

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 009 059**

51 Int. Cl.:

A61B 17/72 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

A61B 17/86 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.09.2018 PCT/US2018/049342**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.03.2019 WO19050833**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.09.2018 E 18854272 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2024 EP 3678565**

54 Título: **Clavo intramedular roscado para fijación cortical radial**

30 Prioridad:

05.09.2017 US 201762554123 P

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

25.03.2025

73 Titular/es:

**EXSOMED CORPORATION (100.00%)
135 Columbia, Suite 201
Aliso Viejo, CA 92656, US**

72 Inventor/es:

**CHAMPAGNE, LLOYD P.;
ZOLDOS, JOZEF;
BRIGANTI, RICHARD T. y
LEITHER, ANDREW J.**

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 3 009 059 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

Clavo intramedular roscado para fijación cortical radial

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un dispositivo y sistema para la fijación de fracturas y no uniones de huesos pequeños y otros fragmentos óseos pequeños, y más particularmente a un clavo roscado con una longitud robusta y un extremo inicial sin cabeza con un rebaje de conducción de torsión y un extremo posterior con una punta de corte y acanaladuras de corte longitudinales, y un diámetro escalonado intermedio con acanaladuras de corte en el punto de transición. Opcionalmente, el dispositivo incluye una canulación a lo largo del eje longitudinal central del clavo. Este clavo intermedular proporciona una fijación cortical de longitud de la barra completa y circunferencial interna, particularmente para usar en los metacarpianos y metatarsianos. Así, el implante consigue al menos un ajuste por fricción circunferencialmente con la corteza interna por al menos 60 % +/-15 % de la longitud del canal intramedular por medio del enganche con una rosca espiral suplementaria penetrante a lo largo de al menos 80 % +/-15 % de la longitud del implante.

Antecedentes de la invención

20 Los traumatismos en la parte media de la mano y el pie pueden tener efectos que cambien la vida de la víctima como consecuencia de la pérdida de funcionalidad, la desfiguración e incluso los largos y onerosos protocolos de tratamiento. Es difícil, y a veces imposible, prescindir del uso de un pie o una mano, y particularmente cuando se vive "de la mano a la boca".

25 Los métodos actuales de tratamiento incluyen la fijación interna con cirugía, como los sistemas de placas y la fijación con alambre o, en el caso de fracturas no desplazadas, el enyesado de la mano o el pie sin intervención quirúrgica. Estos tratamientos involucran un periodo considerable, es decir, varias semanas o meses, en el que la mano o el pie lesionados permanecen inmovilizados. Sin embargo, la falta de uso durante estos periodos puede provocar graves problemas de adherencias, pérdida de masa muscular, propiocepción y salud nerviosa. Asimismo, más allá de los efectos secundarios del protocolo de tratamiento, existen problemas con el cumplimiento y con las cuestiones de la vida diaria que resultan de no poder usar una mano o un pie por estos periodos prolongados.

35 Aunque es posible que se produzcan accidentes de manos y pies durante diversas actividades, incluyendo accidentes de tráfico, fallos de disparo de armas de fuego y actividades deportivas extremas, existe una mayor correlación del riesgo de tales eventos traumáticos en los trabajos manuales y con salarios bajos. Así, la incidencia y los efectos de tales accidentes se concentran en los puestos de trabajo situados en el extremo inferior de la escala salarial y a menudo afectan a trabajadores que ya corren un riesgo económico. Así, las víctimas de traumatismos en manos o pies recurrirán a menudo a incumplimientos que involucran el uso anticipado del miembro lesionado o, en algunos casos, sufrirán la pérdida de ingresos, incluso la pérdida total del empleo, lo que desencadena una espiral de deterioro de la capacidad para "llegar a fin de mes", ampliando el riesgo desde la lesión hasta la pérdida de la vivienda y la estabilidad familiar.

45 Por último, hay que señalar que la mano es primordial en todos los aspectos de nuestra humanidad y contribuye decisivamente a dictar y definir nuestra relación con el mundo. Las lesiones en la mano dificultan esa relación y la percepción de nuestro papel en ese mundo, sobre todo en los casos en que la mano está desfigurada o parece discapacitada. Nuestras manos están constantemente a la vista de nosotros mismos y del mundo, y las cicatrices o irregularidades debilitantes, tales como cicatrices, e incluso los contornos tipo Frankenstein de herrajes quirúrgicos en la parte intermedia de la mano, son recordatorios visibles y dolorosos de un evento traumático y sus secuelas.

50 Los implantes ortopédicos del estado de la técnica para usar en huesos pequeños de brazos y piernas tienen una serie de criterios que difieren de los de los huesos largos y las articulaciones grandes. Estos huesos, (generalmente en el codo y por debajo y en la rodilla y por debajo), tienden a ser de menor diámetro y presentan una relación diferente entre hueso cortical y esponjoso, así como los problemas de recubrimiento de tejidos blandos y un nexo relativamente grande de tendones, ligamentos y nervios, para complicar las técnicas quirúrgicas. La presente invención está contemplada para responder a estas cuestiones, y para proporcionar una solución a la fijación quirúrgica de huesos pequeños rotos o fracturados a través de un clavo roscado contemplado para la fijación intramedular y, lo que es más importante, permitiendo una rápida vuelta a la vida diaria, y reduciendo la discapacidad, el dolor y la rehabilitación.

60 Una localización típica de los implantes de hueso pequeño es la mano o el pie, y en particular en los metacarpianos y metatarsianos. La estructura de la mano está compuesta por el escafoides y otros huesos del carpo que se unen con el radio y el cúbito en la articulación de la muñeca, los metacarpianos y las falanges. El dorso de la mano incluye los metacarpianos, y un metacarpiano conecta cada dedo y el pulgar a la mano, mientras que los dedos y el pulgar están formados por huesos llamados falanges. La unión de las falanges con los metacarpianos se denomina articulación "en nudillo" o articulación metacarpofalángica (articulación MCP, por sus siglas en inglés), y

actúa como una bisagra cuando se doblan los dedos o el pulgar. En cada dedo hay tres falanges que están separadas por dos articulaciones denominadas articulaciones interfalángicas (articulaciones IP, por sus siglas en inglés). La articulación IP proximal (articulación PIP, por sus siglas en inglés) es la más cercana a la articulación MCP. La otra articulación más cercana al extremo del dedo es la articulación IP distal (articulación DIP, por sus siglas en inglés). El pulgar sólo tiene una articulación IP. Las articulaciones están cubiertas en sus extremos por cartílago articular. El pie tiene una estructura análoga, con el astrágalo interfase entre la tibia y el peroné en la pierna, y el calcáneo o el pie, y la parte media del pie está formada por los tarsianos, incluidos los cuneiformes, (es decir, los huesos cuboideos y navicular), los metatarsianos y las falanges.

Los daños en estos huesos de las extremidades pueden resultar de un esguince, una fractura o un traumatismo y, típicamente, después de una reducción para volver a alinear un hueso dañado, debe estabilizarse en su posición para permitir que cicatrice en esa posición.

En el pasado, un procedimiento quirúrgico para estabilizar estos huesos fracturados consistía en perforar un orificio piloto e insertar un alambre-k o un clavo liso a lo largo del hueso para mantenerlo colocado mientras el hueso sana. Primero se forma una abertura en el hueso metacarpiano, en donde la abertura se extiende a través de la fractura y el clavo se coloca al insertar el mismo en la abertura a través del hueso intermedio esponjoso blando, de modo que el clavo proporcione estabilidad a las partes del hueso a ambos lados de la fractura. Al cabo de cierto tiempo, es necesaria una segunda intervención quirúrgica para extraer el clavo del hueso. Los problemas de este procedimiento son que, como no está anclado en el hueso y, de hecho, interfase sobre todo con la pulpa esponjosa del hueso central, puede migrar a través del hueso metacarpiano y al tejido circundante. A veces esto puede resultar en daños en los tejidos blandos, tal como un tendón o cartílago roto o dañado, y/o causar dolor. Otro problema del clavo es que, como puede migrar, se requiere una segunda intervención quirúrgica para extraerlo. Adicionalmente, el extremo proximal de clavos y clavijas puede causar irritación del tendón, rotura del tendón o irritación e infección de la piel.

Una solución teórica a este problema es insertar un tornillo en el hueso; sin embargo, la torsión necesaria para colocar un tornillo en la longitud de un hueso metacarpiano (que es un hueso relativamente delgado, delicado pero quebradizo) es elevada. Tal procedimiento sería largo, y existiría la posibilidad de dañar el hueso, o dañar la cabeza motriz del tornillo, lo que podría prevenir la inserción completa en la abertura formada en el hueso. Los tornillos actuales no están diseñados específicamente para su colocación intramedular. Por ejemplo, los tornillos actuales frecuentemente no son lo suficientemente largos, ni tienen en cuenta el estrechamiento de la cintura de los huesos metacarpianos o metatarsianos.

El documento US2013/274814 A1 divulga un implante metatarsiano intramedular ejemplar para la fijación de una fractura.

Así, la presente invención está contemplada para la fijación de fracturas intraarticulares y extraarticulares y no uniones de metatarsianos y metacarpianos, y está preferiblemente contemplada para la fijación intramedular de fracturas metacarpianas y falángicas para proporcionar a los cirujanos una solución fiable a través de un abordaje sencillo. La robusta oferta de longitud, (mayor a 3,5 centímetros, y preferiblemente mayor a 4 centímetros, o 5 centímetros +/- 1 o 0,5 centímetros, o incluso hasta 7,5 centímetros), con una gran relación longitud/diámetro (mayor a 15:1, y preferiblemente mayor a 20:1), y con un diámetro diferencial (que tiene una longitud inicial en un diámetro menor a 3-5 mm, y una longitud final hacia la cabeza del clavo, de 0,4-2 mm menor, con buenos ejemplos de 3,2/3,6 o 4,0/4,5), se ajusta con exactitud a las localizaciones metacarpianas y falángicas nativas para crear una fijación fuerte y estable y una reducción precisa. Asimismo, la invención está contemplada para llenar el canal intramedular a lo largo de prácticamente toda su longitud (es decir, más de 45 %, o preferiblemente más de 50 %, y preferiblemente más de 60 %, o 70 % y hasta 80 % o 98 % en longitud). El diseño incluye una sección inicial, es decir, alejada del extremo del clavo, que tiene un diámetro exterior más pequeño de la raíz y también de la cresta de la rosca en esa sección, pero una canulación interna relativamente constante en la que la sección inicial es de 40-60 % de la longitud. La sección de mayor diámetro refuerza la zona próxima al extremo receptor de la torsión del clavo, de modo tal que el mayor material permite la transmisión de la torsión a través del dispositivo, y las acanaladuras de corte de la sección de transición entre los dos diámetros ayudan a evitar que la porción inicial más pequeña colapse sobre sí misma. Así, el dispositivo está diseñado para permitir tanto la inserción como la extracción al atornillar o desatornillar el implante en el canal intermedular.

Además, la invención es única, ya que está diseñada para capturar el hueso cortical interno, de modo tal que el clavo no solamente se extiende una distancia sustancial de la longitud de la barra (al menos 60 %, incluida la penetración más allá del istmo), sino que también se usa para lograr una fijación "radial" o "circunferencial" dentro del canal, y preferiblemente, logra una fijación cortical circunferencial interna de 360°. Esto es novedoso para la aplicación metacarpiana, ya que los metacarpianos (y metatarsianos) incluyen una zona de cintura estrecha, el "istmo" del metacarpiano (y metatarsianos). Los tornillos e implantes intermedulares anteriores no están diseñados para engancharse con suficiente longitud o para agarrar las paredes internas del canal circunferencialmente a lo largo de una distancia sustancial de la longitud, pero el diseño actual incluye un diámetro escalonado con una punta de corte inicial y un atributo de corte intermedio que permite a la invención escariar el canal a medida que avanza a través del canal. Así, el canal se prepara para la fijación cortical circunferencial, que es exclusiva de la

presente invención y se refiere al uso de un implante que incluye una superficie que se fija a la pared cortical interna o la barra intermedular, en particular del metacarpiano del metatarsiano. El clavo está contemplado para evitar la aplicación de una fuerza de compresión a lo largo de la longitud del clavo, y puede usarse en casos en los que hay un vacío en el hueso o faltan fragmentos óseos y el clavo estabiliza los fragmentos óseos restantes con un hueco para restaurar la longitud del metacarpiano. El clavo es de doble diámetro, con secciones de diámetro inicial y diámetro final sustancialmente cilíndricas y, lo que es más importante, no cónicas, para permitir que el dispositivo mantenga el contacto con el orificio del canal durante la extracción y para facilitar la extracción al desenroscar el clavo.

La presente invención puede usarse en un procedimiento que permite al paciente volver al trabajo en un corto periodo, desde dos semanas hasta el día siguiente, incluyendo trabajos que van desde el trabajo manual, cuidador, músico profesional, artista y atleta profesional. Esta vuelta a una vida funcional y la disminución de los tiempos de inactividad, rehabilitación y riesgo para la vida diaria suponen un enorme ahorro para la sociedad.
Breve descripción de la invención

La presente invención resuelve los problemas asociados con la reparación de una fractura o luxación metacarpiana o metatarsiana al proporcionar un dispositivo que es una combinación única de un clavo y un tornillo, que puede insertarse en el hueso sin dañar el hueso porque tiene el tamaño y la forma para lograr la fijación cortical intramedular circunferencial y para apoyar el hueso desde el interior, (incluso cuando hay un hueco óseo de 0 a 2, 2,5, o incluso 3 cm a lo largo de la longitud de un metacarpiano dañado), para ajustarse a la porción estrechada de estos huesos al proporcionar al menos un diámetro escalonado y una transición con un canal entre los diámetros, proporcionar un diseño sin cabeza con inicio(s) uniformes que evitan la compresión y que pueden asentarse por debajo de la superficie del hueso para evitar la irritación que puede resultar en una porción saliente; proporcionar una técnica quirúrgica canulada con un implante intramedular diseñado para minimizar los daños en tejidos blandos, cartílagos y vasos en el momento de la inserción; y para facilitar protocolos postoperatorios de movilización temprana y activa para acelerar la cicatrización y la reincorporación al trabajo.

Además, como el dispositivo consigue una fijación interna radial, el dispositivo queda asegurado dentro del hueso, lo que elimina la migración y suprime la necesidad de una segunda operación para retirar el dispositivo. Así, el dispositivo proporciona un núcleo cilíndrico canulado que tiene una superficie exterior a lo largo de su longitud, (de 35 a 75, o incluso tan larga como longitudes hasta 120 o 130 mm) que define un diámetro interior (diámetro menor) relativo al borde lateral de una porción roscada que define un diámetro exterior (diámetro mayor). El diseño incluye una o más porciones escalonadas que permiten un aumento en la porción de salida de al menos el diámetro exterior o el diámetro interior, y más preferiblemente tanto del diámetro exterior como del diámetro interior. La zona de transición también incluye acanaladuras de corte longitudinales (2-5 de 3 a 10 mm de longitud) para tener en cuenta este aumento en una longitud del clavo (es decir, de 35 % a 60 %, de la distancia de la longitud desde el extremo de salida) que permite un espacio libre de la porción estrechada o "entallada" del hueso. La canulación es generalmente de un diámetro constante (para facilitar la fabricación) a lo largo de la longitud del clavo, pero podría incluir un diámetro doble que podría incluir un rectificado excesivo en el diámetro mayor o en el extremo de salida del clavo que incluye el atributo de conducción de torsión, tal como una configuración hexagonal o hexalóbulo interno o externo.

El dispositivo incluye una porción inicial que tiene de 2 a 5 dientes de corte en la punta guía biselada y, a lo largo del lado largo, también incluye acanaladuras longitudinales adicionales que, al igual que las otras acanaladuras, están contempladas para escariar el material esponjoso intermedular y para puntear la superficie interna del canal intramedular, así como un lugar para que resida material esponjoso adicional durante la cirugía.

La rosca definida entre el diámetro exterior y el diámetro interior puede incluir, de forma adecuada, una rosca derecha de único inicio con una inclinación de 3 a 5 mm, y preferiblemente de al menos 4,0 mm +/- 0,25, o una rosca de doble inicio del mismo valor de inicial y un valor de inclinación de la mitad del valor inicial con una rosca secundaria que tenga una altura menor, es decir, de 40 % a 75 % o 50 % +/- 5 % de la altura de la rosca primaria. Los flancos inicial y posteriores de las roscas forman juntos un ángulo de 5° a 60°, y preferiblemente de 15° ± 10°, y están conectados por una cresta de la rosca de una longitud de 0,05 a 0,2 mm que está separada del diámetro de la raíz por una profundidad de la rosca de 0,2 mm a 0,8 mm.

En su primer extremo, o extremo final, el dispositivo incluye un rebaje de conducción capaz de ser conducido por un conductor adecuado en la abertura, tal como un hexalóbulo o un rebaje de conducción T10, para generar un par de torsión significativo para morder el hueso cortical y evitar daños en el extremo inicial más estrecho del clavo.

Breve descripción de los dibujos

La FIGURA 1 es una vista lateral superior de un dispositivo de acuerdo con la invención;

La FIGURA 2 es una vista lateral del dispositivo de la FIGURA 1;

La FIGURA 3 es una sección transversal del dispositivo de la FIGURA 1 tomada a lo largo de la línea A-A,

La FIGURA 4 es un detalle de la FIGURA 3 que muestra las características de la rosca y un detalle de la forma de la rosca;

5 La FIGURA 5 es una vista en extremo de la vista proximal del dispositivo de la FIGURA 1;

La FIGURA 6 es una vista del extremo distal del dispositivo de la FIGURA 1;

10 La FIGURA 7 es un detalle en vista lateral de la sección de transición de la pieza en bruto de la que está hecha la invención y que muestra las acanaladuras de corte intermedias de la FIGURA 1;

La FIGURA 8 es un detalle de la vista lateral del extremo distal de la pieza en bruto de la que está hecha la invención y que muestra las acanaladuras de corte distales de la FIGURA 1;

15 La FIGURA 9 es una vista superior del esqueleto de una mano que muestra el implante de la invención colocado en un metacarpiano fracturado;

20 La FIGURA 10 es una ilustración del paso de medición de un metacarpiano para su uso con una técnica de acuerdo con la invención;

La FIGURA 11 es una ilustración del paso de insertar un alambre guía de forma retrógrada para reducir anatómicamente los fragmentos de fractura de acuerdo con la técnica de la invención;

25 La FIGURA 12 es una ilustración del punto de entrada del alambre guía de la FIGURA 11 en el tercio dorsal de la cabeza del metacarpiano;

La FIGURA 13 es una ilustración del paso de perforación pasando una broca canulada sobre el alambre guía;

30 La FIGURA 14 es una ilustración del paso de inserción del implante en el metacarpiano de acuerdo con la técnica quirúrgica de la invención;

La FIGURA 15 es una vista lateral de una segunda realización del dispositivo de la FIGURA 1;

35 La FIGURA 16 es una sección transversal del dispositivo de la FIGURA 15 tomada a lo largo de la línea C-C;

La FIGURA 17 es un detalle de la FIGURA 16 mostrando las características de la rosca y un detalle de la forma de la rosca:

40 La FIGURA 18 es una vista lateral de la pieza en bruto a partir de la cual se realiza la invención y que muestra la sección de transición, las acanaladuras de corte intermedias y las acanaladuras de corte distales de la FIGURA 15;

La FIGURA 19 es una vista en extremo de la vista proximal del dispositivo de la FIGURA 15; y

45 La FIGURA 20 es una vista del extremo distal del dispositivo de la FIGURA 15.

Descripción detallada de la invención

50 La FIGURA 1 muestra una realización ejemplar 10 del clavo intramedular roscado de la presente invención. El clavo 10 puede estar formado por cualquier material biocompatible adecuado, tal como acero inoxidable de grado quirúrgico, titanio, aleaciones de níquel y cromo, nitinol, PEEK (por sus siglas en inglés), hidroxiapatita, biovidrio u otros materiales biocompatibles o combinaciones de estos materiales. El clavo 10 tiene un primer extremo, o extremo proximal, 12, un segundo extremo, o extremo distal, 14, una barra 16 con una superficie exterior 17, y una porción central 18 entre el primer extremo 12 y el segundo extremo 14. Un extremo de corte 19 con un bisel y dos, tres o cuatro dientes 19a se proporciona en el extremo final 14 (que es distal con respecto a la cavidad de torsión, pero se implanta en la parte proximal del metacarpiano) y una superficie de conducción 20 en una cavidad de conducción 22 se forma en la parte superior del primer extremo 12.

60 La punta de corte 19 ayuda a cortar a través de cualquier hueso dejado atrás cuando el hueso es perforado para recibir el dispositivo 10, y además incluye 2-5 acanaladuras de corte longitudinales igualmente espaciadas radialmente 23 que se extienden longitudinalmente en la superficie exterior y a través de las roscas del clavo 10. La superficie de conducción 20 en esta realización tiene una configuración de conducción de hexalóbulo, aunque puede usarse cualquier configuración de conducción adecuada. Otras configuraciones de conducción que pueden usarse son las ranuradas, de Pozidriv, de Robertson, de tres alas, de Torq-Set, de cabeza de llave, de cuadrado triple, y hexagonales.

65

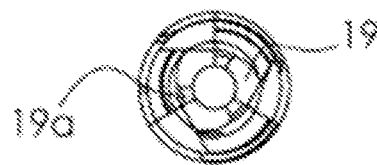
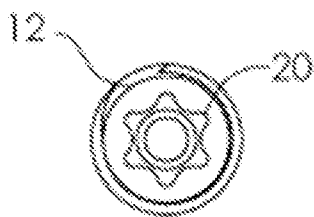
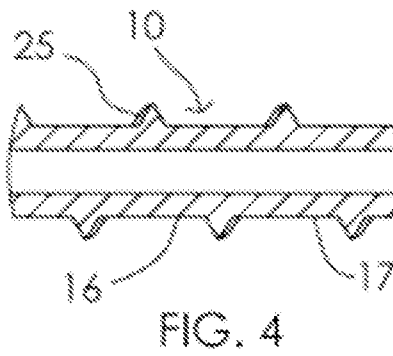
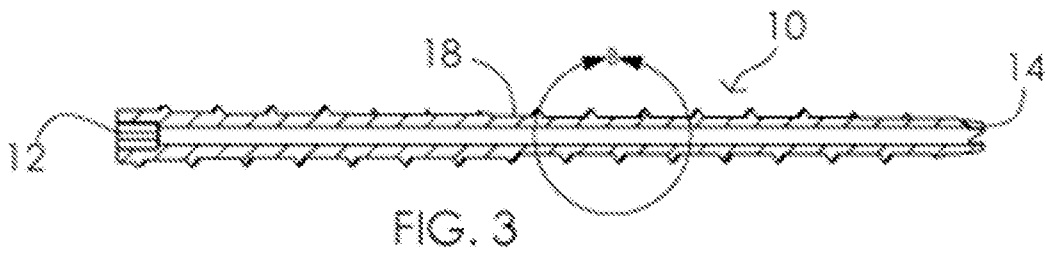
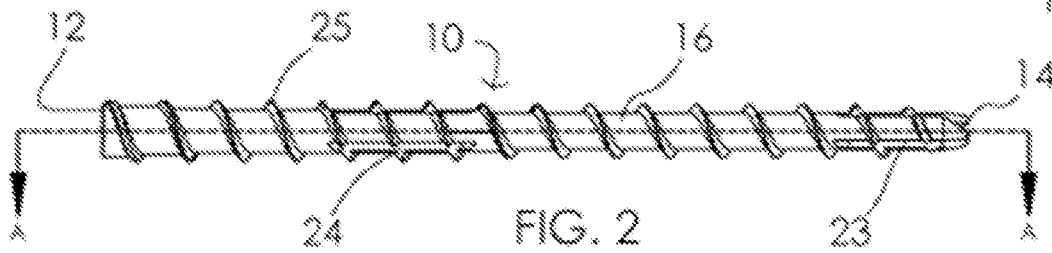
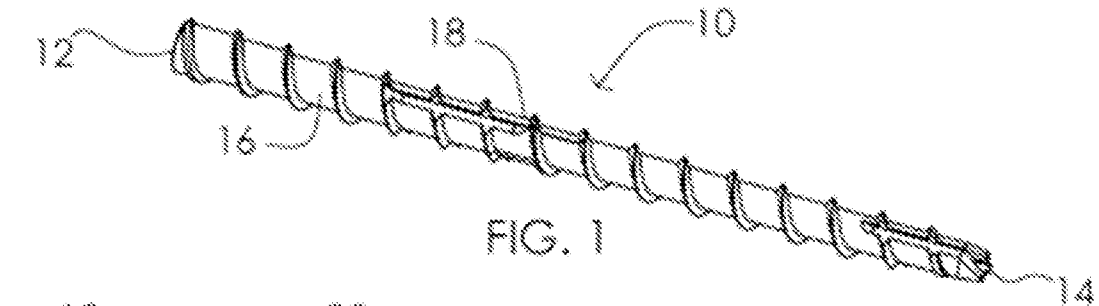
- 5 En la superficie exterior 17, preferiblemente a lo largo del eje longitudinal de la barra 16, se extienden longitudinalmente unos surcos o acanaladuras de corte 24. Como se usa en la presente, "extender longitudinalmente" significa que cada surco 24 es alargado y se extiende a lo largo de la barra con un extremo del surco más cerca del primer extremo 12 y el extremo opuesto del surco más cerca del segundo extremo 14, pero los surcos 24 pueden estar formados en ángulo y no necesariamente formados a lo largo del eje longitudinal de la barra 16, aunque eso es preferiblemente. Los surcos 24 tienen preferiblemente bordes que ayudan a perforar el dispositivo 10 y a anclarlo en la abertura de un hueso. Los surcos 24 también pueden capturar algunos restos dejados por el proceso de perforación del hueso para crear la abertura creada cuando el dispositivo 10 se coloca en la abertura.
- 10 La barra 18 del clavo 10 de la presente invención incluye al menos dos secciones de diámetros diferentes, por ejemplo, una sección proximal que se extiende por una longitud de aproximadamente 15 % a 30 % de la longitud del dispositivo, y que está situada en 25 % a 75 %, y preferiblemente en 55 % a 65 % de la distancia de la longitud desde el extremo distal del dispositivo 10. Además, el dispositivo proporciona un núcleo cilíndrico canulado o de barra 18 que tiene una superficie exterior 17 a lo largo de su longitud, (que se proporciona en incrementos de 5 mm, de 35 a 75 mm) que define un diámetro interior relativo al borde lateral de una porción roscada que define un diámetro exterior. El diseño incluye una o más porciones escalonadas que permiten un aumento de 0,25-1,0 mm en la porción proximal de al menos el diámetro exterior o el diámetro interior, y más preferiblemente tanto del diámetro exterior como del diámetro interior. La zona de transición también incluye acanaladuras de corte longitudinales (2-5 de 3 a 10 mm de longitud) para dar cuenta de este aumento en una longitud del clavo (es decir, de 35 % a 60 %, de la distancia de la longitud desde el extremo proximal) que permite un espacio libre de la porción estrechada o "entallada" del hueso,
- 15 El dispositivo incluye una rosca 25 que está definida entre el diámetro exterior y el diámetro interior y puede incluir adecuadamente una rosca derecha de único inicio con una inclinación de 3 a 5 mm, y preferiblemente de al menos 4,0 +/- 0,25 mm con un valor inicial similar. Alternativamente, como se muestra en las FIGURAS 15, 16 y 17, el dispositivo puede incluir una rosca de doble inicio 125 que tiene una primera rosca 126 y una segunda rosca 127 del mismo valor inicial con la segunda rosca 127 que tiene una altura que es aproximadamente 50 % de la altura de la primera rosca 126.
- 20 Los flancos inicial y posteriores de las roscas forman juntos un ángulo de 5° a 60°, y preferiblemente de 15 ± 10°, y están conectados por una cresta de la rosca de longitud de 0,05 a 0,2 mm que está separada del diámetro de la raíz por una profundidad de la rosca de 0,2 mm a 0,8 mm.
- 25 La FIGURA 9 ilustra un clavo 10 de acuerdo con la presente invención colocado en un cuarto metacarpiano y asegurando una fractura reducida.
- 30 En la FIGURA 10, en un primer paso de una técnica quirúrgica conforme a la invención, se determina el tamaño del metacarpiano 30 en cuestión para dimensionar el implante.
- 35 En la FIGURA 11, se ilustra que se alinea la fractura en el hueso y posteriormente se inserta un alambre guía 32 en el canal intramedular de forma retrógrada.
- 40 La FIGURA 12 ilustra la posición óptima 34 para la inserción de el alambre guía.
- 45 En la FIGURA 13 una broca canulada 33, usa el alambre guía como guía para perforar una abertura en el hueso metacarpiano que se extiende a través de la fractura y proporciona espacio suficiente a cada lado de la fractura para colocar correctamente el dispositivo 10.
- 50 En la FIGURA 14, el dispositivo 10 se introduce en la abertura del hueso metacarpiano por medio del hueco de conducción. El diámetro exterior de las roscas 28, es ligeramente mayor que el diámetro interior de la abertura en el hueso. Esto proporciona material óseo para que las roscas 28 se enrosquen en él y proporciona un ajuste apretado para el dispositivo 10.
- 55 Habiendo descrito así algunas realizaciones de la invención, otras variaciones y realizaciones que no se aparten del alcance de la invención resultarán evidentes para los expertos en la técnica. El alcance de la presente invención queda definido por las reivindicaciones adjuntas.

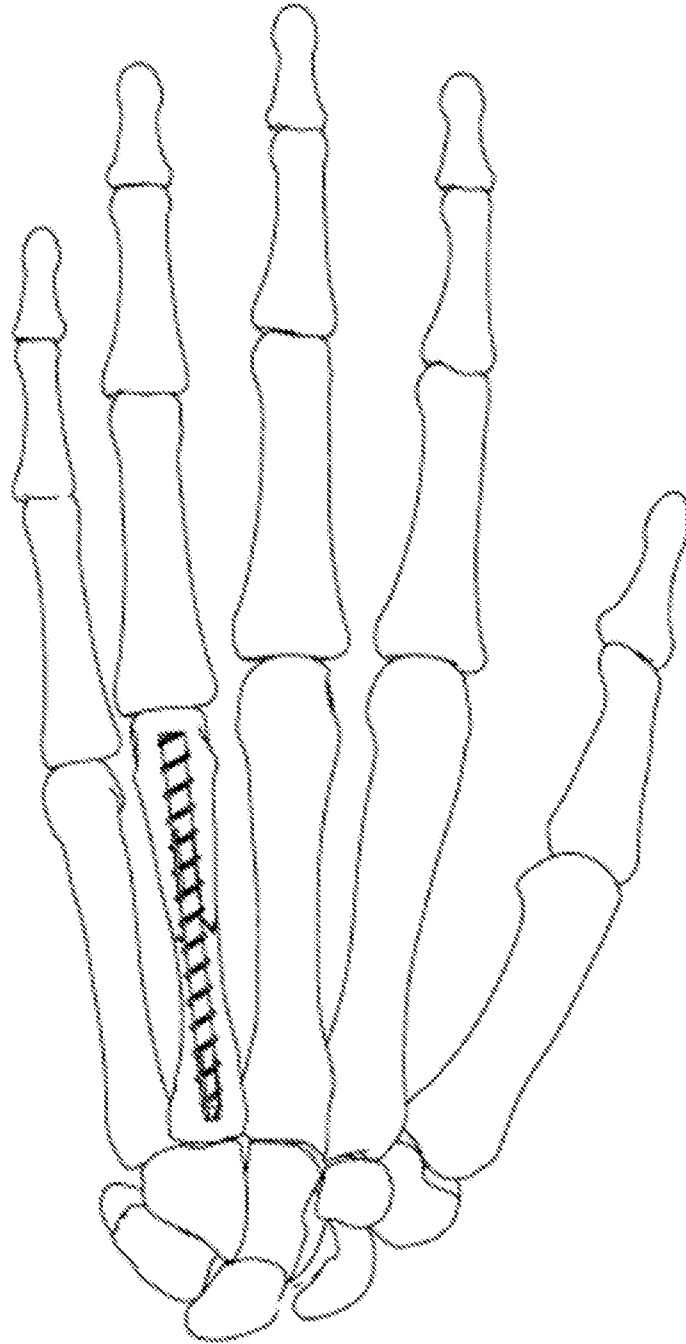
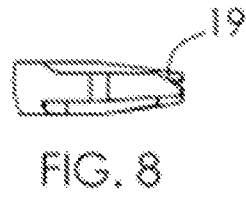
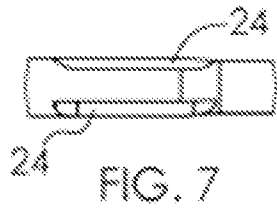
REIVINDICACIONES

1. Un implante intramedular (10) que comprende:

- 5 una barra (16) que tiene un primer extremo (12) sin cabeza con un rebaje (22) de conducción del par de torsión que está separado a lo largo de un eje longitudinal de un segundo extremo (14) que incluye una superficie de corte (19), y
- 10 una primera sección roscada que se extiende desde el primer extremo (12) hasta una transición intermedia y que tiene un diámetro interior y un diámetro exterior, el diámetro interior o el diámetro exterior es un primer valor constante desde el primer extremo (12) hasta la transición intermedia, y
- 15 una segunda sección roscada que se extiende entre la transición intermedia y el segundo extremo (14), y que tiene un diámetro interior y un diámetro exterior, siendo el diámetro interior o el diámetro exterior un segundo valor constante desde el segundo extremo (14) hasta la transición intermedia, en donde el primer valor constante es mayor que el segundo valor constante,
- 20 en donde la rosca (25) de la primera sección roscada tiene la misma inclinación que la rosca de la segunda sección roscada;
- 25 en donde la rosca (25) de la transición intermedia es contigua a la rosca (25) de la primera sección roscada y a la rosca (25) de la segunda sección roscada;
- 30 en donde la transición intermedia incluye una pluralidad de acanaladuras de corte longitudinales radialmente espaciadas (24) situadas de 35 % a 60 % de la distancia de la longitud desde el primer extremo (12);
- 35 en donde la transición intermedia incluye una conicidad; en donde la pluralidad de acanaladuras de corte longitudinales radialmente espaciadas (24) interseca la conicidad; y
- 40 en donde el implante está configurado para ser encerrado dentro de un canal intramedular de un metatarsiano o metacarpiano para la fijación de una fractura.
- 45 2. El implante intramedular de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la rosca (25) de la primera sección y de la segunda sección es una rosca de contrafuerte.
- 50 3. El implante intramedular de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en donde la sección intermedia incluye de 2 a 5 acanaladuras de corte (24).
- 55 4. El implante intramedular de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde el segundo extremo (14) incluye al menos una acanaladura de corte (23).
- 60 5. El implante intramedular de acuerdo con la reivindicación 4, en donde el segundo extremo (14) incluye una pluralidad de acanaladuras de corte radialmente espaciadas (23).
6. El implante intramedular de acuerdo con la reivindicación 5, en donde el segundo extremo (14) incluye de 2 a 5 acanaladuras de corte (23).
7. El implante intramedular de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-6, que comprende además una cánula a lo largo del eje longitudinal.
8. El implante intramedular de acuerdo con la reivindicación 7, en donde la cánula se extiende desde el primer extremo (12) hasta el segundo extremo (14) y completamente a través del implante (10).
9. El implante intramedular de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-8, en donde la rosca es una rosca de doble inicio (125).
10. El implante intramedular de acuerdo con la reivindicación 9, en donde la rosca de doble inicio (125) comprende una primera rosca (126) que tiene un primer valor de inclinación y una segunda rosca (127) que tiene un segundo valor de inclinación, y el primer valor de inclinación y el segundo valor de inclinación son iguales.
11. El implante intramedular de acuerdo con la reivindicación 9 o 10, en donde la primera rosca (126) tiene una primera altura de rosca y la segunda rosca (127) tiene una segunda altura de rosca y la segunda altura de rosca es menor a la primera altura de rosca.

DIBUJOS





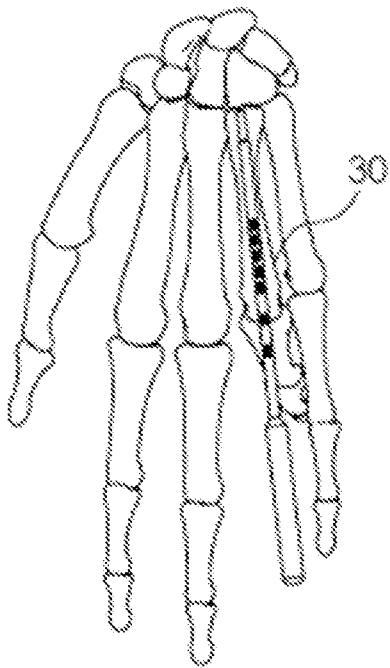


FIG. 10

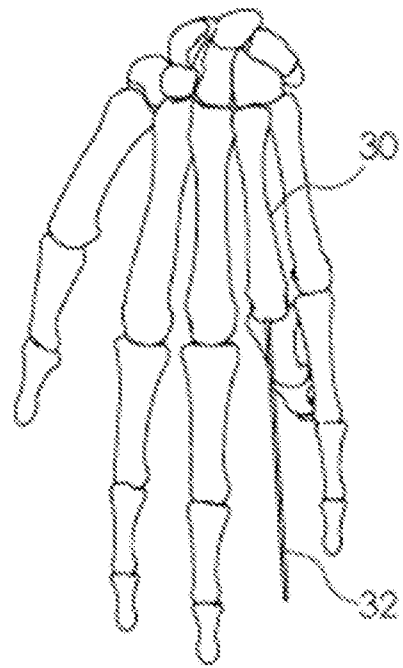


FIG. 11

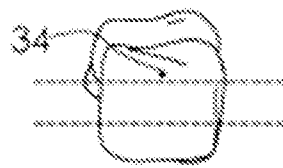


FIG. 12

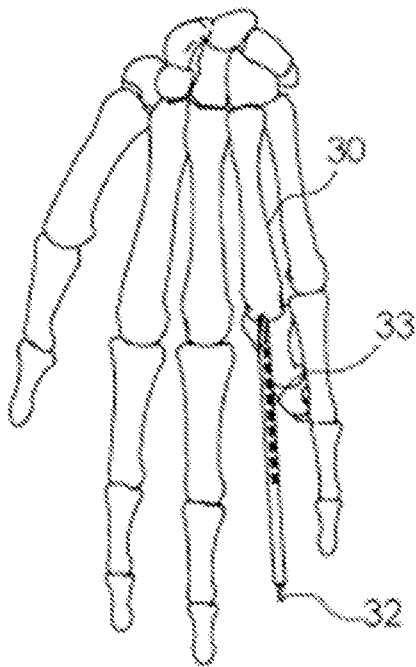


FIG. 13

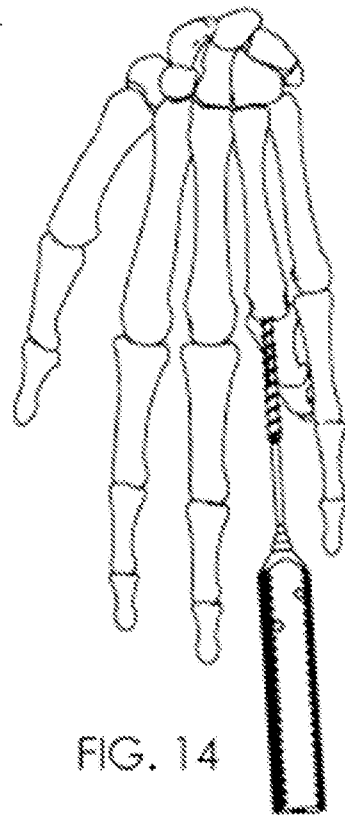


FIG. 14

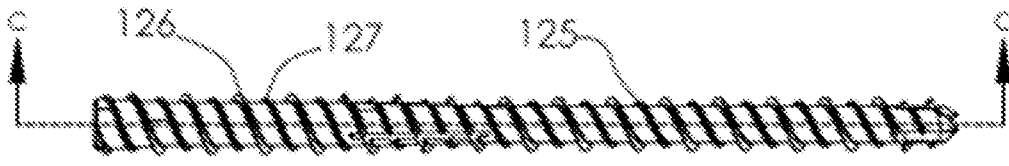


FIG. 15

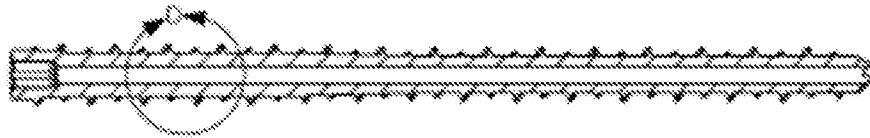


FIG. 16

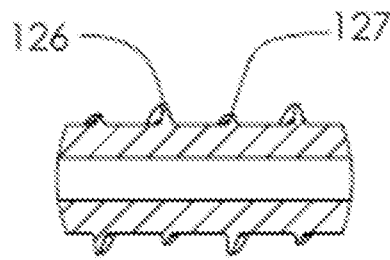


FIG. 17

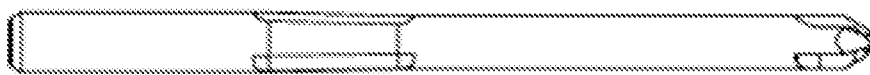


FIG. 18

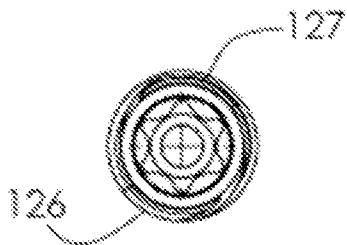


FIG. 19



FIG. 20