuda biológica también puede encapsularse o incorporarse en una formulación de liberación controlada, de modo que la ayuda biológica se libere al paciente en el lugar del implante durante un periodo de tiempo más largo. Por ejemplo, la formulación de liberación controlada puede configurarse para liberar la ayuda biológica en el transcurso de días, semanas o meses, y puede configurarse para liberar la ayuda biológica durante el tiempo estimado que tardaría en cicatrizar la zona del implante. La cantidad de ayuda biológica suministrada a la estructura del implante puede controlarse mediante diversas técnicas, como controlar o variar la cantidad de material de recubrimiento aplicado al implante y/o controlar o variar la cantidad de ayuda biológica incorporada al material de recubrimiento. En algunas realizaciones, puede ser importante controlar la cantidad de ayuda biológica administrada porque el uso excesivo de ciertas ayudas biológicas puede dar lugar a efectos negativos como el dolor radicular, por ejemplo.

40 En general, cualquier hueco, vía, cavidad, abertura, fenestración, canal y/o rebajes en la estructura del implante puede debilitar su resistencia estructural, incluyendo por ejemplo la resistencia a la flexión y al cizallamiento. Los siguientes ejemplos de estructuras de implante son variaciones de la estructura de implante triangular sólida 20 de la Fig. 1A, que tiene un único lumen o cánula central orientado longitudinalmente para recibir un alambre guía o un pasador guía. Las resistencias relativas a la flexión y al cizallamiento pueden compararse con la estructura de implante 20 canulada pero sólida de la Fig. 1A, a la que se puede asignar una resistencia a la flexión de 1,00 y una resistencia al cizallamiento de 1,00. Las resistencias relativas a la flexión y al cizallamiento pueden modificarse u optimizarse para la resistencia estructural y la capacidad de promover el injerto óseo variando el tamaño, el número, el espaciado, la ubicación, la orientación y la forma de los huecos, las vías, las cavidades, las aberturas, las fenestraciones, los canales y/o los rebajes. Aunque las realizaciones aquí ilustradas muestran estructuras de implante triangulares, pueden utilizarse o sustituirse por estructuras de implante con diferentes formas rectilíneas, como rectangulares o cuadradas.

50 Las Fig. 1B-Dilustrar una realización de una estructura de implante triangular 100 que tiene un lumen central 101 y una serie de orificios 102 en cada cara 103 de la estructura de implante 100 que alcanzan y proporcionan acceso al lumen central 101. Los orificios 102 pueden estar centrados en la cara 103 y extenderse hacia el interior en un ángulo que es sustancialmente perpendicular o normal a la cara 103 de la estructura de implante 100. En algunas realizaciones, cada vértice 104 puede estar biselado o redondeado. En algunas realizaciones, el extremo distal 105 de la estructura de implante 100 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, el diámetro de los orificios 102 puede ser igual o sustancialmente igual al diámetro del lumen central 101. En otras realizaciones, el diámetro de los orificios 102 puede ser mayor o menor que el diámetro del lumen central 101. En algunas realizaciones, la estructura de implante 100 ilustrada en las Fig. 1B-D tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,82 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,66. En algunas realizaciones, para inyectar o cargar la estructura de implante 100 con materiales de injerto óseo, el orificio distal 106 del lumen central 101 puede bloquearse o sellarse de modo que el flujo de los materiales de injerto óseo llene el lumen central 101 y salga por los orificios laterales 102.

En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden tener un diámetro (D1) que es aproximadamente 0,3 de la anchura (W1) de la cara 103 de la estructura de implante 100. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden tener un diámetro superior a aproximadamente 0,3 de la anchura de la cara 103 de la estructura de implante 100. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden tener un diámetro inferior a aproximadamente 0,3 de la anchura de la cara 103 de la estructura de implante 100. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden tener un diámetro comprendido entre aproximadamente 0,2 y aproximadamente 0,5 de la anchura de la cara 103 de la estructura del implante. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden estar separados de los orificios adyacentes 102 en aproximadamente 2/3 del diámetro del orificio, donde la distancia de separación (S1) se mide por la distancia entre la circunferencia de los orificios 102. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden estar separados de los orificios adyacentes 102 por menos de aproximadamente 2/3 del diámetro del orificio. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden estar separados de los orificios adyacentes 102 por más de aproximadamente 2/3 del diámetro del orificio. En algunas realizaciones, los orificios 102 pueden estar separados de los orificios adyacentes entre aproximadamente 0,5 y aproximadamente 2 veces, o entre aproximadamente 0,5 y aproximadamente 1 veces el diámetro del orificio 102. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede estar comprendida entre 0,5 y 0,9 aproximadamente. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede estar entre 0,5 y 0,9 aproximadamente.

Las Fig. 1E-G ilustran otra realización de una estructura de implante 110 que tiene un lumen central 111 y una serie de ranuras 112 en cada cara 113 de la estructura de implante 110 que alcanzan y proporcionan acceso al lumen central 111. Las ranuras 112 pueden estar centradas en la cara 113 y extenderse hacia dentro en un ángulo que es sustancialmente perpendicular o normal a la cara 113 de la estructura de implante 110. En algunas realizaciones, cada vértice 114 puede estar biselado o redondeado. En algunas realizaciones, el extremo distal 115 de la estructura de implante 110 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, la anchura de las ranuras puede ser igual o sustancialmente igual al diámetro del lumen central 111. En otras realizaciones, la anchura de las ranuras puede ser mayor o menor que el diámetro del lumen central 111. En algunas realizaciones, la estructura de implante 110 ilustrada en las Fig. 1E-G tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,82 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,66. En algunas realizaciones, para inyectar o cargar la estructura de implante 110 con materiales de injerto óseo, el orificio distal 116 del lumen central 111 puede bloquearse o sellarse para que el flujo de los materiales de injerto óseo llene y salga de las ranuras 112.

En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una anchura (W3) que es aproximadamente 0,3 de la anchura (W2) de la cara 113 de la estructura de implante 110. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una anchura superior a aproximadamente 0,3 de la anchura de la cara 113 de la estructura de implante 110. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una anchura inferior a aproximadamente 0,3 de la anchura de la cara 113 de la estructura de implante 110. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una anchura comprendida entre aproximadamente 0,2 y aproximadamente 0,6 de la anchura de la cara 113 de la estructura de implante 110. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una longitud (L3) que es aproximadamente 0,15 la longitud (L2) de la cara 113. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una longitud inferior a aproximadamente 0,15 la longitud de la cara 113. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una longitud superior a aproximadamente 0,15 la longitud de la cara 113. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden tener una longitud comprendida entre 0,1 y 0,4, o entre 0,1 y 0,25 de la longitud de la cara 113. En algunas realizaciones, las ranuras 112 están separadas (S2) de las ranuras 112 adyacentes por aproximadamente 2/3 de la anchura de la ranura 112. En algunas realizaciones, las ranuras 112 están separadas de las ranuras 112 adyacentes por más de aproximadamente 2/3 de la anchura de la ranura 112. En algunas realizaciones, las ranuras 112 están separadas de las ranuras 112 adyacentes por menos de aproximadamente 2/3 de la anchura de la ranura 112. En algunas realizaciones, las ranuras 112 pueden estar separadas de las ranuras 112 adyacentes entre aproximadamente 0,5 y aproximadamente 2 veces, o entre aproximadamente 0,5 y aproximadamente 1 veces la anchura de la ranura 112. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede estar comprendida entre 0,5 y 0,9 aproximadamente. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede estar entre 0,5 y 0,9 aproximadamente.

Las Fig. 1H-J ilustran la única realización de una estructura de implante 120 que cae dentro del ámbito de la invención según se reivindica, dicha estructura de implante 120 que tiene un lumen central 121 y un hueco lateral 122 en cada cara 123 de la estructura de implante 120. La cavidad lateral 122 puede ser una depresión, cavidad, ranura o hendidura centrada en la cara 123 con una anchura, longitud y profundidad. La cavidad lateral 122 es relativamente poco profunda, de modo que no se extiende hasta el lumen central 121. En algunas realizaciones, cada vértice 124 puede estar biselado o redondeado. En algunas realizaciones, el extremo distal 125 de la estructura de implante 120 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, la estructura de implante 120 ilustrada en las Fig. 1H-J tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,77 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,72. En algunas realizaciones, para cargar la estructura de implante 120 con materiales de injerto óseo, el material de injerto óseo se aplica a las cavidades laterales 122 antes de la implantación. En otras realizaciones, el material de injerto óseo se aplica durante la

implantación, como se describe con más detalle en la Solicitud de Patente de EE.UU. 61/609,043 titulada Tissue Dilator and Protector, que puede aplicarse a los demás implantes.

En algunas realizaciones, el hueco lateral 122 puede tener una anchura (W4) que es aproximadamente 0,5 de la anchura (W5) de la cara 123 de la estructura de implante 120. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una anchura superior a aproximadamente 0,5 de la anchura de la cara 123 de la estructura de implante 120. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una anchura inferior a aproximadamente 0,5 de la anchura de la cara 123 de la estructura de implante 120. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una anchura comprendida entre aproximadamente 0,2 y aproximadamente 0,8 de la anchura de la cara 123 de la estructura de implante 120. En algunas realizaciones, el hueco lateral 122 puede tener una longitud (L4) que es aproximadamente 0,75 la longitud (L5) de la cara 123. En algunas realizaciones, el hueco lateral 122 puede tener una longitud inferior a aproximadamente 0,75 la longitud de la cara 123. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una longitud superior a aproximadamente 0,75 la longitud de la cara 123. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una longitud comprendida entre aproximadamente 0,5 y 0,9 de la longitud de la cara 123. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una profundidad de entre 0,2 mm y 5 mm, o de entre 0,2 mm y 2 mm, o de entre 0,2 mm y 1 mm. En algunas realizaciones, la cavidad lateral 122 puede tener una profundidad entre aproximadamente 0,25 mm, 0,5 mm, 0,75 mm, 1 mm o 2 mm. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. La resistencia relativa a la flexión está comprendida entre 0,5 y 0,9, aproximadamente, o la resistencia relativa al cizallamiento está comprendida entre 0,5 y 0,9, aproximadamente.

Las Fig. 1K-M ilustran otra realización de una estructura de implante 130 que tiene un lumen central 131, una cavidad lateral 132 en cada cara 133 de la estructura de implante 130, y una pluralidad de orificios 134 situados dentro de la cavidad lateral 132. El hueco lateral 132 en la realización ilustrada en las Fig. 1K-M puede ser igual o similar al hueco lateral 122 descrito anteriormente e ilustrado en las Fig. 1H-J. Asimismo, los orificios 134 ilustrados en las Fig. 1K-M pueden ser iguales o similares a los orificios 102 descritos anteriormente e ilustrados en las Fig. 1B-D. En algunas realizaciones, como se ilustra en las Fig. 1K-M, los orificios 134 tienen un diámetro inferior al diámetro del lumen central 131. En otras realizaciones, los orificios 134 tienen un diámetro igual o mayor que el diámetro del lumen central 131. En algunas realizaciones, cada vértice 135 puede estar biselado o redondeado. En algunas realizaciones, el extremo distal 136 de la estructura de implante 130 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, la estructura de implante 130 ilustrada en las Fig. 1K-M tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,74 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,62. En algunas realizaciones, para cargar la estructura del implante 130 con materiales de injerto óseo, el material de injerto óseo se inyecta y/o se aplica a los huecos laterales 132 y a los orificios 134 antes de la implantación. En otras realizaciones, los materiales de injerto óseo pueden inyectarse en el lumen central 131, que puede tener una abertura distal 137 bloqueada o taponada de modo que los materiales de injerto óseo llenen el lumen central 131 y salgan por los orificios 134 que están en comunicación fluida con el lumen central 131. A medida que los materiales de injerto óseo salen de los orificios 134, el material de injerto óseo puede recubrir y rellenar tanto los orificios 134 como el hueco lateral 132. Este proceso de inyección puede realizarse antes de la implantación, durante la implantación o después de la implantación.

En algunas realizaciones, el hueco lateral 132 mostrado en las Fig. 1K-M tiene las mismas o similares dimensiones que el hueco lateral 122 mostrado en las Fig. 1H-J y descritos anteriormente. En algunas realizaciones, los orificios 134 pueden tener un diámetro (D2) que es aproximadamente 0,4 de la anchura (W6) del hueco lateral 132. En algunas realizaciones, los orificios 134 pueden tener un diámetro mayor o menor que aproximadamente 0,4 veces la anchura del hueco lateral 132. En algunas realizaciones, los agujeros 134 pueden estar separados (S3) por aproximadamente 1,5 veces el diámetro de los agujeros 134. En algunas realizaciones, los orificios 134 pueden estar separados por una distancia mayor o menor que aproximadamente 1,5 veces el diámetro de los orificios 134. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede estar comprendida entre 0,5 y 0,9 aproximadamente. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede estar entre 0,5 y 0,9 aproximadamente.

Las Fig. 1N-P ilustran otra realización de una estructura de implante 140 que tiene un lumen central 141 y una pluralidad de lúmenes periféricos 142 que rodean el lumen central 141. Los lúmenes periféricos 142 pueden estar orientados longitudinalmente y pueden estar situados entre el lumen central 141 y cada vértice 143. Como se ilustra, la estructura del implante 140 es triangular y tiene tres vértices 143 y tres lúmenes periféricos 142 que rodean al lumen central 141. En algunas realizaciones, tanto el lumen central 141 como los lúmenes periféricos 142 pueden extenderse a lo largo de toda la longitud de la estructura de implante 140. En otras realizaciones, los lúmenes periféricos 142 no se extienden a lo largo de toda la longitud de la estructura de implante 140, y en su lugar, los lúmenes periféricos 142 terminan antes del extremo distal 144 de la estructura de implante 140. Además, puede incluirse una pluralidad de orificios laterales 145 en la estructura de implante 140. Cada lumen periférico 142 puede estar intersecado por una pluralidad de orificios laterales 145, donde cada orificio lateral 145 se extiende entre dos caras 146 de la estructura de implante con una abertura de orificio lateral 147 en cada una de las dos caras 146. Los orificios laterales 145 pueden extenderse transversalmente a través de la estructura de implante 140 en un ángulo de aproximadamente 60 grados desde las superficies de las caras 146. En algunas realizaciones, cada vértice 143

5 puede estar biselado o redondeado. En algunas realizaciones, el extremo distal 144 de la estructura de implante 140 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, la estructura de implante 140 ilustrada en las Fig. 1N-P tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,63 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,66. En algunas realizaciones, para cargar la estructura del implante 140 con materiales de injerto óseo, el material de injerto óseo se inyecta en los lúmenes periféricos 142, donde el material de injerto óseo llena los lúmenes periféricos y sale por los orificios laterales 145. La inyección del material de injerto óseo puede tener lugar antes, durante o después de la implantación. En algunas realizaciones en las que los lúmenes periféricos 142 se extienden completamente a través de la estructura de implante 140, los extremos distales de los lúmenes periféricos 142 pueden bloquearse o taponarse antes de la inyección del material de injerto óseo.

10 En algunas realizaciones, los lúmenes periféricos 142 tienen un diámetro (D3) de aproximadamente 0,2 veces la anchura (W7) de las caras 146 de la estructura del implante. En algunas realizaciones, los lúmenes periféricos 142 tienen un diámetro mayor o menor que aproximadamente 0,2 veces la anchura de las caras 146 de la estructura del implante. En algunas realizaciones, los lúmenes periféricos 142 pueden tener un diámetro menor que el lumen central 141. En otras realizaciones, los lúmenes periféricos 142 pueden tener un diámetro igual o mayor que el lumen central 141. En algunas realizaciones, los orificios laterales 145 tienen un diámetro (D4) igual o sustancialmente igual al diámetro de los lúmenes periféricos 142. En otras realizaciones, los orificios laterales 145 tienen un diámetro menor o mayor que los diámetros de los lúmenes periféricos 142. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede estar comprendida entre 0,5 y 0,9 aproximadamente. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede estar entre 0,5 y 0,9 aproximadamente.

15 Las Fig. 1Q-S ilustran otra realización de una estructura de implante 150 que tiene un lumen central 151. Cada vértice 152 puede ser biselado o redondeado y puede tener una pluralidad de huecos o cavidades 153 situados en puntos discretos a lo largo de la longitud del vértice 152. Estos huecos 153 se extienden desde el vértice 152 y hacia el lumen central 151, pero no alcanzan el lumen central 151. En algunas realizaciones, los huecos 153 tienen una forma de recorte curvo, que puede corresponder en forma a una porción de un cilindro. En algunas realizaciones, el extremo distal 154 de la estructura de implante 140 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, la estructura de implante 150 ilustrada en las Fig. 1Q-S tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,89 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,86. En algunas realizaciones, para cargar la estructura de implante 150 con materiales de injerto óseo, el material de injerto óseo se aplica externamente a la estructura de implante 150 antes o durante la implantación. Además de recibir los materiales de injerto óseo, los huecos 153 también sirven para eliminar o reducir el efecto de halo en las esquinas.

20 En algunas realizaciones, los huecos 153 pueden tener una longitud (L6) o diámetro de aproximadamente 0,06 de la longitud (L7) del vértice 152. En algunas realizaciones, los huecos 153 pueden tener una longitud o diámetro mayor o menor que aproximadamente 0,06 de la longitud del vértice 152. En algunas realizaciones, los huecos 153 pueden estar separados (S4) de huecos 153 adyacentes en aproximadamente 2/3 de la longitud o diámetro del hueco. En algunas realizaciones, los huecos 153 pueden estar separados de huecos 153 adyacentes por una distancia mayor o menor que aproximadamente 2/3 del diámetro del orificio. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa a la flexión puede estar comprendida entre 0,5 y 0,95 aproximadamente. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede ser al menos de aproximadamente 0,5, 0,6, 0,7, 0,8 o 0,9. En algunas realizaciones, la resistencia relativa al cizallamiento puede estar comprendida entre 0,5 y 0,95 aproximadamente.

25 Las Fig. 1T-V ilustran otra realización de una estructura de implante 160 que tiene un lumen central 161. Cada vértice 162 tiene una ranura 163 que se extiende a lo largo de la longitud del vértice 162. En algunas realizaciones, el extremo distal 164 de la estructura de implante 160 puede ser cónico para facilitar la implantación en el hueso. En algunas realizaciones, la estructura de implante 160 ilustrada en las Fig. 1T-V tiene una resistencia relativa a la flexión de aproximadamente 0,87 y una resistencia relativa al cizallamiento de aproximadamente 0,88. En algunas realizaciones, para cargar la estructura de implante 160 con materiales de injerto óseo, el material de injerto óseo se aplica externamente a la estructura de implante 160 antes o durante la implantación. Además de recibir los materiales de injerto óseo, las ranuras 163 también sirven para eliminar o reducir el efecto de halo en las esquinas.

30 En algunas realizaciones, las ranuras 163 pueden ser recortes de forma circular que discurren a lo largo del vértice 162 y tienen un diámetro (D5) de aproximadamente 0,25 de la anchura de la cara 165 y una longitud de arco de aproximadamente 0,28 de la anchura de la cara 165. En algunas realizaciones, las ranuras 163 pueden tener un diámetro mayor o menor que aproximadamente 0,25 de la anchura de la cara 165. En algunas realizaciones, las ranuras 163 pueden tener una longitud de arco mayor o menor que aproximadamente 0,25 de la anchura de la cara 165.

35 En una realización de una aproximación lateral (ver las Fig. 5, 6 y 7A/B), una o más estructuras de implante 20 se introducen lateralmente a través del ilion, la articulación sacroilíaca y el sacro. Este camino y la colocación resultante de las estructuras de implante 20 se muestran mejor en las Fig. 6 y 7A/B. En la realización ilustrada, tres estructuras

de implante 20 se colocan de esta manera. También en la realización ilustrada, las estructuras de implante 20 son rectilíneas en sección transversal y triangulares en este caso, pero debe apreciarse que pueden utilizarse estructuras de implante 20 de otras secciones transversales. Además, cualquiera de las estructuras de implante descritas anteriormente puede utilizarse en los procedimientos de implantación aquí descritos.

- 5 Antes de emprender un procedimiento de implantación lateral, el médico identifica los segmentos de la articulación sacroilíaca que se van a fijar o fusionar (artrodesar) utilizando, por ejemplo, el test del dedo de Fortin, el empuje de muslo, FABER, Gaenslen, compresión, distracción e inyección diagnóstica de la articulación sacroilíaca.

10 Con la ayuda de las vistas laterales, de entrada y de salida del brazo en C, y con el paciente tumbado en decúbito prono, el médico alinea las muescas ciáticas mayores y después las alas (utilizando la visualización lateral) para proporcionar una posición lateral verdadera. Se realiza una incisión de 3 cm que comienza alineada con la corteza posterior del canal sacro, seguida de una separación roma del tejido hasta el ilion. Desde la vista lateral, el pasador guía 38 (con manguito (no mostrado)) (por ejemplo, un pasador Steinmann) se inicia apoyado en el ilion en una posición inferior a la placa extrema del sacro y justo anterior al canal sacro. En la vista de salida, el pasador guía 38 debe estar paralelo a la placa del extremo del sacro en un ángulo anterior poco profundo (por ejemplo, de 15 a 20
15 grados de la horizontal, como se muestra en la Fig. 7B). En una vista lateral, el pasador guía 38 debe estar posterior a la pared anterior del sacro. En la vista de entrada, el pasador guía 38 no debe violar los agujeros sacros. Esto corresponde en general a la secuencia mostrada diagramáticamente en las Fig. 2A y 2B. Un protector de tejido blando (no mostrado) se desliza deseablemente sobre el pasador guía 38 y firmemente contra el ilion antes de retirar el manguito del pasador guía (no mostrado).

- 20 Sobre el pasador guía 38 (y a través del protector de tejido blando), el orificio piloto 42 es taladrado de la manera descrita previamente, como se muestra diagramáticamente en la FIG. 2C. El orificio piloto 42 atraviesa el ilion, la articulación sacroilíaca y el sacro. A continuación, se retira la broca 40.

25 La brocha con forma 44 se introduce en el orificio piloto 42 sobre el pasador guía 38 (y a través del protector de tejido blando) para crear un orificio brochado 48 con el perfil deseado para la estructura de implante 20, que, en la realización ilustrada, es triangular. Esto corresponde en general a la secuencia que se muestra esquemáticamente en la Fig. 2D. El perfil triangular de la perforación brochada 48 también se muestra en la Fig. 5.

30 Las Fig. 2E y 2F ilustran una realización del montaje de un protector de tejidos blandos o dilatador o manguito de entrega 200 con un manguito de perforador 202, un manguito de pasador guía 204 y un mango 206. En algunas realizaciones, el manguito de perforador 202 y el manguito del pasador guía 204 pueden insertarse dentro del protector de tejido blando 200 para formar un conjunto protector de tejido blando 210 que puede deslizarse sobre el pasador guía 208 hasta que se logre el contacto óseo. El protector de tejido blando 200 puede ser cualquiera de los protectores de tejido blando o dilatadores o manguitos de administración aquí descritos. En algunas realizaciones, un dilatador expandible o un manguito de aplicación 200, tal como se describe en el presente documento, puede utilizarse en lugar de un dilatador de tejido blando convencional. En el caso del dilatador expandible, en algunas
35 realizaciones, el dilatador expandible puede deslizarse sobre el pasador guía y luego expandirse antes de que el manguito de perforador 202 y/o el manguito del pasador guía 204 se inserten dentro del dilatador expandible. En otras realizaciones, la inserción del manguito de perforador 202 y/o del manguito de pasador guía 204 dentro del dilatador expandible puede utilizarse para expandir el dilatador expandible.

40 En algunas realizaciones, puede utilizarse un dilatador para abrir un canal a través del tejido antes de deslizar el conjunto protector de tejido blando 210 sobre el pasador guía. El dilatador o dilatadores pueden colocarse sobre el pasador guía, utilizando, por ejemplo, una pluralidad de dilatadores secuencialmente más grandes o utilizando un dilatador extensible. Una vez que se ha formado el canal a través del tejido, el dilatador o dilatadores pueden retirarse y el conjunto protector de tejido blando puede deslizarse sobre el pasador guía. En algunas realizaciones, el dilatador expandible puede servir como protector del tejido blando después de ser expandido. Por ejemplo, tras la expansión, el manguito de perforador y el manguito del pasador guía pueden insertarse en el dilatador expandible.

45 Como se muestra en las Fig. 5 y 6, una estructura de implante triangular 20 puede ser ahora golpeada a través del protector de tejido blando sobre el pasador guía 38 a través del ilion, a través de la articulación SI, y en el sacro, hasta que el extremo proximal de la estructura de implante 20 esté a ras contra la pared lateral del ilion (ver también las Fig. 7A y 7B). El pasador guía 38 y el protector de tejido blando se retiran, dejando la estructura del implante 20 alojada en el pasaje brochado, a ras de la pared lateral del ilion (véase la Fig. 7A y 7B). En la realización ilustrada, dos estructuras de implante adicionales 20 se implantan de esta manera, como la Fig. 6 mejores espectáculos. En otras realizaciones, los extremos proximales de las estructuras de implante 20 se dejan orgullosos de la pared lateral del ilion, de tal manera que se extienden 1, 2, 3 o 4 mm fuera del ilion. Esto asegura que los implantes 1020 se enganchen a la porción cortical dura del ilion en lugar de sólo a la porción esponjosa más blanda, a través de la cual
50 podrían migrar si no hubiera un soporte estructural de hueso cortical duro. El hueso cortical duro también puede soportar las cargas o fuerzas típicamente ejercidas sobre el hueso por el implante 1020.

55 Las estructuras de implante 20 se dimensionan en función de la anatomía local. Para la articulación SI, las estructuras de implante representativas 20 pueden variar en tamaño, dependiendo de la anatomía local, desde unos 35 mm a unos 70 mm de longitud, y unos 7 mm de diámetro inscrito (es decir, un triángulo que tiene una altura de

- unos 10,5 mm y una base de unos 12 mm). En general, los profesionales médicos pueden comprender la morfología de las estructuras locales utilizando libros de texto de anatomía esquelética humana junto con sus conocimientos sobre el lugar y su enfermedad o lesión. El médico también puede determinar las dimensiones de la estructura del implante 20 basándose en un análisis previo de la morfología del hueso objetivo utilizando, por ejemplo, radiografías simples, radiografías fluoroscópicas, resonancias magnéticas o tomografías computarizadas.
- Utilizando un enfoque lateral, una o más estructuras de implante 20 pueden insertarse individualmente de forma mínimamente invasiva a través de la articulación sacroilíaca, como se ha descrito. Para ello pueden utilizarse herramientas convencionales de acceso a los tejidos, obturadores, cánulas y/o taladros. Alternativamente, las novedosas herramientas de acceso a los tejidos descritas anteriormente y en la solicitud co-pendiente Solicitud de EE.UU. n.º 61/609.043, titulada "TISSUE DILATOR AND PROTECTOR" y presentada el 9 de marzo de 2012 también pueden utilizarse. No se requiere preparación de la articulación, eliminación del cartílago o raspado antes de la formación de la vía de inserción o la inserción de las estructuras de implante 20, por lo que se puede formar una vía de inserción mínimamente invasiva con un tamaño aproximado al diámetro exterior máximo de las estructuras de implante 20 o en torno a él.
- Las estructuras de implante 20 pueden obviar la necesidad de material de injerto óseo autólogo, tornillos y/o varillas adicionales, tornillos de anclaje modulares huecos, tornillos de compresión canulados, jaulas roscadas dentro de la articulación o tornillos de fijación de fracturas. Aún así, a discreción del médico, puede utilizarse material de injerto óseo y otros instrumentos de fijación en combinación con las estructuras de implante 20.
- En un procedimiento representativo, pueden utilizarse de una a seis, o quizás hasta ocho, estructuras de implante 20, dependiendo del tamaño del paciente y del tamaño de las estructuras de implante 20. Tras la instalación, se aconsejará al paciente que evite o reduzca la carga de la articulación sacroilíaca mientras se produce la fusión. Puede ser un periodo de seis a doce semanas o más, dependiendo de la salud del paciente y de su cumplimiento del protocolo postoperatorio.
- Las estructuras de implante 20 posibilitan técnicas quirúrgicas menos invasivas que la cirugía abierta tradicional, sin necesidad de extirpar grandes cantidades de tejido blando. El enfoque lateral de la articulación sacroilíaca proporciona un enfoque quirúrgico sencillo que complementa las técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas. El perfil y el diseño de las estructuras del implante 20 minimizan o reducen la rotación y la micromovilidad. Las estructuras de implante rígidas 20 de aleación de titanio proporcionan una estabilidad postoperatoria inmediata de la articulación sacroilíaca. Una región de crecimiento óseo 24 que comprende un recubrimiento poroso de plasma pulverizado con superficies irregulares, soporta la fijación/fusión ósea estable. Las estructuras del implante 20 y los enfoques quirúrgicos hacen posible la colocación de mayores áreas de superficie de fusión diseñadas para maximizar la capacidad de carga posquirúrgica y proporcionar un implante biomecánicamente riguroso diseñado específicamente para estabilizar la articulación sacroilíaca sometida a grandes cargas.
- En algunas realizaciones, como se ilustra en las Fig. 8A y 8B, la estructura de implante 800 puede tener un perfil de sección transversal rectilínea formado por una pluralidad de paredes 802 que tienen un grosor de aproximadamente 2 a 3 mm, o de 1 a 5 mm, o inferior a aproximadamente 5, 4, 3 o 2 mm. En algunas realizaciones, el perfil de sección transversal rectilínea puede ser triangular, cuadrado o rectangular. En algunas realizaciones, la estructura de implante 800 puede tener un perfil de sección transversal sustancialmente rectilíneo formado por una pluralidad de ápices que están unidos entre sí por una pluralidad de paredes. La estructura de pared delgada del implante 800 puede avanzar a través del hueso sin apenas preparación ósea. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la estructura de implante 800 puede introducirse en el hueso sin formar primero un orificio con la forma de la estructura de implante 800. En algunas realizaciones, el extremo distal 804 de la estructura de implante 800 puede estar afilado y/o tener bordes cortantes como un cincel para facilitar el corte del hueso a medida que avanza la estructura de implante 800. En algunas realizaciones, se puede utilizar un osteótomo para cortar el hueso antes de insertar la estructura de implante 800 en el hueso. Por ejemplo, un osteótomo como el descrito en la Solicitud provisional de EE.UU. 61/800.966, titulada "SYSTEMS AND METHODS FOR REMOVING AN IMPLANT" y presentada el 15 de marzo de 2013, puede adaptarse para precortar el hueso a fin de facilitar la inserción de la estructura de implante 800 sin formar un orificio completo. En algunas realizaciones, puede formarse un orificio como se ha descrito anteriormente, y la estructura de implante 800 puede entonces insertarse en el orificio.
- En algunas realizaciones, como se ilustra en las Fig. 8A y 8B, la porción distal de la pluralidad de paredes 802 que forman la estructura de implante 800 puede tener fenestraciones 806. Por ejemplo, la porción distal de la estructura de implante 800 que está configurada para incrustarse en el sacro o segundo segmento óseo puede estar fenestrada, mientras que la porción proximal de la estructura de implante 800 que está configurada para incrustarse en el ilion o primer segmento óseo puede estar libre de fenestraciones. En otras realizaciones, la porción proximal de la estructura de implante 800 puede estar fenestrada mientras que la porción distal de la estructura de implante 800 puede estar libre de fenestración. En otras realizaciones, como se ilustra en las Fig. 9A y 9B y las demás realizaciones aquí descritas, las fenestraciones pueden distribuirse por toda la cara de cada pared o lado de la estructura del implante. En algunas realizaciones, la concentración o el número de fenestraciones puede ser mayor en una parte de la estructura del implante que en la otra.

5 En algunas realizaciones, como se ilustra en las Fig. 8A y 8B, las fenestraciones 806 pueden tener forma ovalada o circular o curvilínea, de manera que las fenestraciones 806 no tengan esquinas. En algunas realizaciones, las fenestraciones 806 pueden estar escalonadas, dispuestas aleatoriamente, o distribuidas de otra manera en un patrón no alineado a través de cada pared 802. Por ejemplo, en algunas realizaciones, cada fila longitudinal de fenestraciones puede estar escalonada o desplazada con respecto a las filas longitudinales de fenestraciones adyacentes. En algunas realizaciones, las fenestraciones pueden alternativamente o adicionalmente estar escalonadas a lo largo del eje longitudinal de la estructura de implante 800. Esta disposición no alineada de las fenestraciones puede proporcionar a la estructura del implante una mayor resistencia estructural.

10 En algunas realizaciones, la estructura de implante 800 puede tener el tamaño de cualquier otra estructura de implante descrita en el presente documento. En algunas realizaciones, la estructura de implante 800 puede dimensionarse de modo que la estructura de implante 800 tenga paredes que inscriban un círculo con un diámetro de unos 8 mm, o entre unos 4 y 12 mm, como se ilustra en la Fig. 8B. En algunas realizaciones, la estructura de implante 800 puede dimensionarse de forma que la pared inscriba un círculo con un diámetro igual o aproximadamente igual al diámetro de un pasador guía. En algunas realizaciones, la estructura de implante 800 puede tener un extremo proximal 808 que tiene una tapa 810 con una abertura circular 812 que permite el paso de un pasador guía.

20 En algunas realizaciones, como se ilustra en las Fig. 9A y 9B, la estructura del implante 900 puede ser similar a la realización descrita en la Fig. 8A y 8B excepto que las fenestraciones 902 están distribuidas uniformemente a través de las caras de la estructura del implante. La Fig. 9B ilustra el crecimiento óseo dentro y/o a través de las fenestraciones 902 y el lumen de la estructura de implante 900. En algunas realizaciones, el hueso ilustrado dentro del lumen de la estructura de implante 900 puede ser hueso nativo que permanece después de que la estructura de implante 900 se introduce en el hueso, es decir, un implante de autoinjerto. En algunas realizaciones, el lumen de la estructura de implante 900 ilustrada en las Fig. 9A y 9B, así como las demás estructuras de implante descritas en el presente documento, pueden rellenarse con material óseo y/o una ayuda biológica como hueso morselizado, hueso de aloinjerto, hueso de autoinjerto, hidroxapatita, proteína morfogenética ósea y similares para promover el crecimiento óseo dentro de la estructura de implante 900. Esto puede ser apropiado cuando la estructura de implante 900 se inserta en un orificio de tal manera que después de la implantación, el lumen de la estructura de implante 900 está vacío o sustancialmente vacío y puede rellenarse con materiales promotores del crecimiento óseo. Además, como se ha descrito anteriormente, la superficie interior y/o la superficie exterior de la estructura del implante puede ser rugosa y/o recubierta, utilizando un proceso de recubrimiento por plasma, por ejemplo, para proporcionar una superficie porosa o rugosa.

30 Los términos "aproximadamente" y "aproximadamente" y similares pueden significar dentro del 10, 20 o 30 % del valor o rango establecido.

35 Las variaciones y modificaciones de los dispositivos aquí descritos serán fácilmente evidentes para los expertos en la materia. Como tal, debe entenderse que la descripción detallada anterior y las ilustraciones que la acompañan, se hacen con fines de claridad y comprensión, y no pretenden limitar el alcance de la invención, que se define por las reivindicaciones adjuntas. Cualquier característica descrita en cualquiera de las realizaciones aquí descritas puede combinarse con cualquier otra característica de cualquiera de las otras realizaciones, ya sean preferentes o no.

40 Se entiende que los ejemplos y las realizaciones descritos en el presente documento tienen únicamente fines ilustrativos y que se sugerirán diversas modificaciones o cambios a la luz de los mismos a los expertos en la materia, que se incluirán en el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un implante (110, 900) para fijación ósea, que comprende: un cuerpo alargado que tiene un eje longitudinal y una sección transversal triangular transversal al eje longitudinal, tres caras (113), una pluralidad de vértices (114) que unen las tres caras, y una pluralidad de huecos (122, 145) con aberturas en las tres caras, en el que:
 - 5 el cuerpo alargado comprende además un lumen central (111) que se extiende a lo largo del eje longitudinal del cuerpo alargado,
caracterizado porque
la pluralidad de huecos no se extiende hasta el lumen central, y
 - 10 el implante tiene una resistencia a la flexión o una resistencia al cizallamiento de 0,5 a 0,9 en relación con un implante de referencia que está canulado pero que por lo demás es sólido y que tiene una resistencia a la flexión de 1,00 y una resistencia al cizallamiento de 1,00.
2. El implante de la reivindicación 1, en el que la pluralidad de huecos (122, 145) son ranuras.

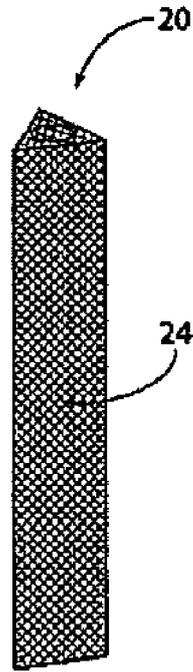


FIG. 1A

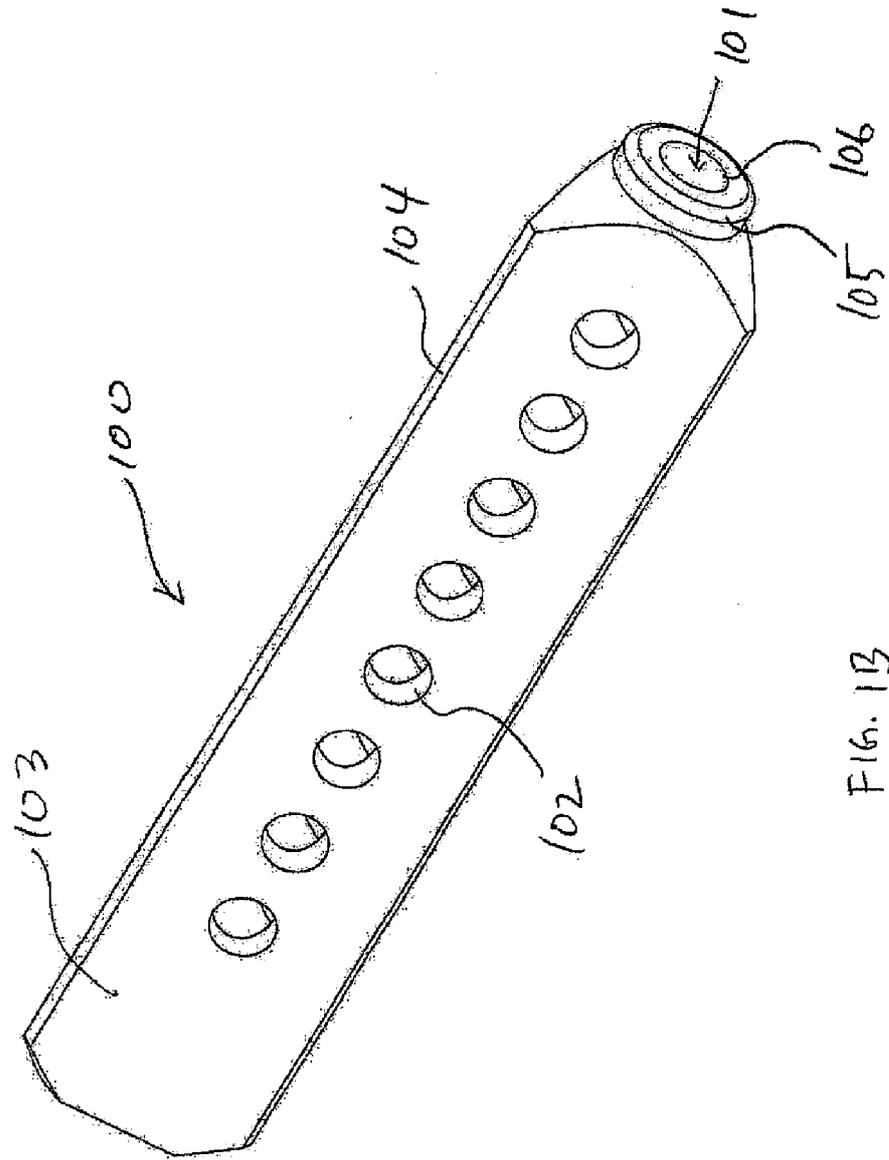


FIG. 1B

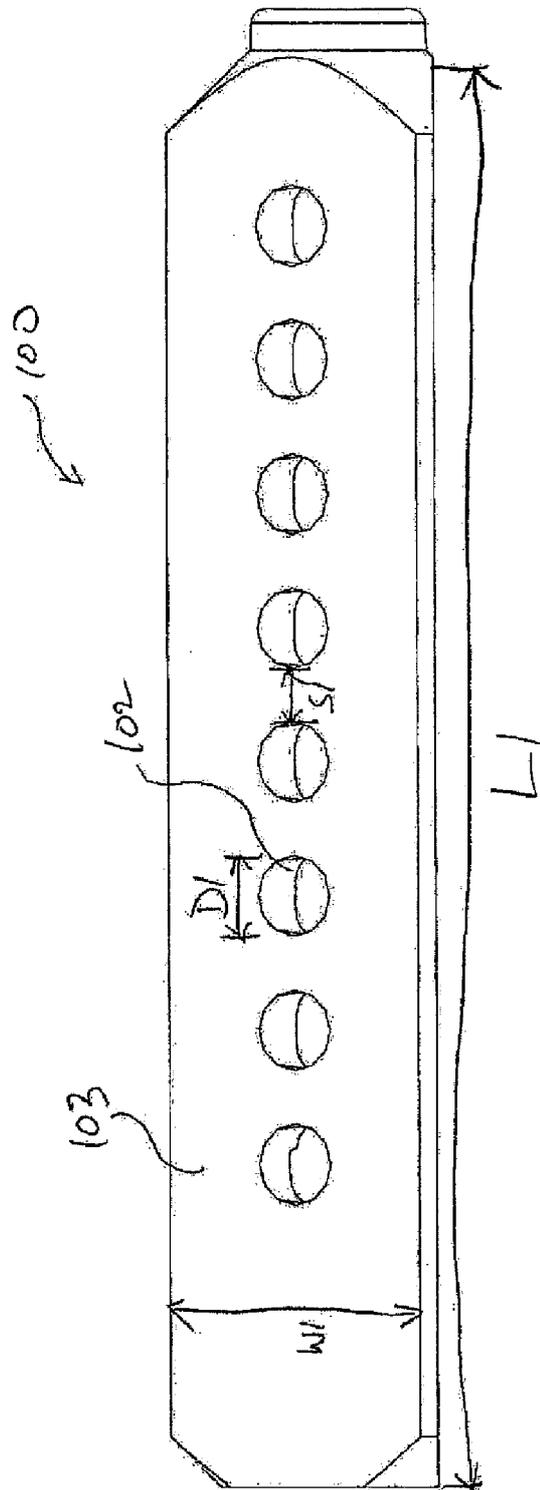


FIG. 1C

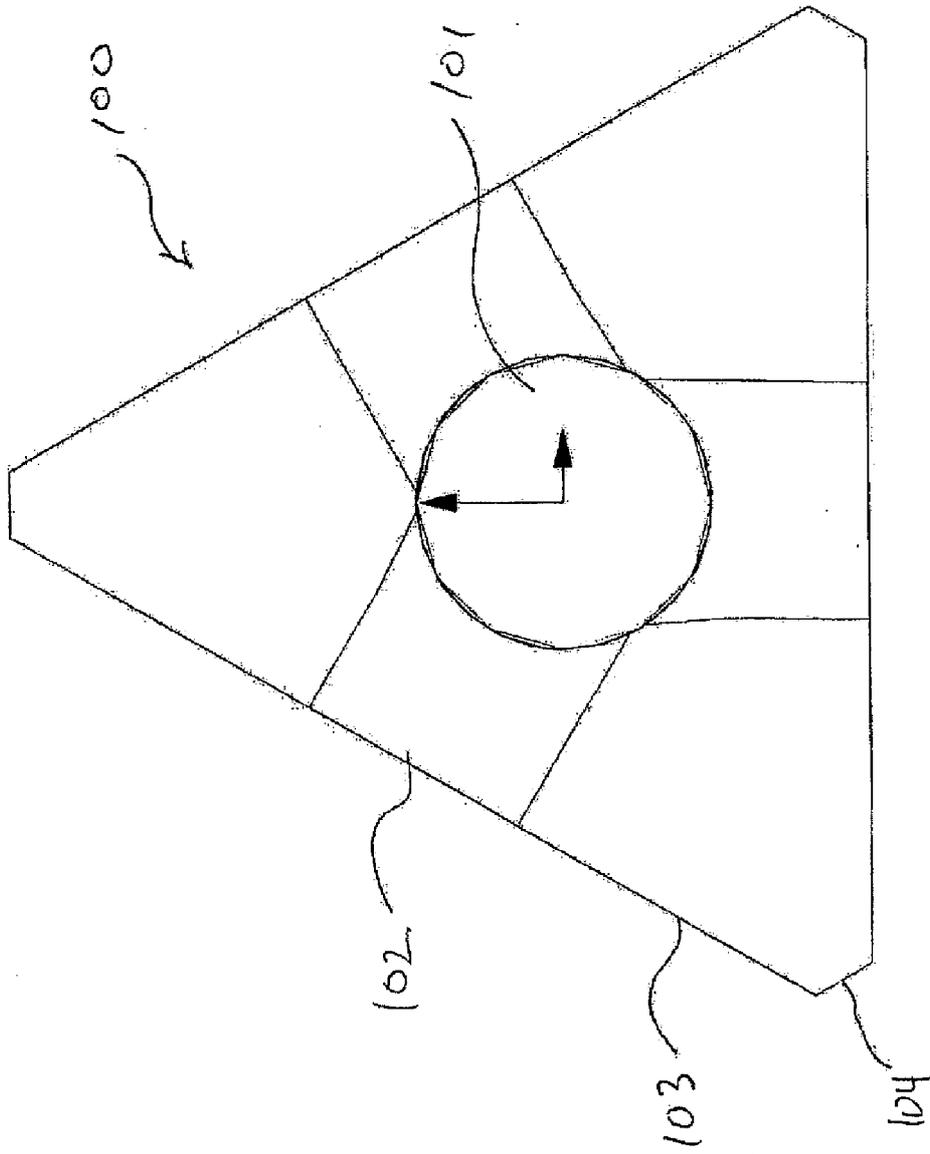


Fig. 1D

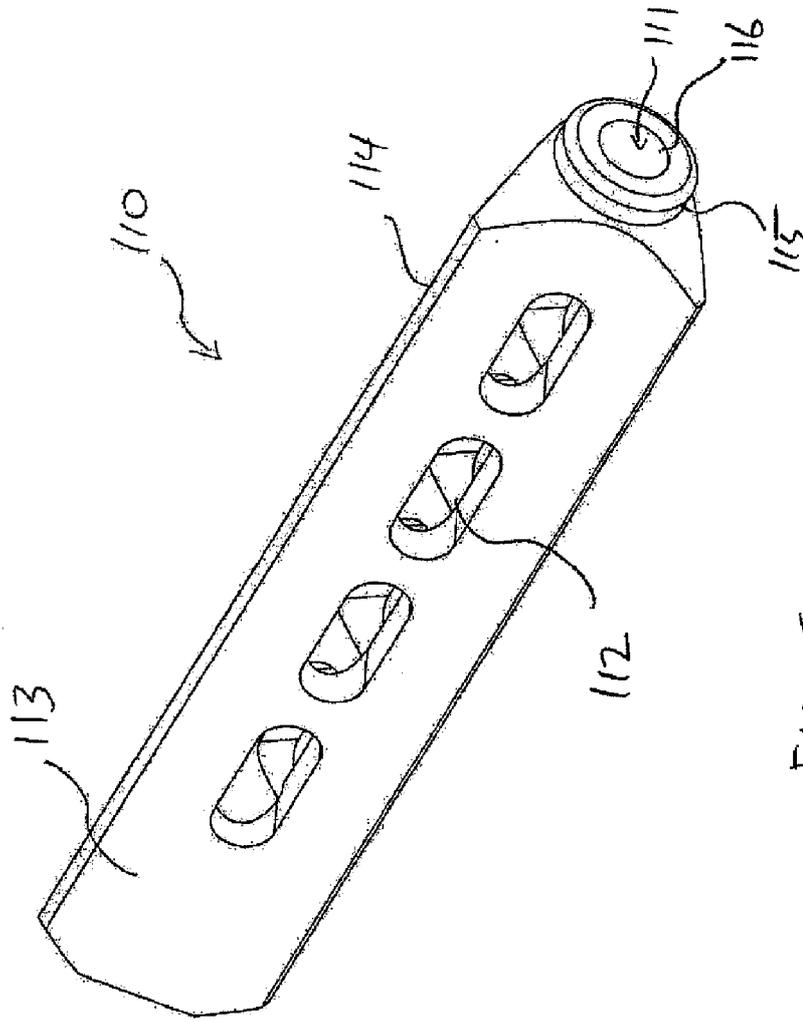


FIG. 1E

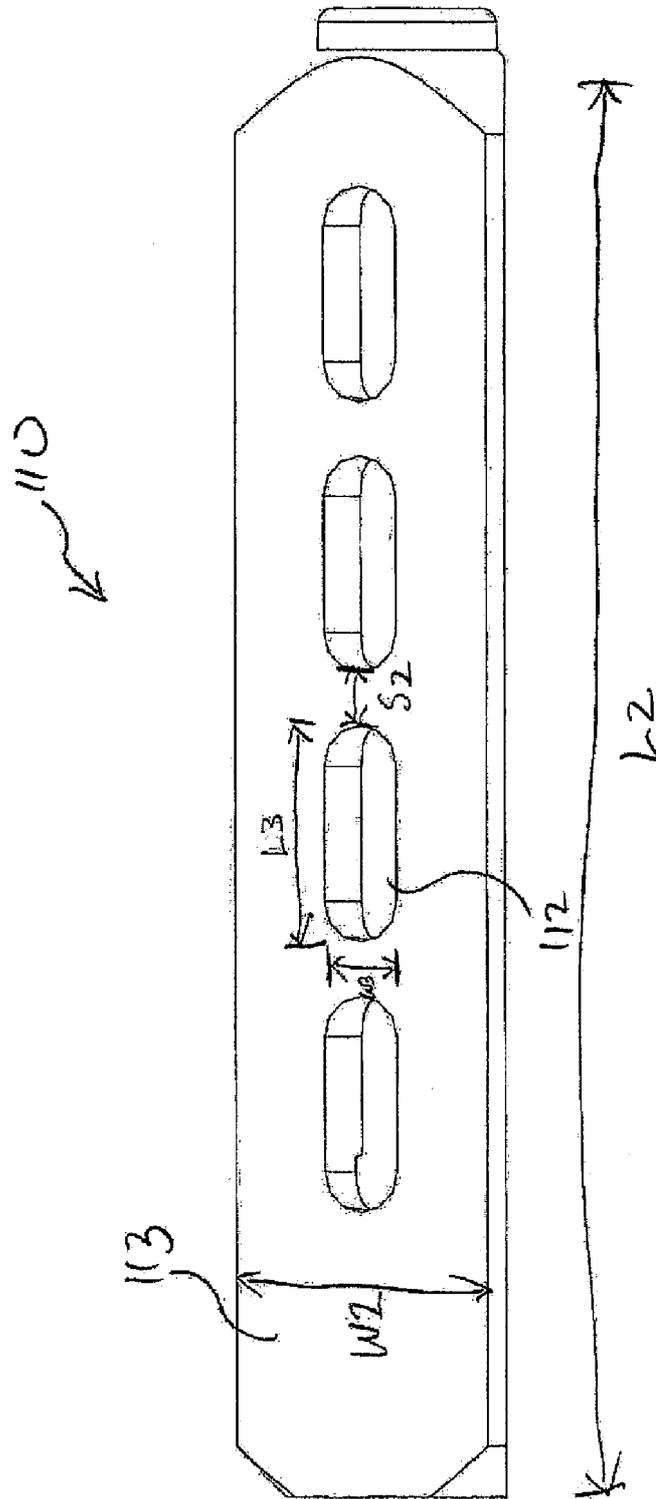


FIG. 1F

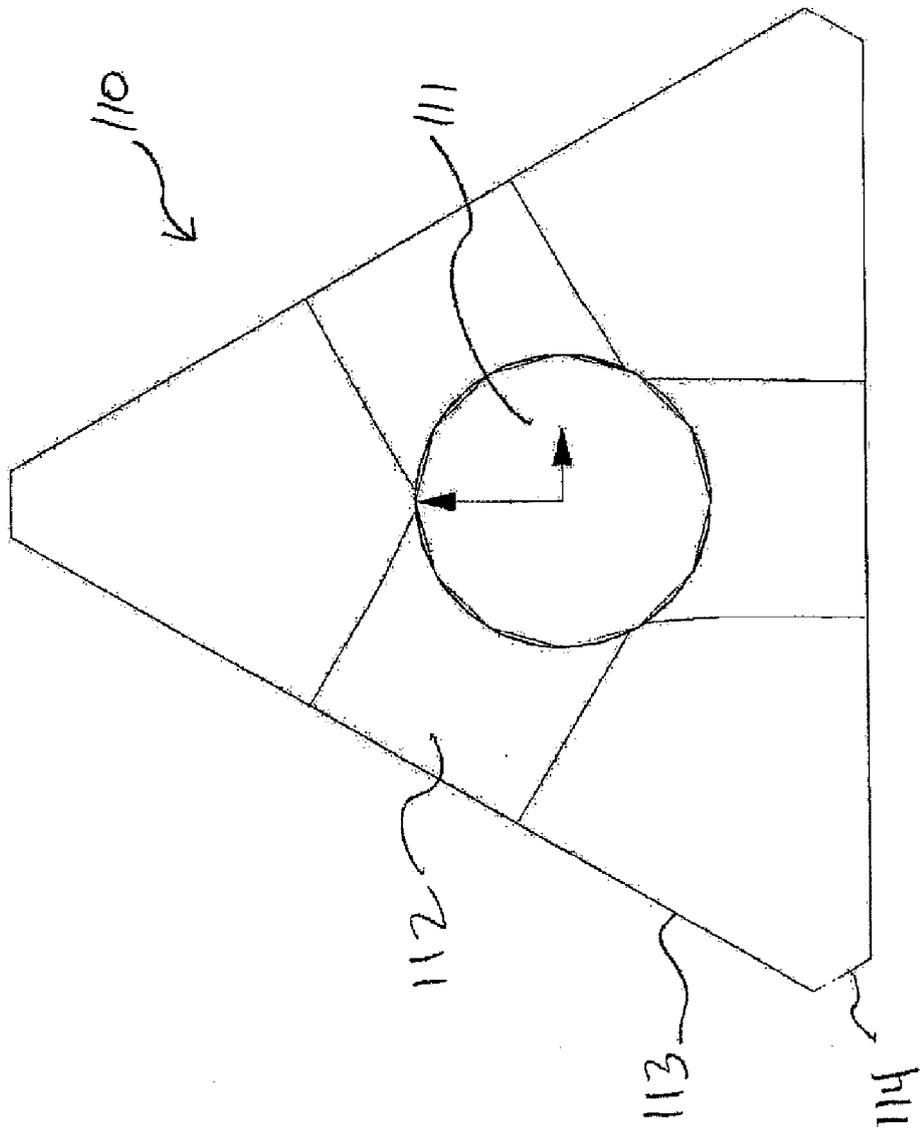


FIG. 16

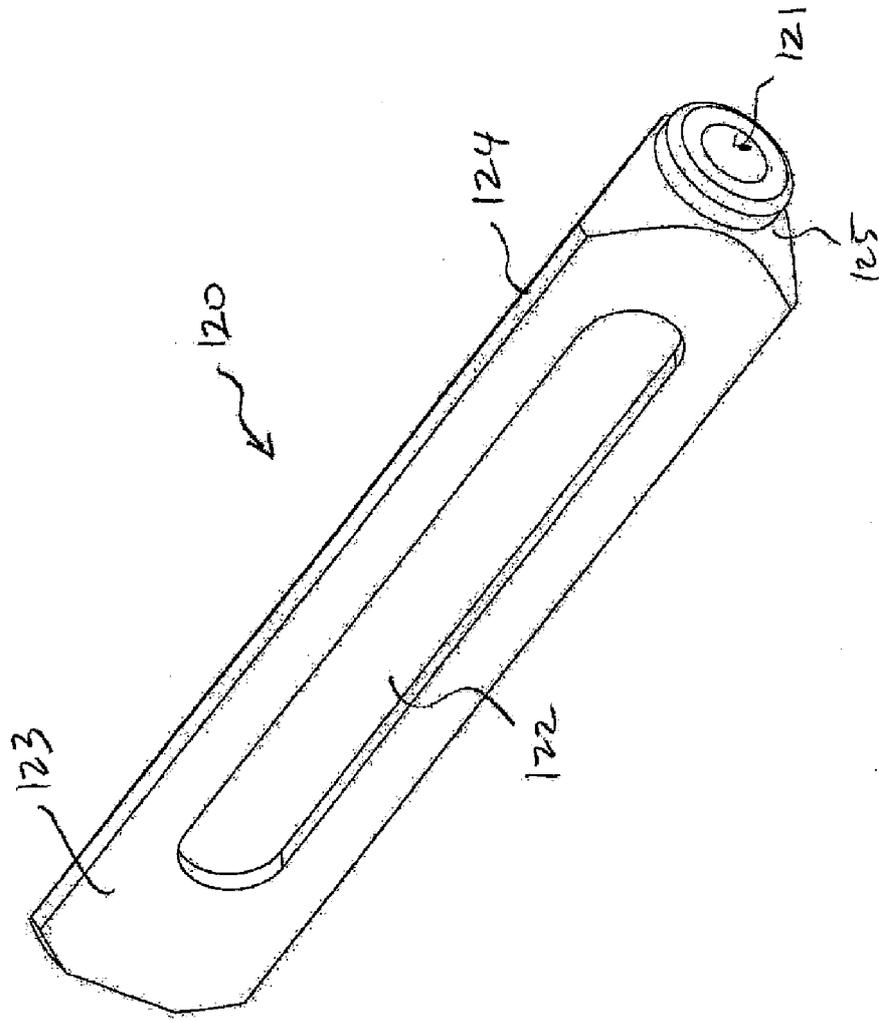


FIG. 1H

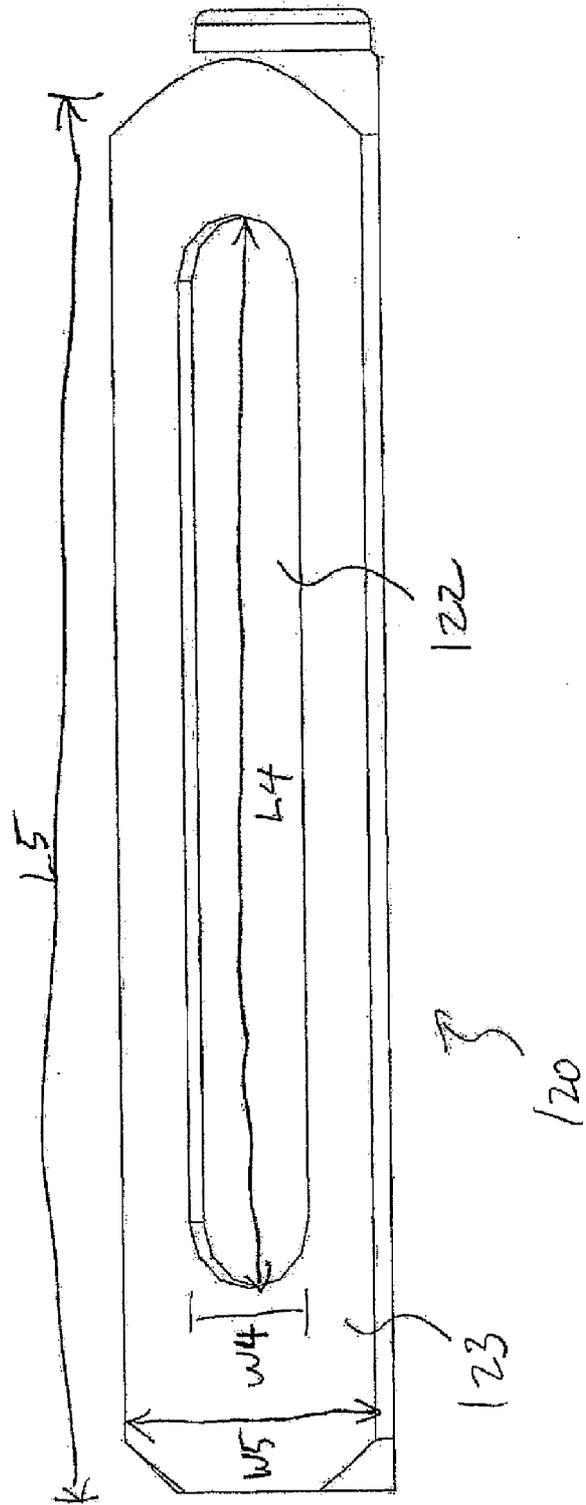


FIG. 11

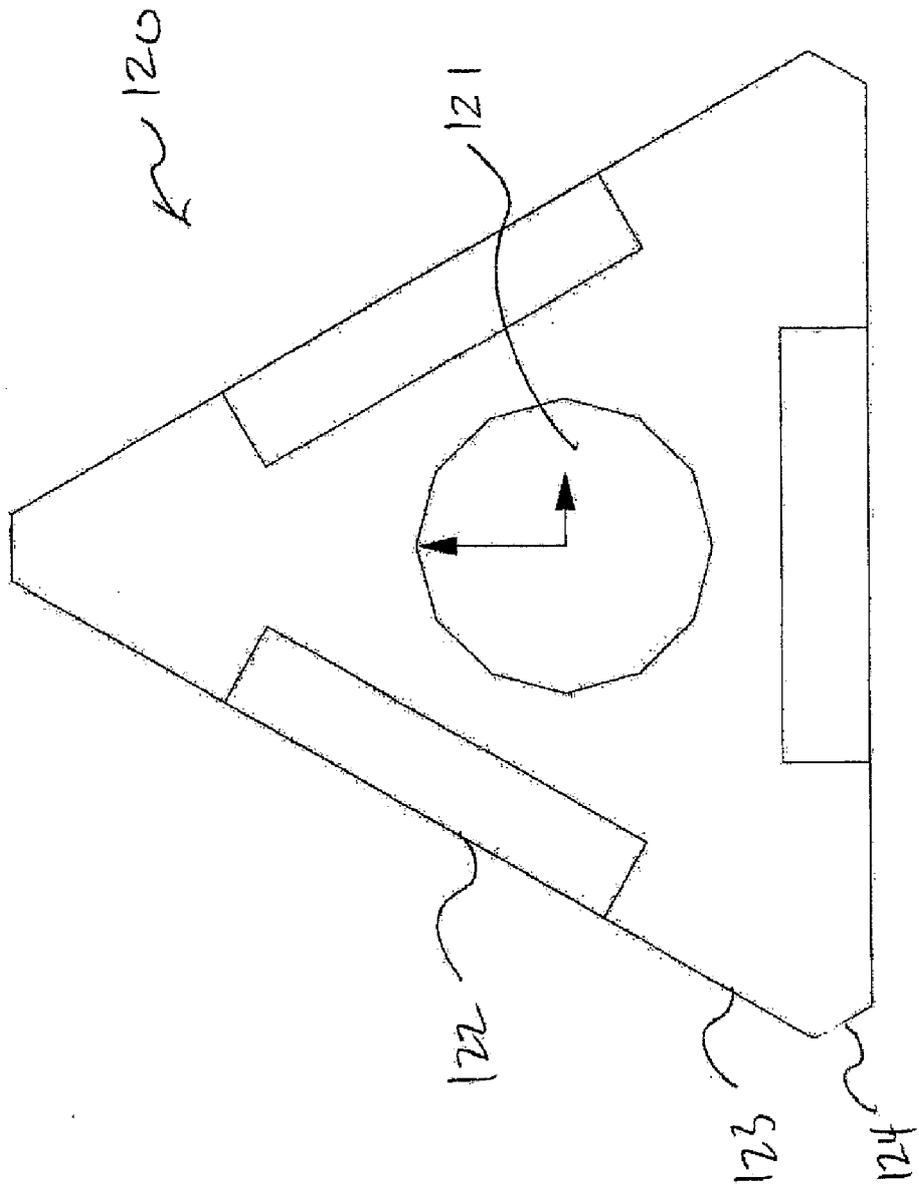


FIG. 13

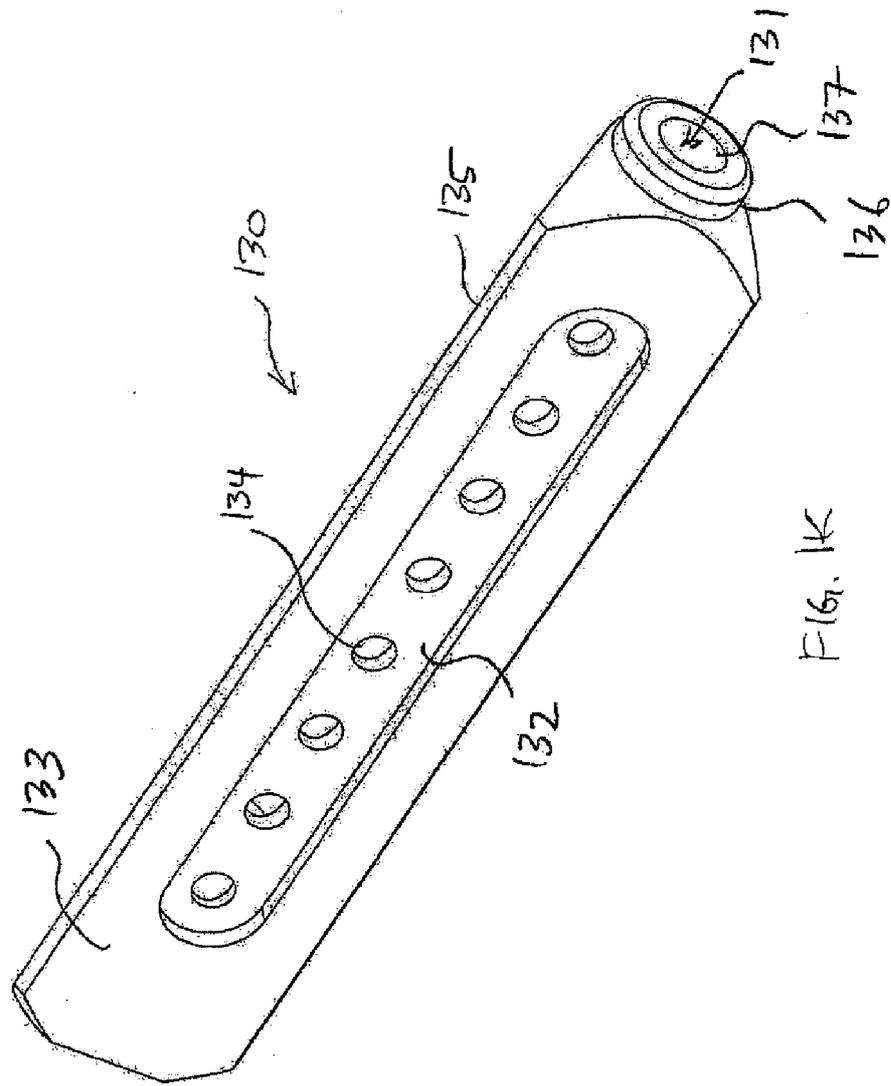


FIG. 1K

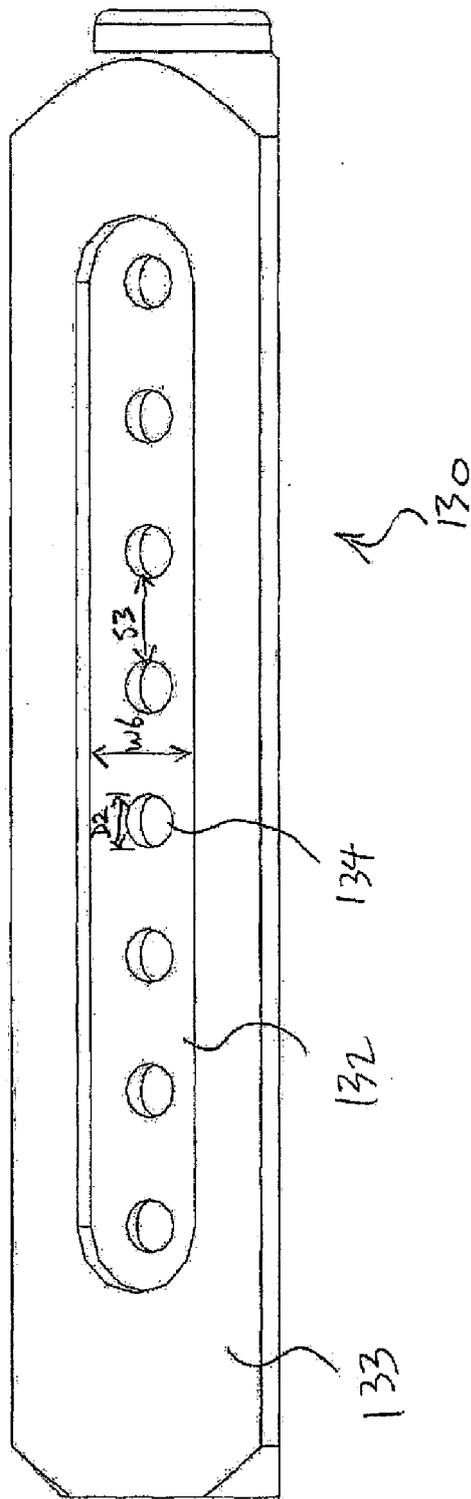
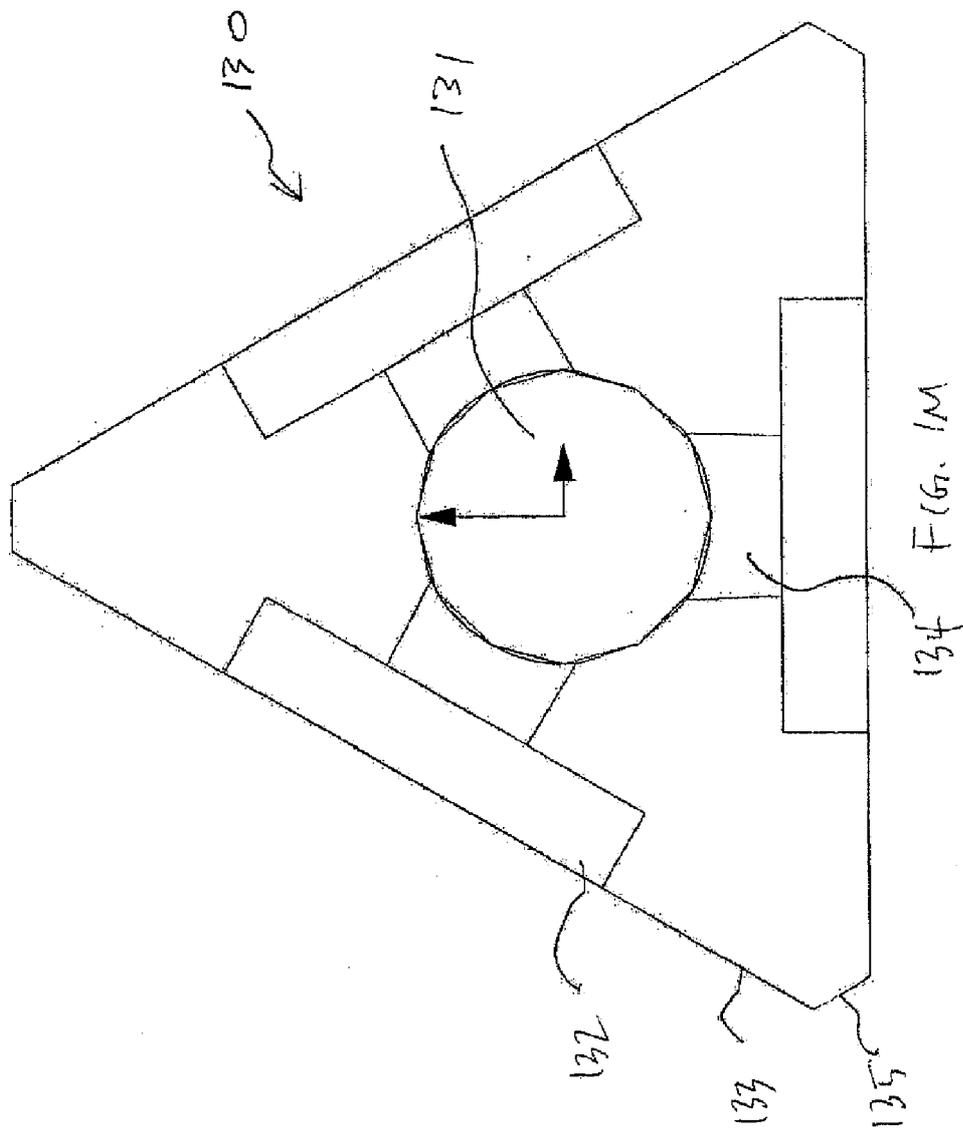
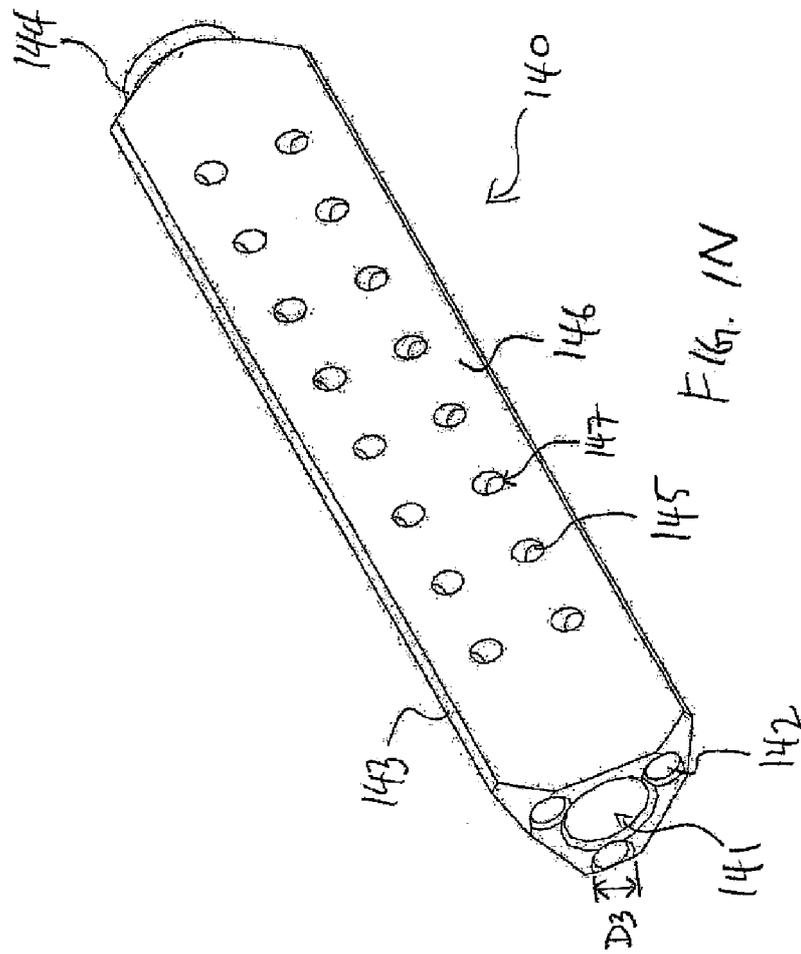


FIG. 1L





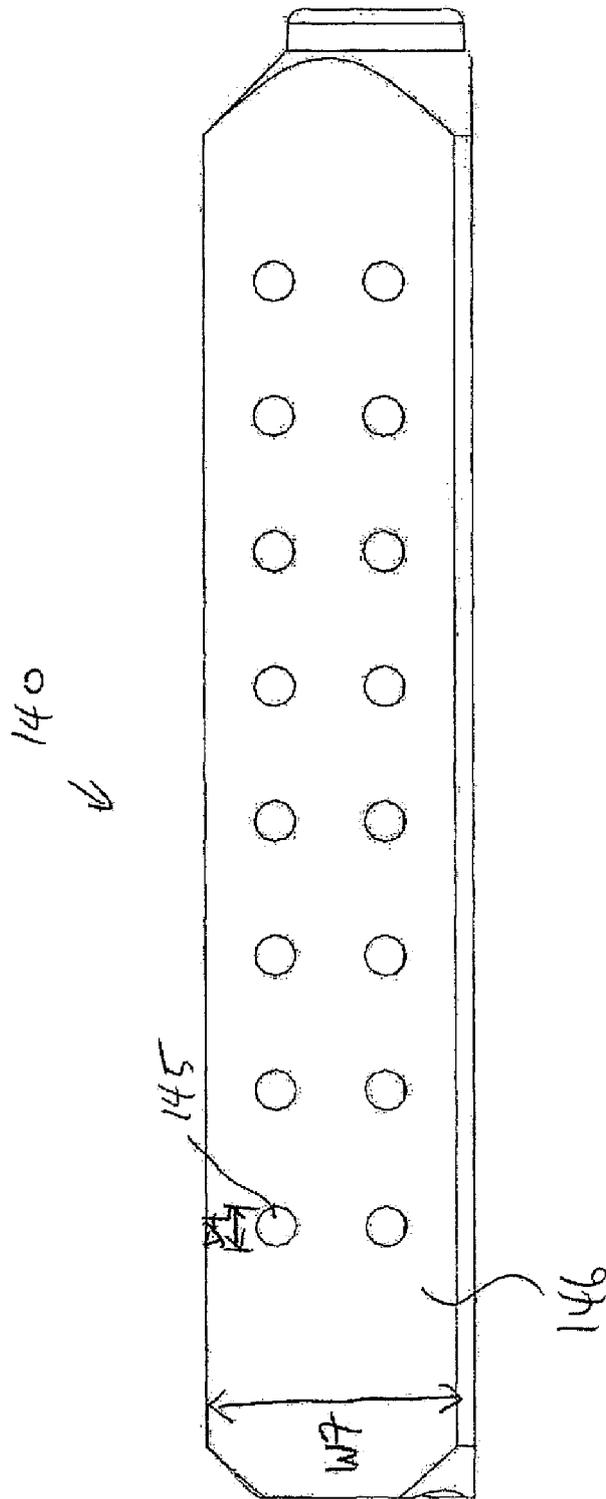


Fig. 10

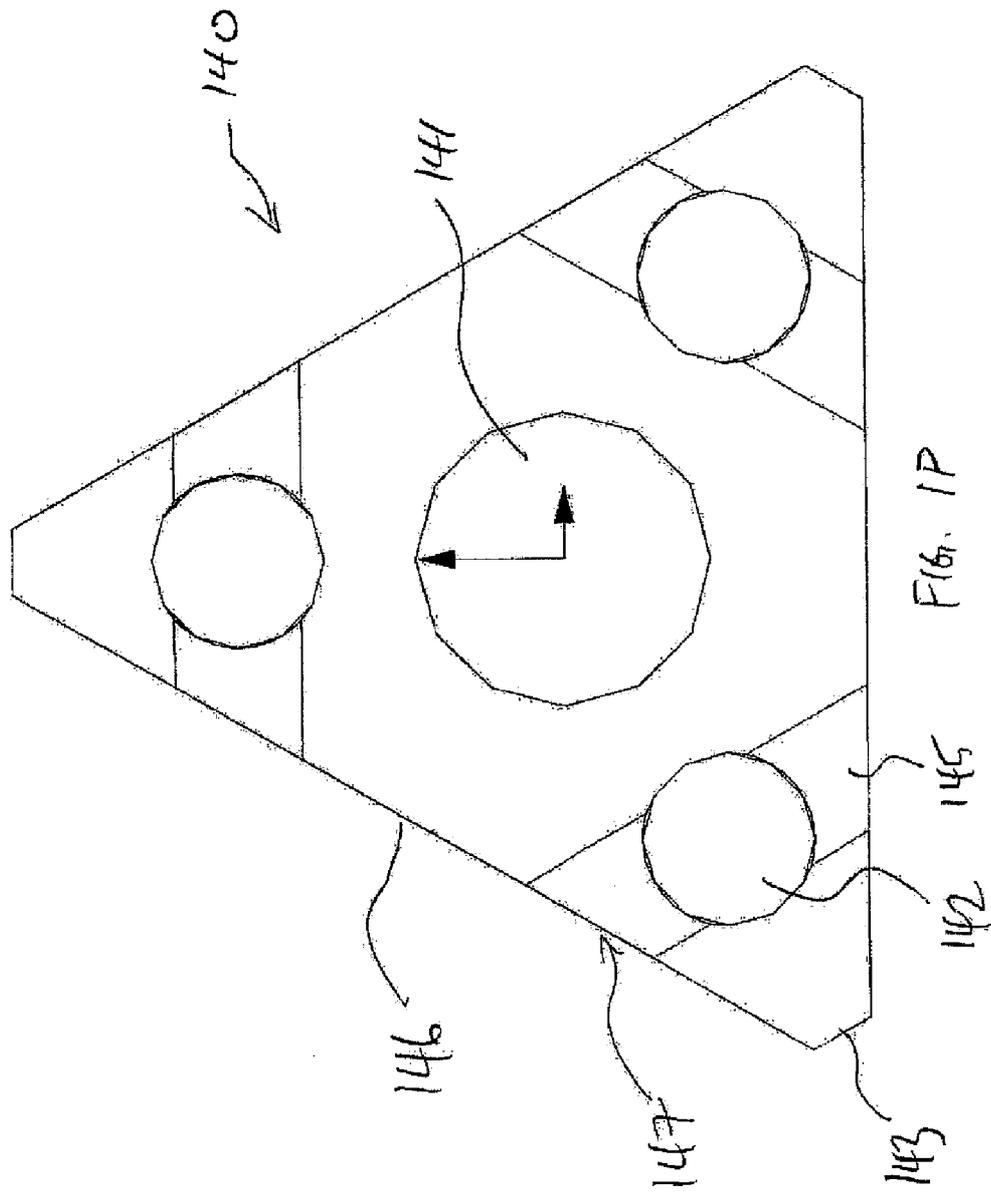


FIG. 1P

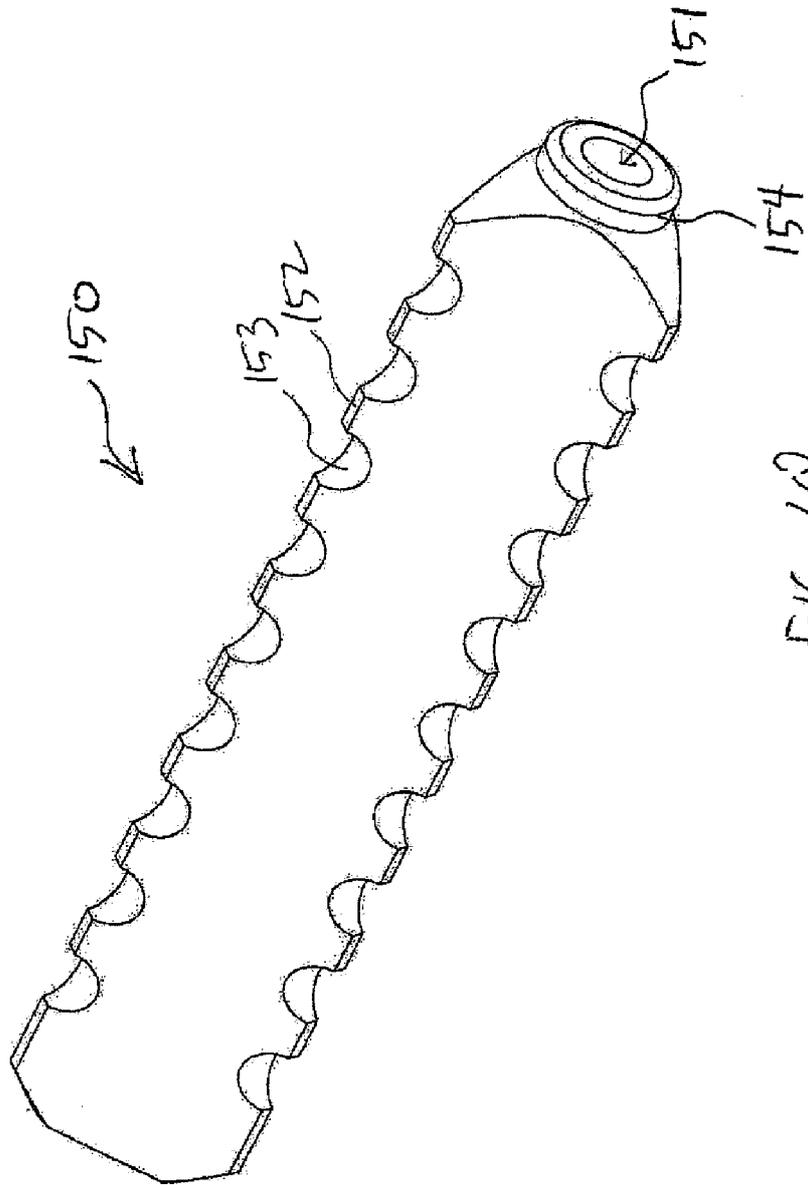


FIG. 10

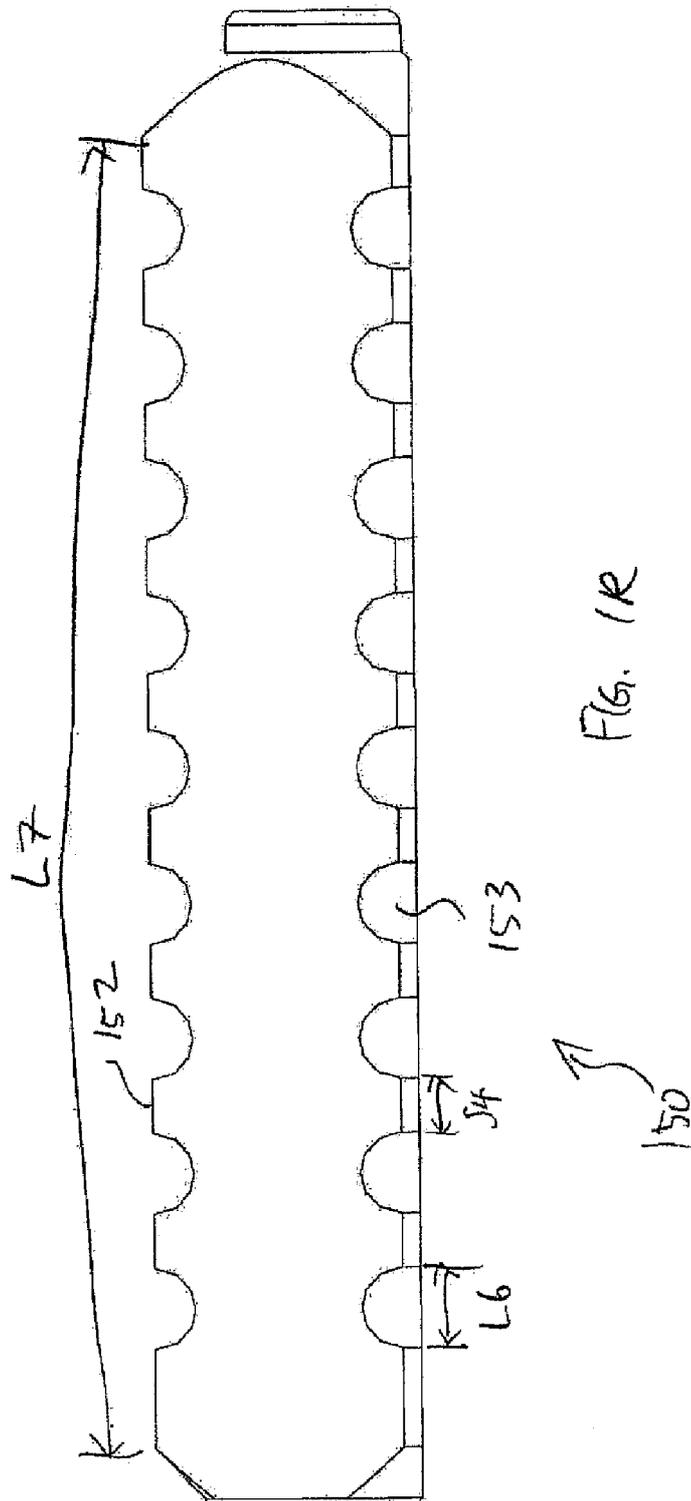


FIG. 1R

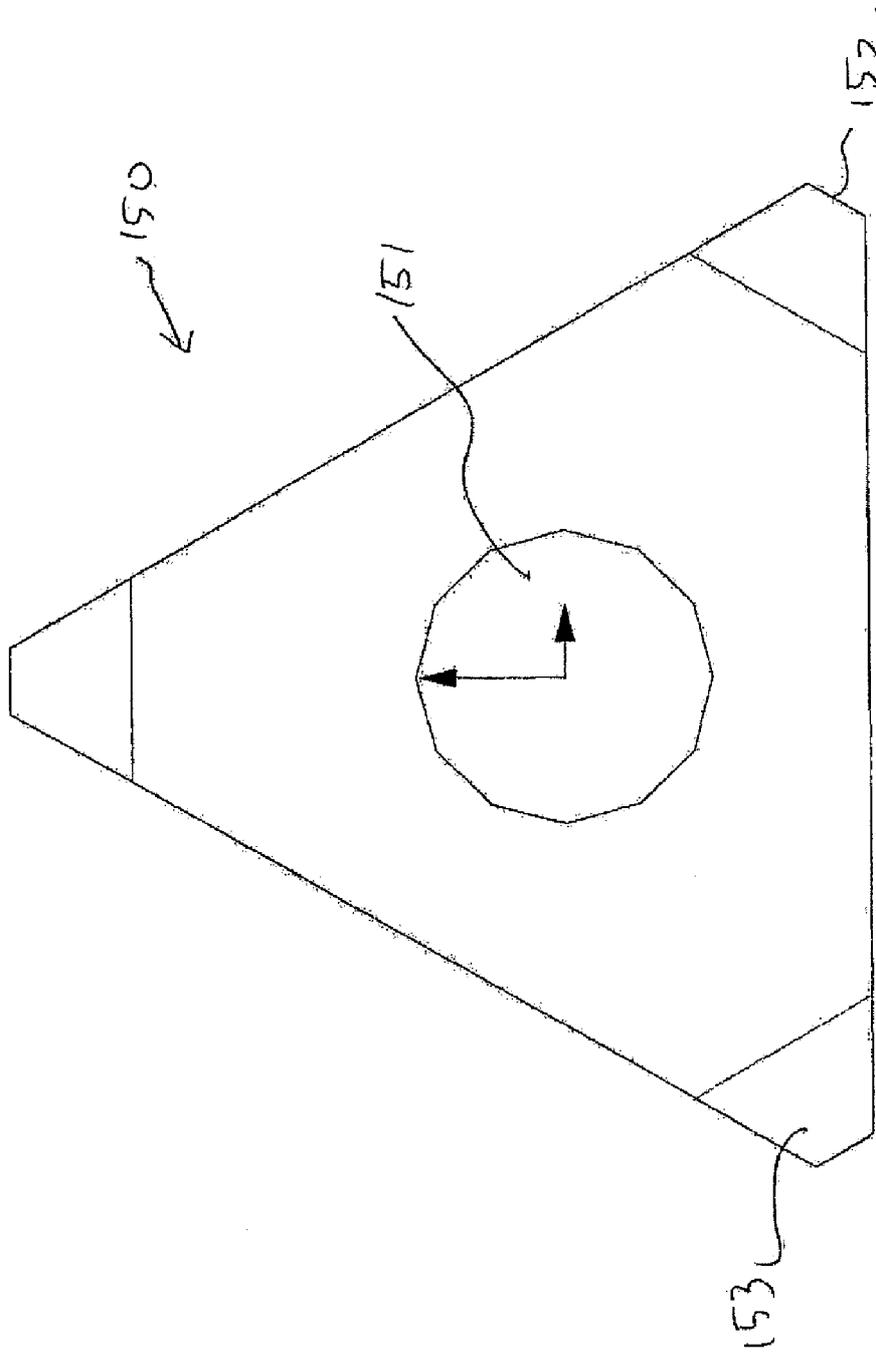


Fig. 15

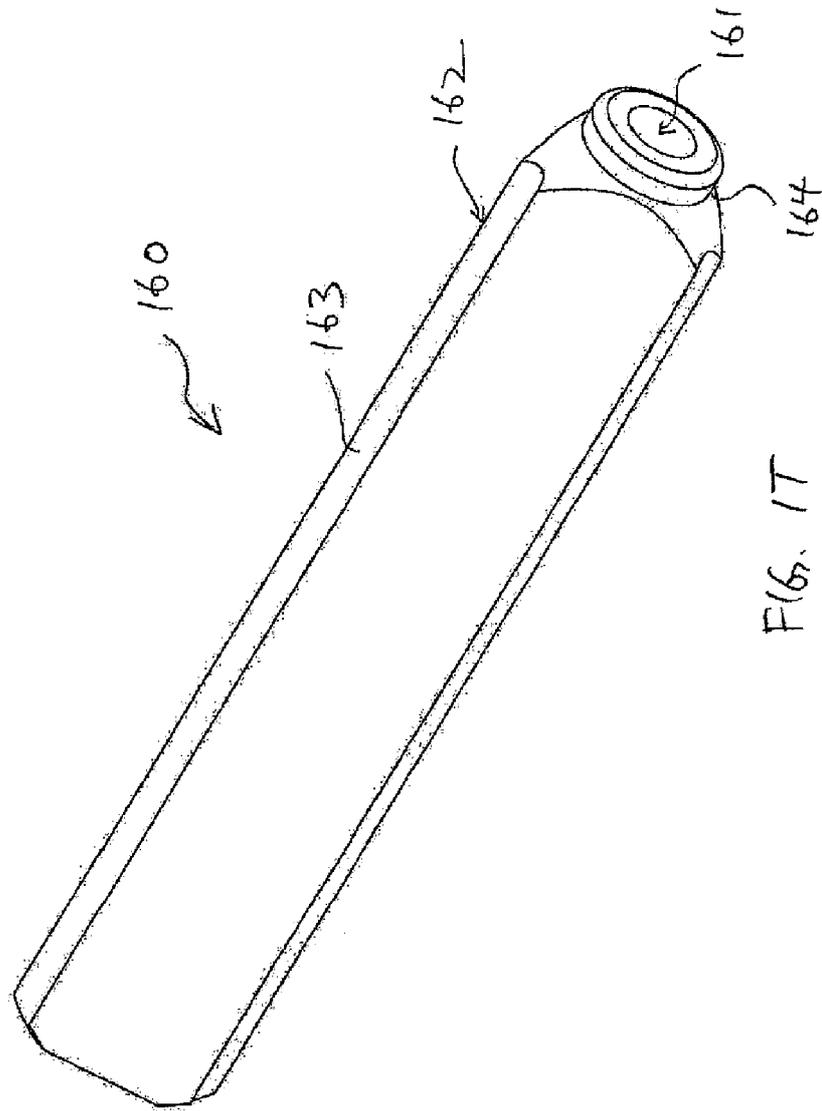


FIG. 17

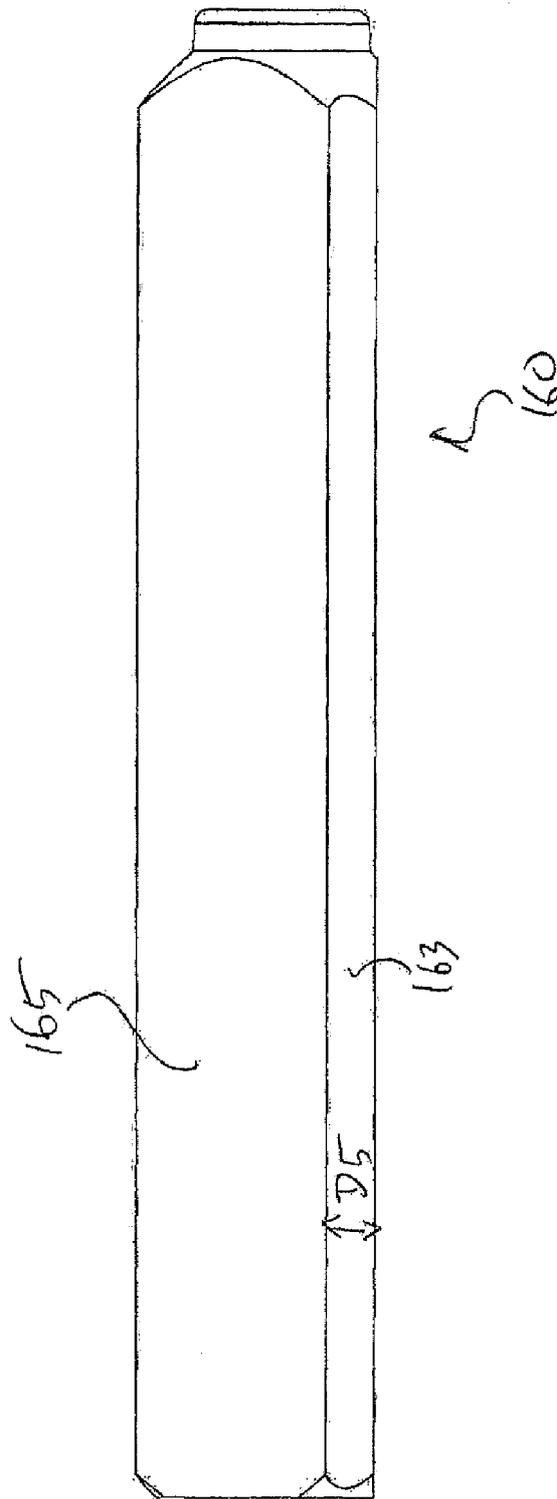


Fig. 1 U

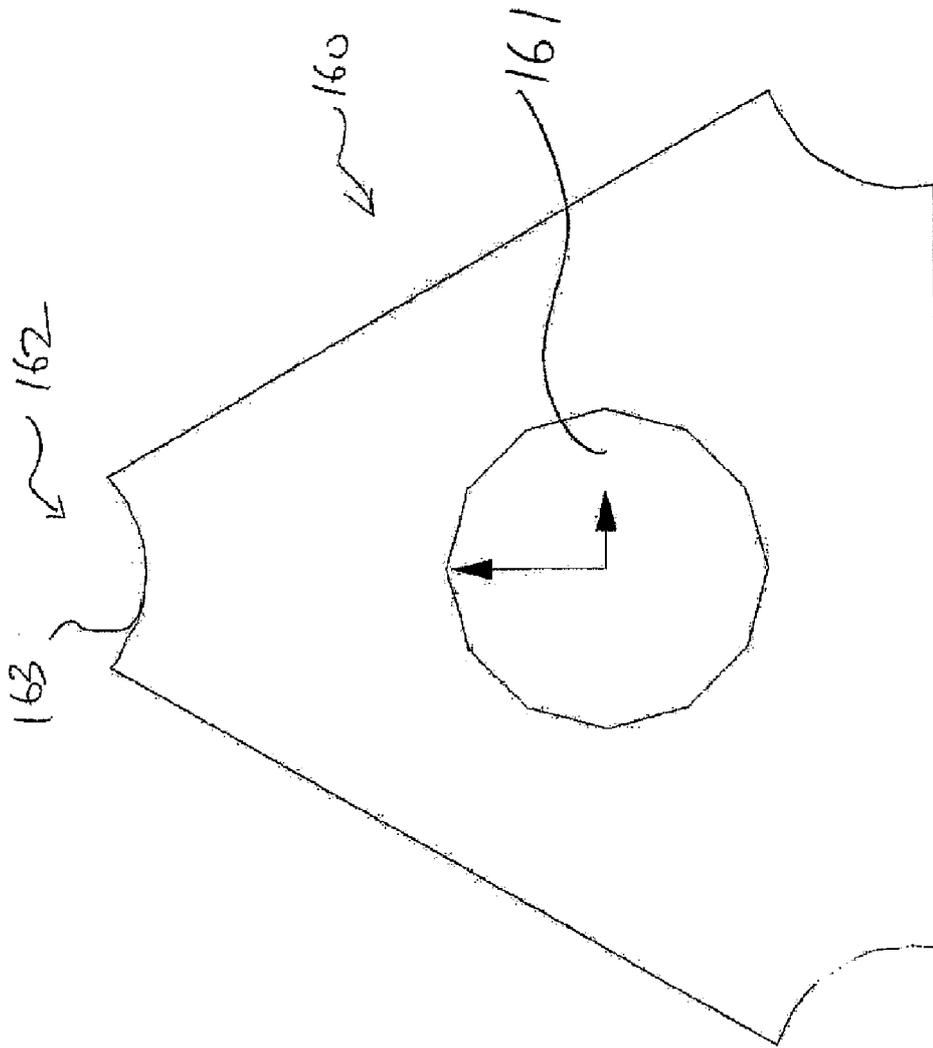


Fig. 1V

FIG. 2A

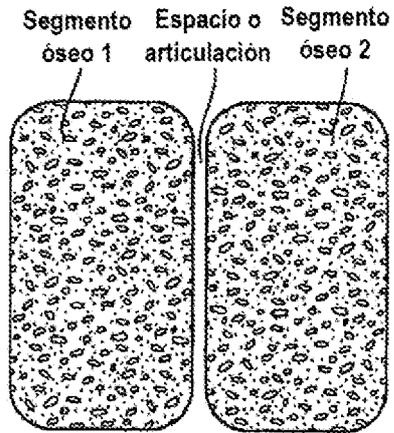


FIG. 2B

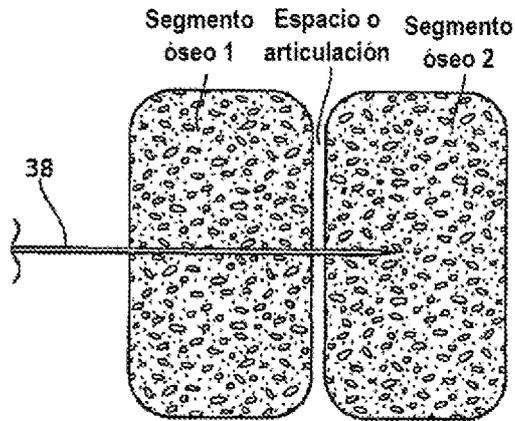


FIG. 2C

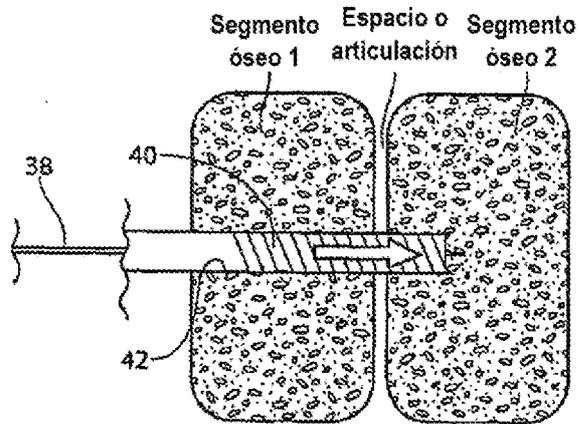
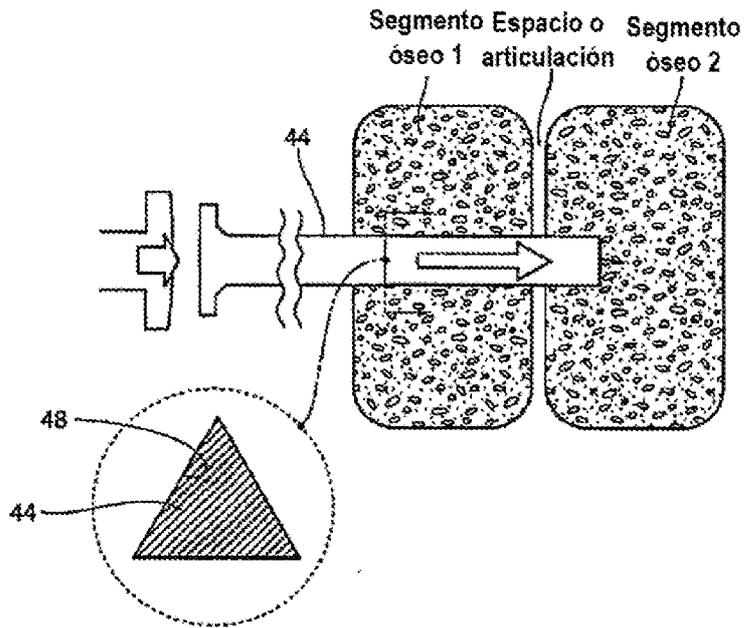


FIG. 2D



Colocación de protector de tejidos blandos y/o dilatador

Opcionalmente dilatador(es) deslizante(s) sobre pasador

- Conjunto protector de tejidos blandos, o dilatador expandible o manguito de entrega, manguito de perforador y manguito de pasador juntos
Retirar dilatador(es) si es apropiado
- Contacto óseo deslizante

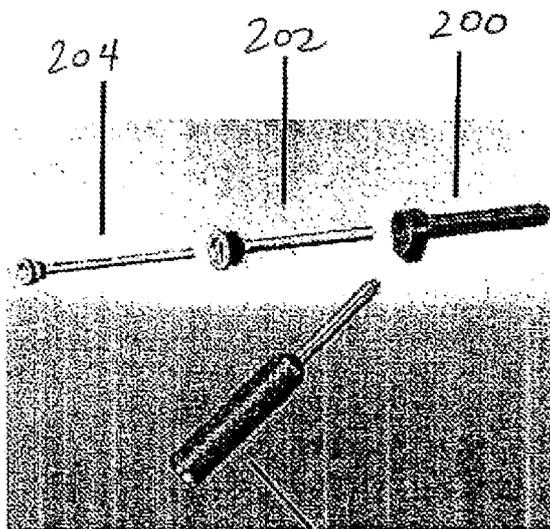


Fig. 2E

206

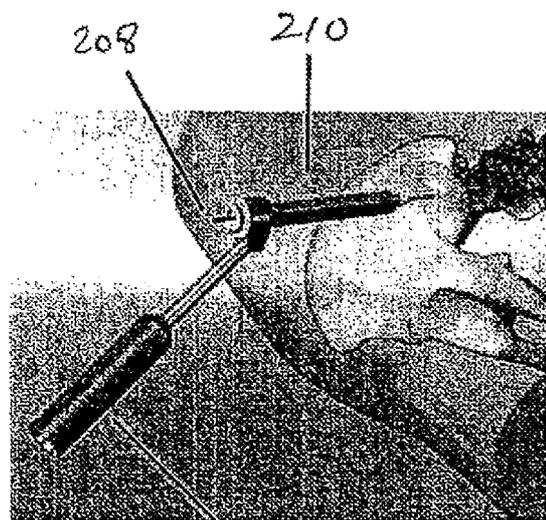
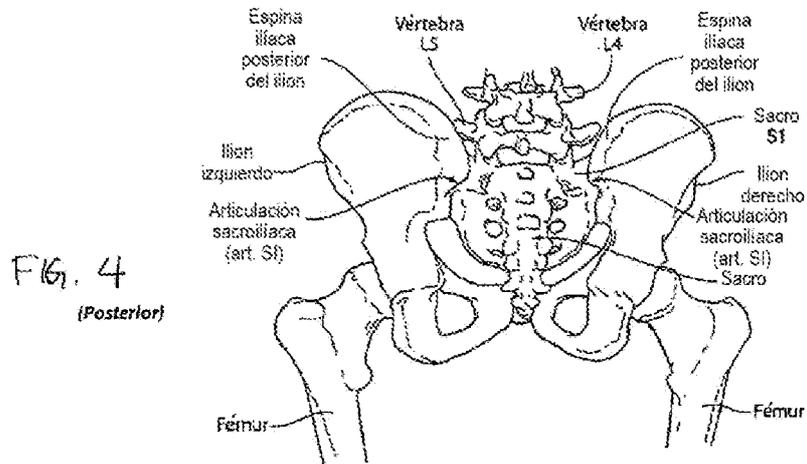
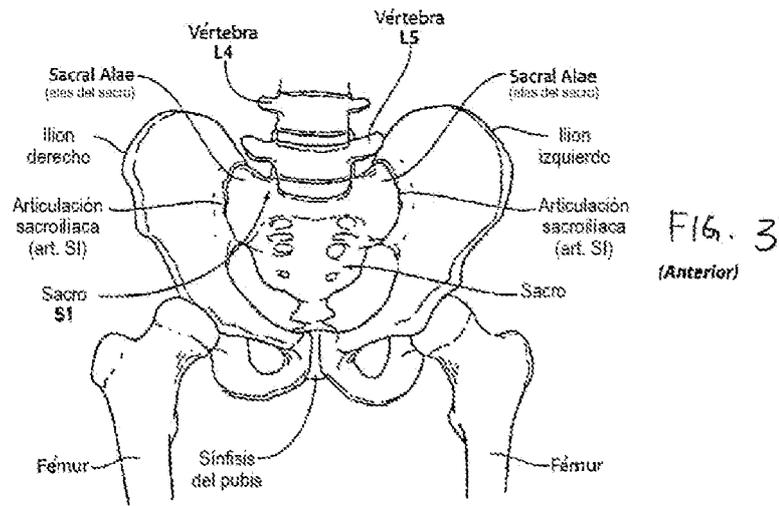


Fig. 2F

206



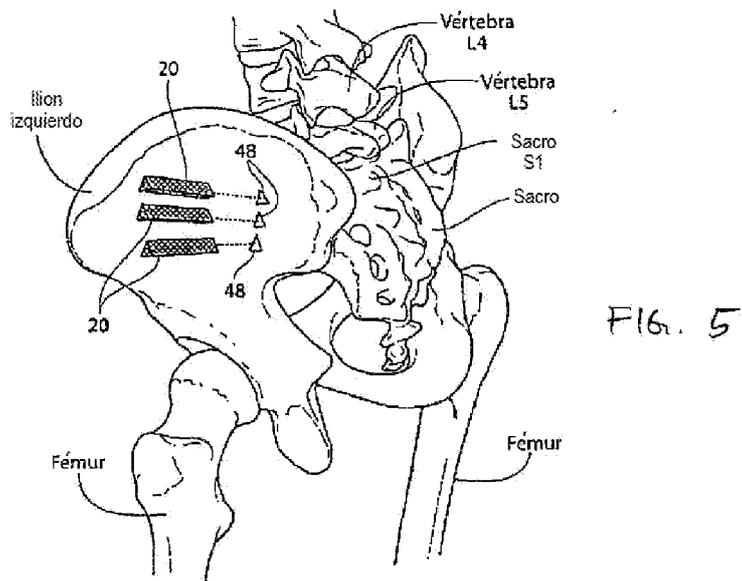


FIG. 5

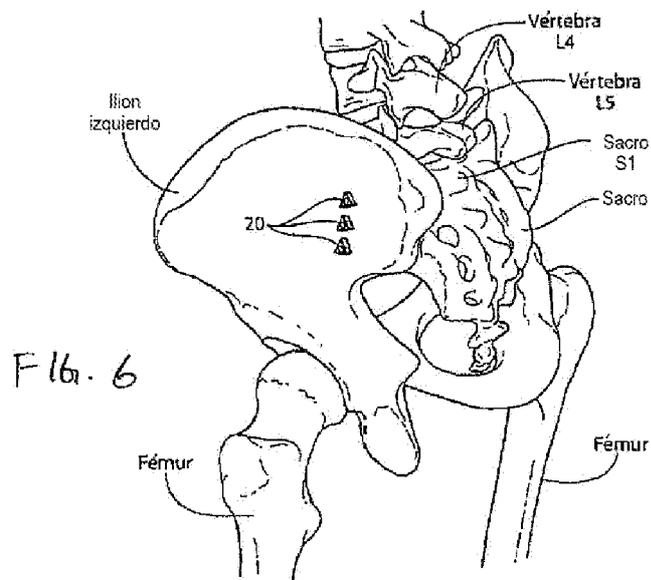


FIG. 6

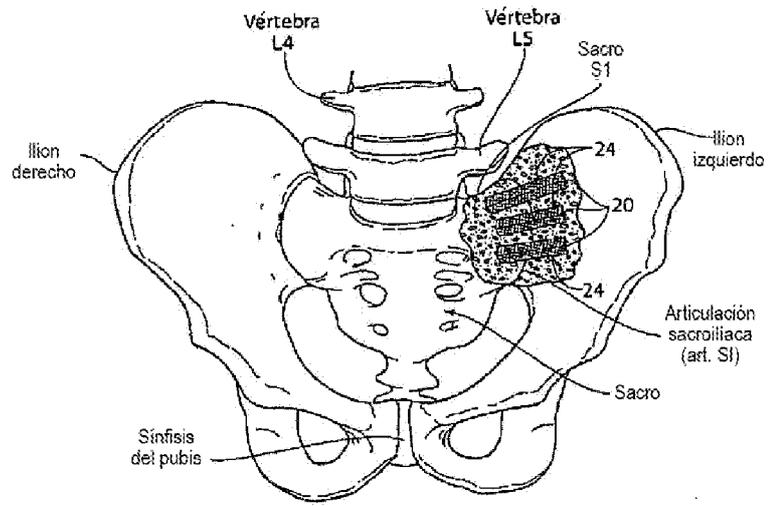


FIG. 7A

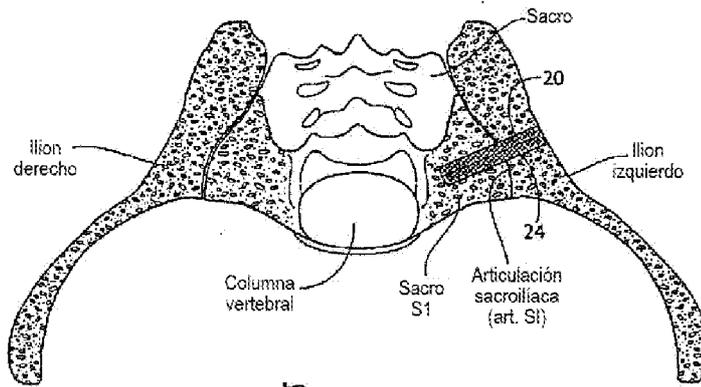
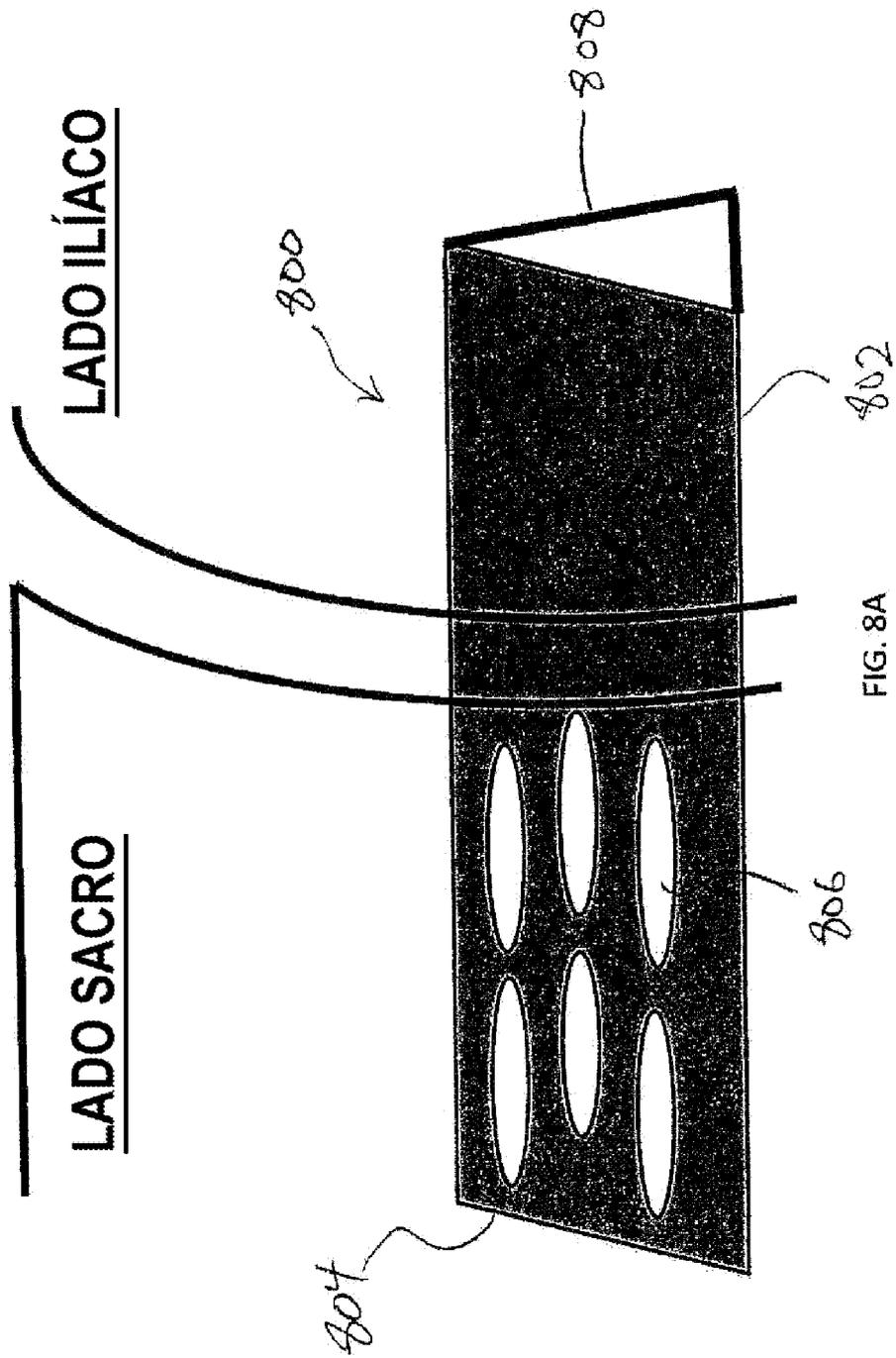


FIG. 7B



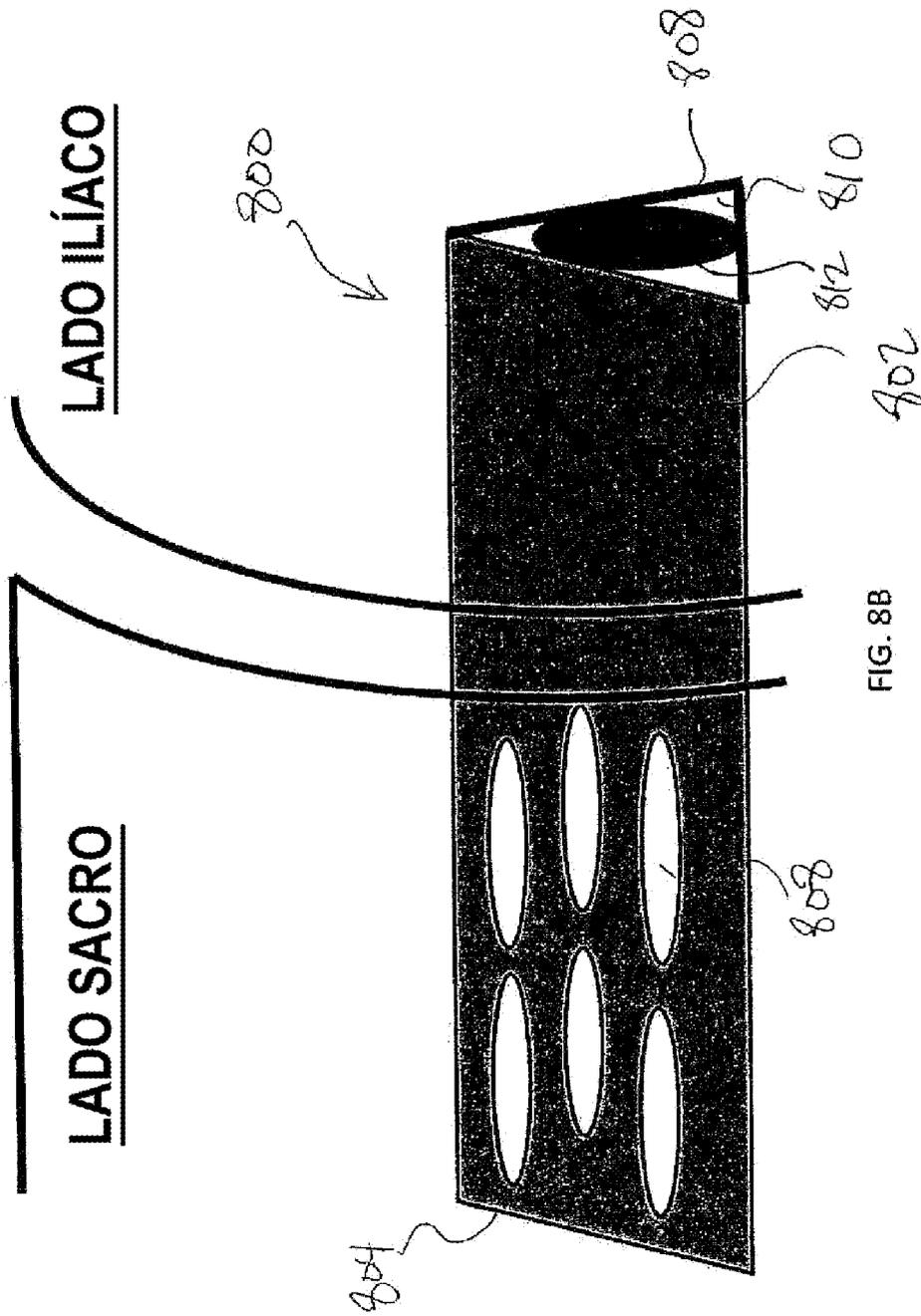


FIG. 8B

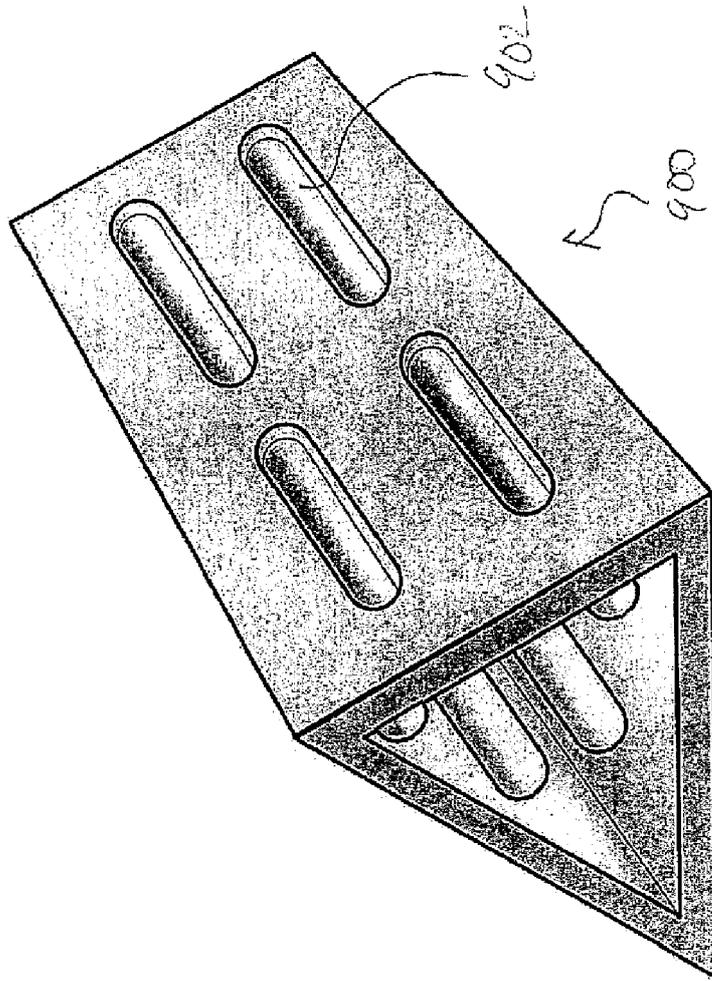


FIG. 9A

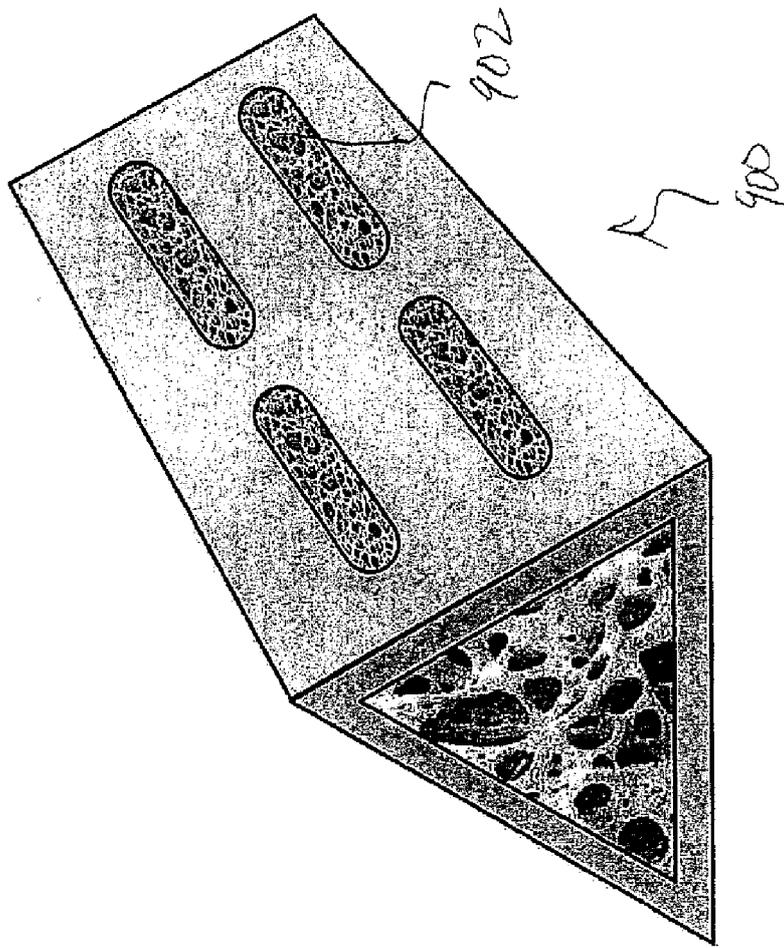


FIG. 9B