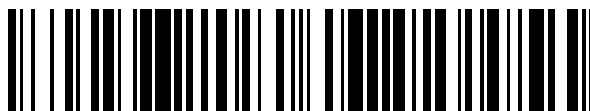


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 574 645**

51 Int. Cl.:

A61B 17/16 (2006.01)

A61B 17/84 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.05.2010** **E 10724126 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.04.2016** **EP 2432402**

54 Título: **Dispositivo para introducir un clavo curvado en un hueso**

30 Prioridad:

18.05.2009 CH 777092009

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.06.2016

73 Titular/es:

BIEDERMANN TECHNOLOGIES GMBH & CO. KG
(100.0%)
Josefstr. 5
78166 Donaueschingen, DE

72 Inventor/es:

KLAUE, KAJ

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 574 645 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

Dispositivo para introducir un clavo curvado en un hueso.

- 5 La presente invención se refiere a un dispositivo según el concepto general de la reivindicación 1 y a un kit que lleva un dispositivo y al menos un implante en forma de clavo ortopédico para el talón, según la reivindicación 7.

10 Desde hace mucho tiempo existe la necesidad de poder trepanar de manera controlada a lo largo de una trayectoria arqueada. Especialmente en la cirugía ósea se plantea el problema de cómo poder introducir implantes curvados en los huesos de modo controlado y sin pérdida innecesaria de hueso. Hasta ahora no había ninguna herramienta con la cual se pudieran practicar taladros curvilíneos de manera exacta, que permitieran la introducción de un implante curvado, en concreto de un clavo. Solo una trepanación con la curvatura exacta permite introducir sin problemas un implante de la misma forma, pues cualquier desviación de la trayectoria del taladro respecto a dicha curvatura puede hacer que se atasque el implante.

15 Los documentos WO 2008/099176 A1, US 2008/0140078 A1, US 2007/0225721 A1, US 1,630,239 A y el modelo de utilidad alemán DE 76 07 981 revelan dispositivos según el concepto general de la reivindicación 1.

20 La presente invención resuelve este planteamiento mediante un dispositivo que muestra las características de la reivindicación 1 y un kit que lleva un dispositivo y al menos un implante en forma de clavo ortopédico para el talón, que posee las características de la reivindicación.

25 Las ventajas que aporta la presente invención consisten esencialmente en la posibilidad de practicar con exactitud un taladro curvilíneo gracias al dispositivo de la presente invención.

Otras configuraciones ventajosas de la presente invención se pueden explicar como sigue:

30 Según una forma de ejecución especial el dispositivo incluye un accionamiento motorizado para el árbol flexible. El árbol flexible está unido por su extremo posterior a la máquina motriz, cuyas piezas de agarre están fijadas axialmente en el extremo posterior del tubo rígido. Además el diámetro exterior del árbol flexible se dimensiona respecto al diámetro interior del tubo de manera que el árbol solo tenga un pequeño juego dentro del tubo. Gracias a este pequeño juego y a la conducción del árbol flexible en toda su longitud por el interior de tubo, está garantizado que las espiras helicoidales del árbol flexible no se expandan por el momento de giro de transmitido al cabezal y que a pesar de su elasticidad de flexión el árbol flexible posea una elevada rigidez torsional. El dispositivo puede estar dotado de un asidero.

35 En otra forma de ejecución el dispositivo lleva un plato de empuje que va fijado al extremo posterior del árbol flexible y se puede aplicar al extremo posterior del tubo. El plato de empuje lleva un pivote de accionamiento que se puede insertar en una máquina motriz. Por lo tanto, ejerciendo una fuerza de avance sobre la máquina motriz se puede mover hacia delante el tubo junto con el árbol flexible.

40 En otra forma de ejecución hay unas piezas de acoplamiento en el extremo anterior del árbol flexible que permiten enganchar el cabezal al árbol flexible de forma desacoplable. El árbol flexible va montado axialmente de forma fija al extremo posterior del tubo mediante el plato de empuje, mientras que el cabezal se ajusta estrechamente al extremo anterior del tubo.

45 El montaje del árbol flexible y del cabezal se realiza según los siguientes pasos:

- 50 a) el árbol flexible se introduce desde atrás en el tubo y el plato de empuje, que en otra forma de ejecución está configurado como anillo, se gira hacia delante o hacia atrás como una hembra sobre el árbol flexible, o se desliza discontinuamente por muescas sobre el árbol flexible mediante un sistema de resortes, de estría en estría;
- b) el árbol flexible se desplaza un poco hacia delante, saliendo de la abertura delantera del tubo, y el cabezal se engancha con un sistema fijo de muescas, y
- 55 c) por ejemplo en la forma de ejecución con el sistema de muescas sobre el árbol flexible, el plato o anillo de empuje se impulsa desde atrás hacia el extremo posterior del tubo, con lo cual el árbol flexible queda tensado, ya que el cabezal se ajusta estrechamente al extremo anterior del tubo.

En otra forma más de ejecución el cabezal solo se puede mover mediante el árbol flexible.

60 En otra forma de ejecución el radio de curvatura del eje central del tubo es como mucho de 240 mm, preferiblemente de 210 mm como máximo.

Según la presente invención el radio de curvatura del eje central del tubo es al menos de 130 mm, preferiblemente de 200 mm como mínimo.

65 Según la presente invención, para la curvatura de cada segmento infinitesimal del tubo rígido el eje central tiene un

radio de 130 mm como mínimo.

En otra forma de ejecución el tubo tiene un diámetro exterior de 16 mm como máximo, preferiblemente de 13 mm como máximo.

5 En otra forma más de ejecución el tubo tiene un diámetro interior comprendido entre 3 y 7 mm.

En otra forma de ejecución la camisa del tubo tiene un grosor mínimo de 0,5 mm, preferiblemente de 1,5 mm como mínimo.

10 En otra forma más de ejecución el tubo tiene una longitud de al menos 5 cm y como máximo de 35 cm.

En otra forma de ejecución el tubo está hecho de un acero inoxidable.

15 En otra forma de ejecución el tubo está hecho de un material que tiene un módulo E de al menos $150 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ y una resistencia a la flexión $E \cdot I$ de al menos $1,3 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$.

Características del material tomadas del manual Dubbel de Construcción de maquinaria, 21ª edición, 2005, editorial Springer

20 Aceros inoxidables: módulo E $150 - 220 \cdot 10^3 \text{ N mm}^2$.

Para el tubo resultan los siguientes valores del momento axial de inercia superficial de 2º orden y de la resistencia a la flexión:

25 valor típico de la resistencia a la flexión (tubo de diámetro exterior $d_e = 12 \text{ mm}$ y diámetro interior $d_i = 7 \text{ mm}$):
momento axial de inercia superficial de 2º orden [tubo: $I = I_x = I_y = \pi (d_e^4 - d_i^4)/64$] para $d_e = 12 \text{ mm}$ y $d_i = 7 \text{ mm}$ $I_x = 900 \text{ mm}^4$,
resistencia a la flexión $E \cdot I = 135 - 198 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$.

30 Valor mínimo de la resistencia a la flexión (tubo de diámetro interior $d_i = 3 \text{ mm}$ y un grosor de pared de 0,5 mm)
momento axial de inercia superficial de 2º orden [tubo: $I = I_x = I_y = \pi (d_e^4 - d_i^4)/64$] para $d_e = 4 \text{ mm}$ y $d_i = 3 \text{ mm}$ $I_x = 8,6 \text{ mm}^4$,
resistencia a la flexión $E \cdot I = 1,3 - 1,9 \cdot 10^6 \text{ N mm}^2$.

35 En otra forma de ejecución el cabezal tiene diámetro exterior D y la relación d_e/D entre el diámetro exterior del tubo d_e y el diámetro exterior D es de 0,95 como máximo, preferiblemente de 0,92 como máximo. El valor típico de esta relación es $d_e/D = 10/11$.

40 En otra forma de ejecución el dispositivo lleva adicionalmente un mecanismo localizador que se puede fijar en la parte del cuerpo objeto del tratamiento y tiene una pieza guía de forma arqueada como soporte móvil del tubo rígido. La pieza guía está preferiblemente arqueada en forma de C.

45 En otra forma de ejecución la pieza guía incluye dos o más anillos orientadores. Los centros de los anillos están alineados en un arco de circunferencia cuyo radio corresponde al radio de curvatura del eje central del tubo y tiene un ángulo comprendido entre 10º como mínimo y 45º como máximo.

50 En otra forma de ejecución el mecanismo localizador incluye un primer extremo aplicable a la superficie de un hueso, un segundo extremo y una corredera de fijación aplicable a la superficie de un hueso. La corredera de fijación está montada en el segundo extremo del mecanismo localizador, de manera que puede desplazarse en dirección radial respecto al mecanismo localizador arqueado, por ejemplo mediante una guía en forma de cola de milano que corre en dirección básicamente radial.

En otra forma de ejecución la corredera de fijación se puede sujetar al hueso con agujas Kirschner.

55 En otra forma de ejecución el cabezal está dotado de perforaciones axiales para evacuar las astillas de hueso. Las perforaciones traspasan el cabezal en dirección axial y desembocan en el espacio hueco del árbol flexible diseñado como árbol hueco.

60 En una forma de ejecución especial del kit, el clavo ortopédico es de material no reabsorbible, preferiblemente de acero inoxidable o de titanio o de CrCo.

Características del material tomadas del manual Dubbel de Construcción de maquinaria, 21ª edición, 2005, editorial Springer

65 a) aceros inoxidables: módulo E $150 - 220 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$
b) titanio: módulo E $100 - 105 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$
c) aleaciones de titanio: módulo E $110 - 130 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$

En una forma de ejecución el implante en forma de clavo ortopédico tiene un diámetro exterior D_1 de 9 hasta 13 mm.

En otra forma de ejecución la parte delantera del clavo ortopédico tiene flexibilidad elástica.

5 En otra forma de ejecución la parte delantera es menos rígida que la parte posterior. En la parte delantera del clavo ortopédico también puede haber estrías longitudinales, de manera que la parte delantera tenga una sección menor que la parte posterior. Con este adelgazamiento de la sección se consigue una flexibilización de la parte delantera respecto a la parte posterior. Tanto la parte delantera como la posterior pueden representar del 30 hasta el 70% de la longitud total del clavo ortopédico.

10 En otra forma de ejecución el clavo ortopédico presenta al menos una hendidura longitudinal en la parte delantera.

En otra forma más de ejecución el clavo ortopédico presenta al menos en la parte delantera una sección de perfil trifoliado.

15 En otra forma de ejecución la parte posterior del clavo ortopédico es rígida.

En otra forma más de ejecución el clavo ortopédico tiene al menos en la parte delantera un espacio hueco paralelo al eje longitudinal. En la mitad de la punta el clavo ortopédico también puede tener forma tubular, preferiblemente con un grosor de pared de 0,5 mm. Además la parte delantera tubular del clavo ortopédico puede presentar una hendidura.

20 Para la parte delantera elástica del implante se obtienen los siguientes valores del momento axial de inercia superficial de 2º orden y de la resistencia a la flexión:

25 momento axial mínimo de inercia superficial de 2º orden para un diámetro exterior $D_1 = 9$ mm y un grosor de pared de 0,5 mm (diámetro interior $d_1 = 8$ mm)

[tubo: $I = I_x = I_y = \pi (D_1^4 - d_1^4)/64$] para $D_1 = 9$ mm y $d_1 = 8$ mm $I_x = 121$ mm⁴

30 momento axial máximo de inercia superficial de 2º orden para un diámetro exterior $D_1 = 13$ mm y un grosor de pared de 0,5 mm (diámetro interior $d_1 = 12$ mm)

[tubo: $I = I_x = I_y = \pi (D_1^4 - d_1^4)/64$] para $D_1 = 13$ mm y $d_1 = 12$ mm $I_x = 384$ mm⁴

Características del material tomadas del manual Dubbel de Construcción de maquinaria, 21ª edición, 2005, editorial Springer

35 a) aceros inoxidables: módulo $E = 150 - 220 \cdot 10^3$ N/mm²
resistencia mínima a la flexión $E \cdot I = 18,2 - 26,6 \cdot 10^6$ Nmm²
resistencia máxima a la flexión $E \cdot I = 57,6 - 84,5 \cdot 10^6$ Nmm²

40 b) titanio: módulo $E = 100 - 105 \cdot 10^3$ N/mm²
resistencia mínima a la flexión $E \cdot I = 12,1 - 12,7 \cdot 10^6$ Nmm²
resistencia máxima a la flexión $E \cdot I = 38,4 - 40,3 \cdot 10^6$ Nmm²

c) aleaciones de titanio: módulo $E = 110 - 130 \cdot 10^3$ N/mm²
resistencia mínima a la flexión $E \cdot I = 13,3 - 15,7 \cdot 10^6$ Nmm²
resistencia máxima a la flexión $E \cdot I = 42,2 - 49,9 \cdot 10^6$ Nmm²

45 La resistencia a la flexión se calcula según el manual Dubbel de Construcción de maquinaria, 21ª edición, 2005, editorial Springer mediante la fórmula:

$$B = E \times I$$

50 donde I es el momento axial de inercia superficial de 2º orden en mm⁴ y E es el módulo E en N/mm².
El momento axial de inercia superficial de 2º orden depende del eje de flexión escogido.

En otra forma de ejecución la parte delantera del clavo ortopédico es plásticamente deformable.

55 En otra forma más de ejecución la parte delantera del clavo ortopédico tiene una resistencia a la flexión de al menos $12 \cdot 10^6$ Nmm², preferiblemente de al menos $15 \cdot 10^6$ Nmm².

60 En otra forma de ejecución la parte delantera del clavo ortopédico tiene como máximo una resistencia a la flexión de $85 \cdot 10^6$ Nmm², preferiblemente de $60 \cdot 10^6$ Nmm² como máximo. La parte delantera tiene convenientemente el 50%, como máximo, de la rigidez de la parte posterior.

En otra forma de ejecución el clavo ortopédico tiene una longitud L_1 de 12 - 50 cm.

65 En otra forma más de ejecución el clavo ortopédico tiene un radio máximo de curvatura de 240 mm, preferiblemente de 210 mm como máximo.

En otra forma más de ejecución la relación L_1/D_1 entre la longitud del clavo L_1 y el diámetro D_1 es inferior a 16, con preferencia inferior a 14.

En otra forma de ejecución el implante presenta al menos un taladro transversal para alojar un tornillo de bloqueo, de manera que el eje longitudinal del taladro transversal se halla preferiblemente en el plano de curvatura del clavo ortopédico.

En otra forma de ejecución el radio de curvatura del clavo ortopédico es como mínimo de 130 mm, preferiblemente de 200 mm como mínimo.

En otra forma de ejecución el clavo ortopédico tiene una parte intermedia entre la parte delantera y la parte posterior, cuya rigidez aumenta respecto a la parte posterior.

Una aplicación especial del dispositivo es su uso para la artrodesis tibio-calcánea.

A continuación se explica con mayor detalle la presente invención y sus desarrollos mediante las representaciones parcialmente esquemáticas de varios ejemplos prácticos.

Las figuras representan:

Fig. 1: una vista en perspectiva de una forma de ejecución del dispositivo según la presente invención;
 Fig. 2: una vista lateral esquemática del dispositivo según la presente invención de la fig. 1;
 Fig. 3: un corte con el cabezal del dispositivo según la presente invención de la fig. 1;
 Fig. 4: una vista lateral esquemática del dispositivo según la presente invención de la fig. 1, con una perforación parcialmente terminada en el hueso;
 Fig. 5: una forma de ejecución de un clavo ortopédico según la presente invención, introducido parcialmente en el hueso;
 Fig. 6: una vista esquemática del clavo ortopédico según la presente invención de la fig. 6 en su configuración como implante;
 Fig. 7: una vista esquemática anterolateral de otra forma de ejecución del clavo ortopédico según la presente invención implantado en el hueso;
 Fig. 8: un corte por la línea X - Y de la fig. 7;
 Fig. 9: un corte por la línea Z - Y de la fig. 7;
 Fig. 10: un corte por la línea W - Y de la fig. 7; y
 Fig. 11a - 11k: representaciones esquemáticas de una forma de ejecución del procedimiento según la presente invención.

La forma de ejecución del dispositivo 9 representada en las figs. 1 a 4 comprende básicamente un tubo rígido 10 arqueado con un eje central 14, un árbol flexible 11 dentro del tubo 10 y un cabezal 12 que se puede fijar al extremo anterior del árbol flexible 11. Además el dispositivo está dotado de un accionamiento motorizado (no representado) para el movimiento giratorio del árbol flexible 11 y del cabezal 12.

Para el avance axial hay un plato de empuje 15 fijado al extremo posterior del árbol flexible 11. En la parte terminal del plato de empuje 15 hay un pivote de accionamiento 22 que se puede insertar en una máquina motriz. Por tanto al ejercer una fuerza de avance sobre la máquina motriz se puede mover el tubo 10 hacia delante junto con el árbol flexible 11. En el extremo anterior del árbol flexible 11 hay unos elementos de acoplamiento (no representados) con los cuales el cabezal 12 está conectado de forma desacoplable al árbol flexible 11. Los elementos de acoplamiento permiten pretensar por tracción el árbol flexible 11 después de fijar el cabezal 12 al extremo anterior del árbol flexible 11. El árbol flexible 11 va montado axialmente mediante el plato de empuje 15 en el extremo posterior del tubo 10, mientras que el cabezal 12 se ajusta axialmente en el extremo anterior del tubo 10, lo cual permite pretensar por tracción el árbol flexible 11 tras la fijación del cabezal 12. Entre el extremo anterior del árbol flexible 11 y el cabezal 12 y entre el extremo posterior del árbol flexible 11 y el plato de empuje 15 hay una fuerza de fricción que depende de la tensión previa. El cabezal 12 es movido giratoriamente por el árbol flexible 11 y axialmente por el tubo 10.

El eje central 14 del tubo rígido 10 tiene un radio de curvatura constante en toda su longitud, para cada segmento infinitesimal.

El cabezal 12 tiene un diámetro exterior D mayor que el diámetro exterior del tubo 10. El árbol flexible 11 es de construcción hueca, puede flexionarse elásticamente y tiene un diámetro exterior correspondiente al diámetro interior d_i del tubo 10. Además el cabezal 12 tiene unas perforaciones axiales 36 para la evacuación de las astillas de hueso. Las perforaciones 36 traspasan el cabezal 12 en dirección axial y desembocan en el espacio hueco del árbol flexible 11. Las astillas de hueso producidas durante el taladrado son extraídas y aspiradas por el árbol flexible 11 hacia su interior hueco a través de las perforaciones 36.

El dispositivo 9 va montado de forma móvil en un mecanismo localizador 13 ajustable al pie que debe tratarse, de tal manera que el tubo rígido 10 se puede insertar axialmente en el hueso junto con el árbol flexible 11 y el cabezal 12. El mecanismo localizador 13 es un arco en forma de C y comprende una guía arqueada 16 para el alojamiento móvil

coaxial del tubo rígido 10. En la forma de ejecución aquí representada la guía arqueada 16 comprende dos anillos orientadores 17 cuyos centros se hallan en un arco de circunferencia que tiene un radio correspondiente al radio de curvatura del eje central 14 del tubo 10 y un ángulo de 25°. En otra forma de ejecución (no representada) se prevén tres guías en lugar de dos.

El mecanismo localizador 13 comprende además un primer extremo 20 con una púa 35, ajustable a la superficie de un hueso, un segundo extremo 21 en forma de horquilla y una corredera de fijación 18 ajustable a la superficie de un hueso. En la forma de ejecución aquí representada la corredera de fijación 18 lleva dos mordazas 23 colocadas a los lados del tubo rígido 10. La corredera de fijación 18 va montada de manera deslizable sobre el segundo extremo 21 del mecanismo localizador 13 en dirección radial respecto al mecanismo localizador arqueado 13, y las mordazas 23 son encarriladas por unas guías de cola de milano 24 que corren en dirección radial. Las dos mordazas 23 están perforadas con taladros paralelos al plano del eje central 14 del tubo rígido 10 para alojar las agujas Kirschner 19, lo cual permite fijar el mecanismo localizador 13 al hueso. El cabezal 12 se monta después de fijar el mecanismo localizador 13 al hueso, haciendo retroceder el tubo rígido 10 hasta que el cabezal 12 queda introducido entre el extremo anterior del tubo rígido 10 y la superficie del hueso y entre las dos mordazas 23 de la corredera de fijación 18, de manera que se pueda sujetar al extremo anterior del árbol flexible.

La fig. 5 muestra la pantorrilla en una posición girada unos 45° hacia dentro. Están representados los huesos que son importantes para la aplicación del implante 8 de la presente invención. Se trata principalmente del calcáneo 1, del astrágalo 2 y de la tibia 3. En la fig. 5 también está representado el clavo ortopédico como implante 8 según la presente invención, el cual está introducido a través del calcáneo 1 y del astrágalo 2, y en parte hasta la porción inferior de la tibia 3. Antes de su inserción la parte delantera 45 del implante 8 tiene una forma arqueada (indicada por la línea de trazos) con el mismo radio de curvatura R que la parte posterior 46. Gracias a su menor rigidez la parte delantera 45 se puede deformar durante su introducción en la tibia 3, de manera que después de la inserción puede presentar un radio de curvatura considerablemente mayor o incluso adoptar la línea recta.

Tal como está representado en la fig. 6, el implante 8 siempre está doblado en un plano con un radio de curvatura R típico de 190 mm. La curvatura se extiende por toda la longitud L₁ del implante 8, que es típicamente de 140 mm. Su diámetro D₁ suele ser de 11 mm. La relación L₁/D₁ entre la longitud L₁ y el diámetro D₁ del implante 8 es típicamente de 12,7. El implante 8 presenta una serie de taladros transversales 39, 40, 41, 42 en los cuales se pueden insertar tornillos de bloqueo 30, 31, 32. Tres de los taladros transversales 39, 40, 41 se encuentran en el mismo plano que la curvatura del implante 8. Un cuarto taladro transversal 42 está en el extremo proximal del implante 8 y se extiende perpendicularmente a dicho plano de curvatura. El eje longitudinal 43 del taladro transversal 39 que existe en el extremo distal del implante 8 forma un ángulo alfa de 15° con el eje longitudinal 44 del implante 8.

El implante 8 consta de un material especialmente resistente a la flexión. En la parte anterior 45 del implante 8 hay unas hendiduras longitudinales 49 que confieren flexibilidad elástica a la parte anterior 45 del implante 8. Para poder introducir el implante 8 en el hueso es conveniente taladrar primero los huesos afectados 1, 2, 3 en función de su estado, lo cual se realiza mediante el dispositivo 9 representado en las figs. 1 a 4.

En las figs. 7 - 10 está representada otra forma de ejecución del implante 8 en forma de un clavo ortopédico que solo se diferencia de la forma de ejecución de la fig. 6 en que el clavo ortopédico:

- a) tiene una sección de perfil trifoliado 52 (fig. 8) en su parte delantera 45, un espacio hueco 56 paralelo al eje longitudinal 44 y una hendidura longitudinal 49 paralela al eje longitudinal 44; e
- b) incluye entre su parte delantera 45 y su parte posterior 46 una parte intermedia 55 configurada como zona de transición entre la parte anterior 45 de menor rigidez y la parte posterior 46 de mayor rigidez, de manera que la rigidez del clavo ortopédico aumenta continuamente hacia la parte posterior 46.

Gracias al espacio hueco 56 el clavo ortopédico adquiere en la parte delantera 45 una sección de perfil delgado de pared 52, con una pared periférica 58 de bajo grosor que está cortada paralelamente al eje longitudinal 44 por la hendidura longitudinal 49. La forma trifoliada del perfil de la sección 52 es el resultado de la formación de la pared 58 con dos hendiduras 59 que se extienden paralelamente al eje longitudinal 44 en la parte delantera 45. Las dos hendiduras 59 están alineadas en la periferia del clavo ortopédico, de modo que se forma una hendidura convexa 57 de la pared 58 opuesta diametralmente a la hendidura longitudinal 49 y asimismo paralela al eje longitudinal. En la parte intermedia 55 la rigidez de la parte anterior 45 aumenta hacia la parte posterior 46 mediante el grosor creciente de la pared 58. Este grosor creciente de la pared se alcanza por una parte estrechando continuamente el espacio hueco 56 y por otra parte reduciendo continuamente la profundidad radial de las hendiduras 59 en la pared 58 hacia la parte posterior 46, de lo cual resulta una transición continua del perfil trifoliado de la sección 52 en la parte anterior 45 a un perfil circular de la sección 54 en la parte posterior 46. Antes de la implantación la parte intermedia 55 y la parte anterior 45 del clavo ortopédico tienen una forma arqueada (representada por la línea de trazos) con el mismo radio de curvatura R que la parte posterior 46. Gracias a la menor rigidez de la parte intermedia 55 y sobre todo de la parte anterior 45 estas partes se pueden deformar durante la inserción en la tibia 3, con lo cual la parte anterior 45 puede tener tras la implantación un radio de curvatura considerablemente mayor o incluso tener forma recta (fig. 7).

Descripción de la técnica operativa:

- 1) Colocar al paciente en posición de decúbito supino, decúbito prono o decúbito lateral;
 - 2) abordar ambas articulaciones (superior y subtalar) mediante un acceso frontal, lateral o posterolateral selectivo y limitado, eliminando el cartílago residual;
 - 3) la tibia 3, el astrágalo 2 y el calcáneo 1 deben poder moverse libremente para lograr la reorientación (ajuste) deseada;
 - 4) ajustar las articulaciones destruidas que deben tratarse por artrodesis entre calcáneo, astrágalo y tibia;
 - 5) fijar la posición elegida con agujas Kirschner macizas 19 (de 3 mm de diámetro) introducidas percutáneamente (fig. 11 a);
 - 6) practicar un acceso de unos 2 - 3 cm de longitud en el talón lateral;
 - 7) buscar el borde posterolateral del calcáneo (tuberosidad calcánea);
 - 8) colocar el mecanismo localizador 13 con su púa 35 en la apófisis medial de la articulación subtalar superior (fig. 11 b);
 - 9) montar la corredera de fijación 18 en el mecanismo localizador 13 (fig. 11 c);
 - 10) deslizar la corredera de fijación 18 hacia la piel del lugar de acceso (fig. 11 d);
 - 11) fijar el mecanismo localizador 13 al talón con la corredera de fijación 18, asimismo con agujas Kirschner 19 (fig. 11 e);
 - 12) introducir el tubo rígido 10 en los dos anillos orientadores 17 (fig. 11 f);
 - 13) introducir el árbol flexible 11 en el tubo rígido 10 (fig. 11 g);
 - 14) sujetar el cabezal 12 en el extremo anterior del árbol flexible 11 e hincarlo en la abertura del hueso (fig. 11 h). El cabezal 12 se introduce entre la superficie del pie y el anillo orientador delantero 17 y entre las dos mordazas 23 de la corredera de fijación 18 y se sujeta al árbol flexible 11 al pretensarlo. Para ello, en los pasos 12 y 13 el tubo 10 y el árbol flexible 11 se desplazan hacia delante entre los dos anillos orientadores 17 solo hasta que los extremos anteriores del tubo 10 y del árbol flexible 11 coinciden con la superficie frontal del anillo orientador delantero 17;
 - 15) fresar el taladro para el implante 8 mediante el giro y empuje simultáneo del árbol flexible 11, atravesando el calcáneo 1 y el astrágalo 2 a la altura de la faceta articular subtalar, hasta llegar con el cabezal 12 a la cavidad medular de la tibia (fig. 11 i);
 - 16) desmontar el dispositivo 9;
 - 17) insertar el implante 8 en el taladro hasta la cavidad medular de la tibia (fig. 11 j), introduciendo el implante 8 con un enganche selectivo opcional (no representado) que lleva guías para perforar los taladros de los tornillos de bloqueo 30, 31, 32;
 - 18) encajar el clavo 33 hasta que su parte delantera 45 llega de forma plástica a la cavidad medular de la tibia (fig. 5);
 - 16) si es preciso, insertar percutáneamente los tornillos de bloqueo 30, 31, 32 para el calcáneo 1, el astrágalo 2 y la tibia 3 (fig. 11 k); y
 - 17) realizar la sutura cutánea.
- En la fig. 11 k el pie con la pantorrilla está girado unos 45° grados hacia dentro. El implante 8 está representado en su posición final definitiva. Un primer tornillo de bloqueo 30 en el taladro transversal 39 asegura el implante 8 en el calcáneo 1 y el astrágalo 2. Un segundo tornillo de bloqueo 31 en el taladro transversal 40 inmoviliza el implante 8 en el astrágalo 2. Un tercer tornillo de bloqueo 32 en el taladro transversal 41 inmoviliza el implante 8 en la tibia 3 y el astrágalo 2. De esta forma los tres huesos, la tibia 3, el astrágalo 2 y el calcáneo 1, se refuerzan conjuntamente y – lo que es importante – en una posición anatómicamente correcta.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (9) para realizar un taladro de forma curvada en un hueso, que comprende:
 - un tubo rígido arqueado (10) con un eje central (14),
 - un árbol flexible (11) insertable o introducido dentro del tubo (10),
 - un cabezal (12) que puede fijarse en el extremo anterior del árbol flexible (11),caracterizado porque el eje central (14) del tubo rígido (10) tiene un radio de curvatura para cada segmento infinitesimal del mismo, que es como mínimo de 130 mm.
2. Dispositivo (9) según la reivindicación 1, caracterizado porque el cabezal (12) tiene un diámetro exterior D y la relación d_e/D entre el diámetro exterior del tubo y el diámetro exterior D es como máximo de 0,95.
3. Dispositivo (9) según la reivindicación 2, caracterizado porque la relación d_e/D entre el diámetro exterior del tubo y el diámetro exterior D es como máximo de 0,92.
4. Dispositivo (9) según una de las reivindicaciones 1 a 3 junto con un mecanismo localizador (13) que se puede fijar a la parte del cuerpo objeto del tratamiento y tiene una guía arqueada (16) para alojar de manera movable el tubo rígido (10).
5. Dispositivo (9) según la reivindicación 4, caracterizado porque la guía (16) comprende dos o más anillos orientadores (17), preferiblemente tres anillos orientadores (17).
6. Dispositivo (9) según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque el cabezal (12) tiene unas perforaciones axiales (36) para extraer astillas de hueso.
7. Kit que lleva un dispositivo (9) según una de las reivindicaciones 1 a 6 y al menos un implante (8) en forma de clavo ortopédico para el talón, con:
 - A) una parte delantera (45) para introducirla en el hueso, con una punta (47);
 - B) una parte posterior (46) con un extremo (48), de manera que
 - C) el clavo ortopédico está curvado en un plano, y
 - D) la curvatura de cada segmento infinitesimal del clavo ortopédico tiene un radio de al menos 130 mm.
8. Kit según la reivindicación 7, caracterizado porque la parte posterior (46) tiene una parte rígida desde el extremo (48), cuya longitud es preferiblemente de 120 mm.
9. Dispositivo (9) según una de las reivindicaciones 1 a 6 para usar en la artrodesis tibio-calcánea.

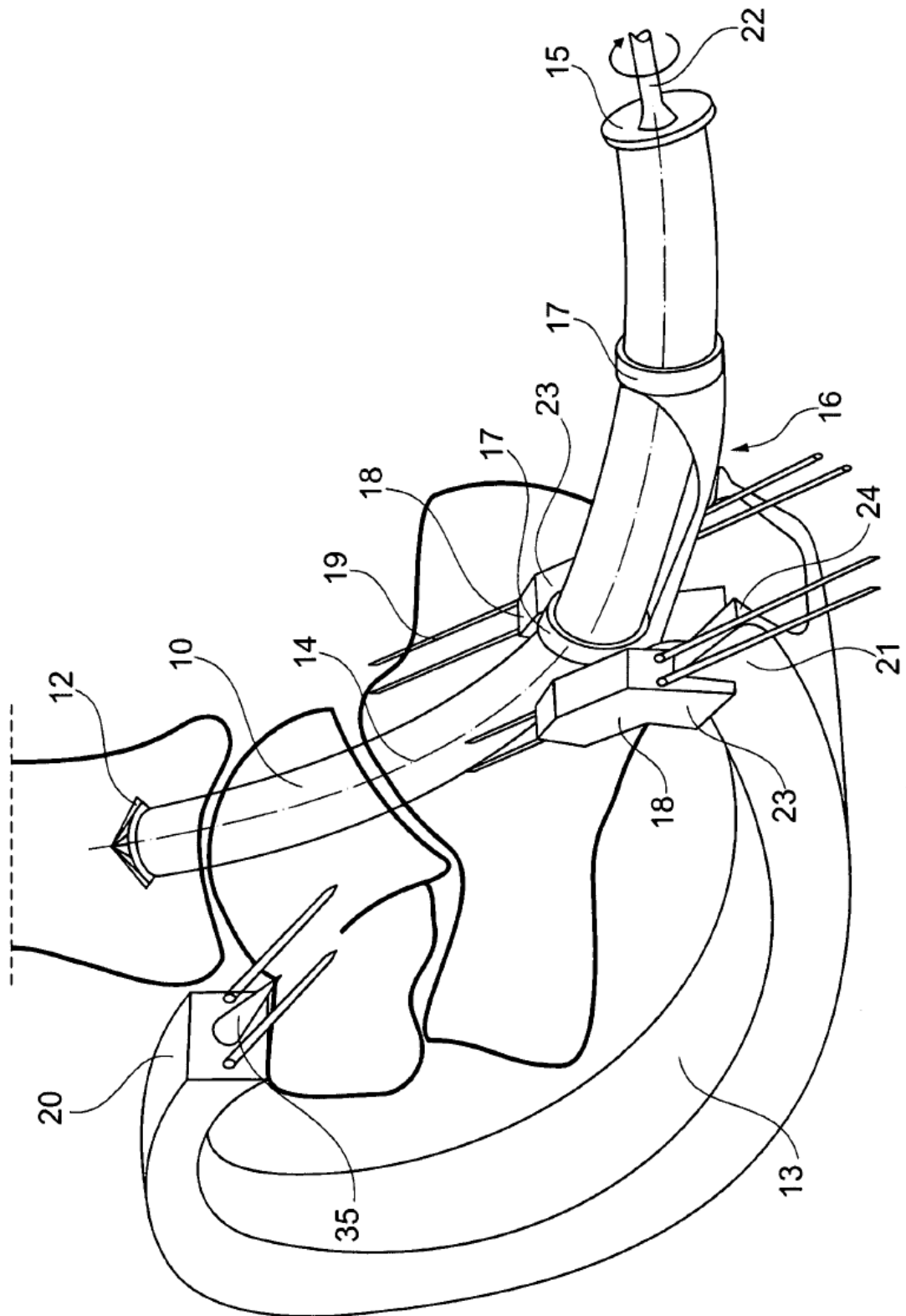


Fig. 1

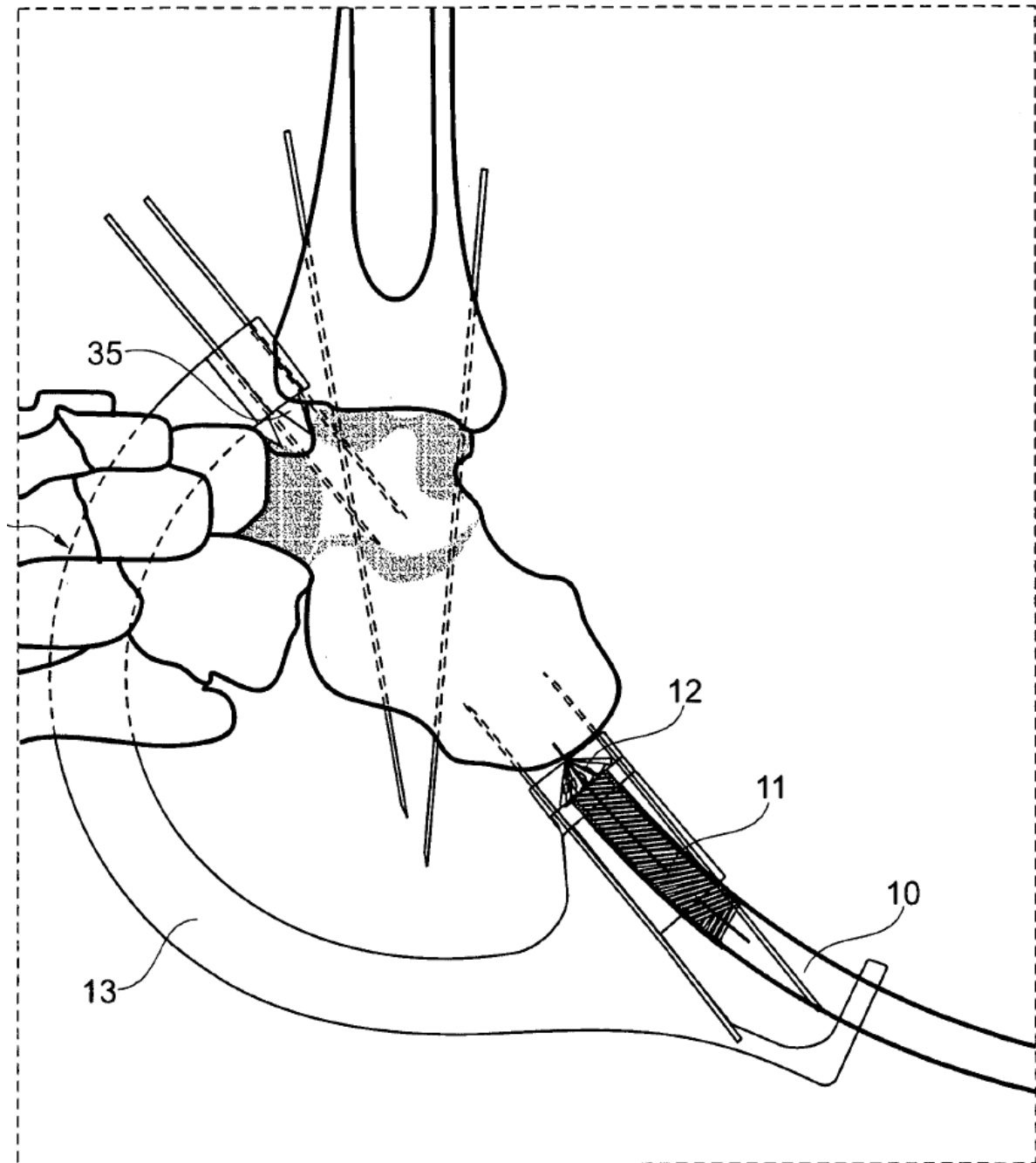


Fig. 2

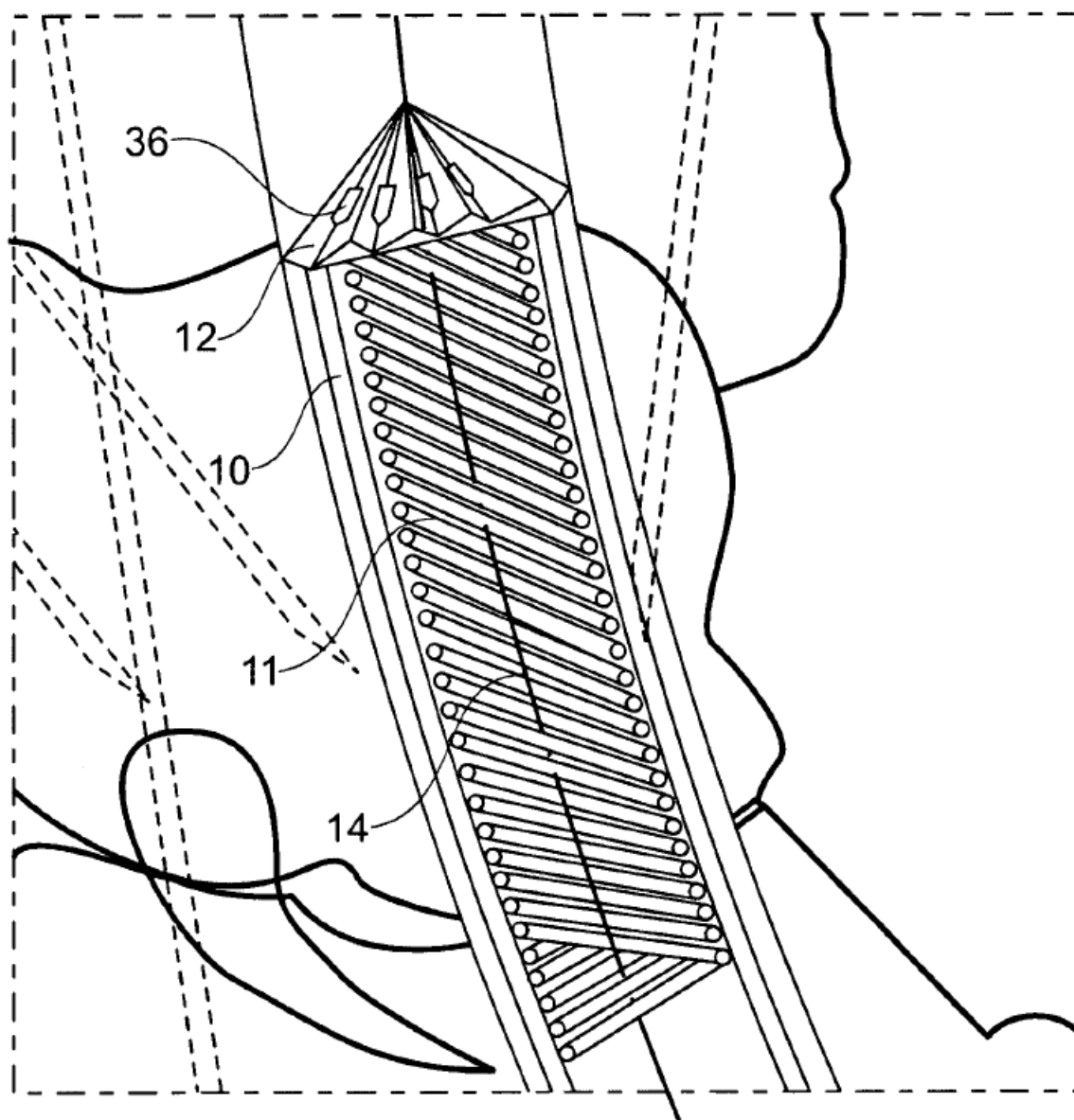


Fig. 3

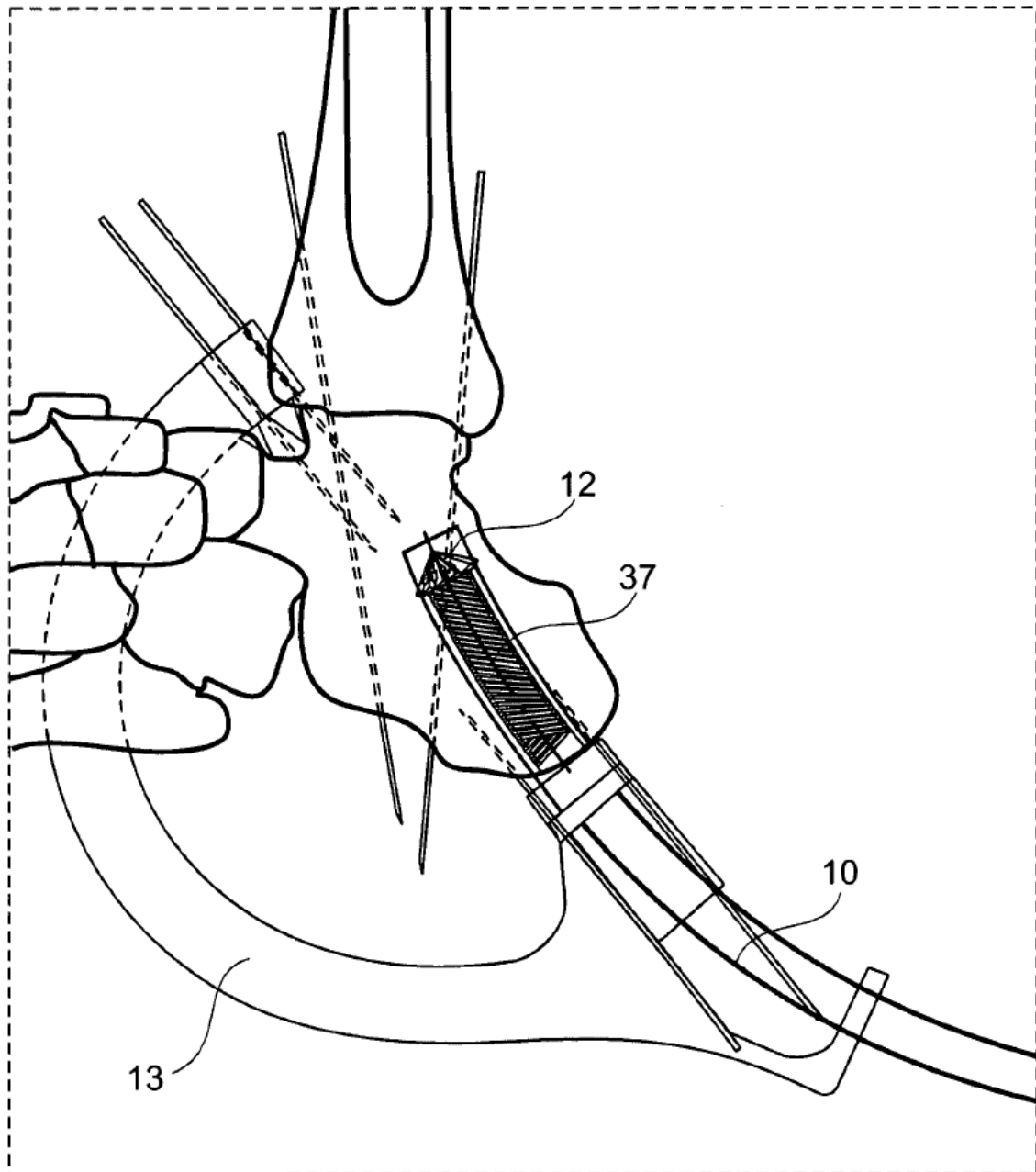


Fig. 4

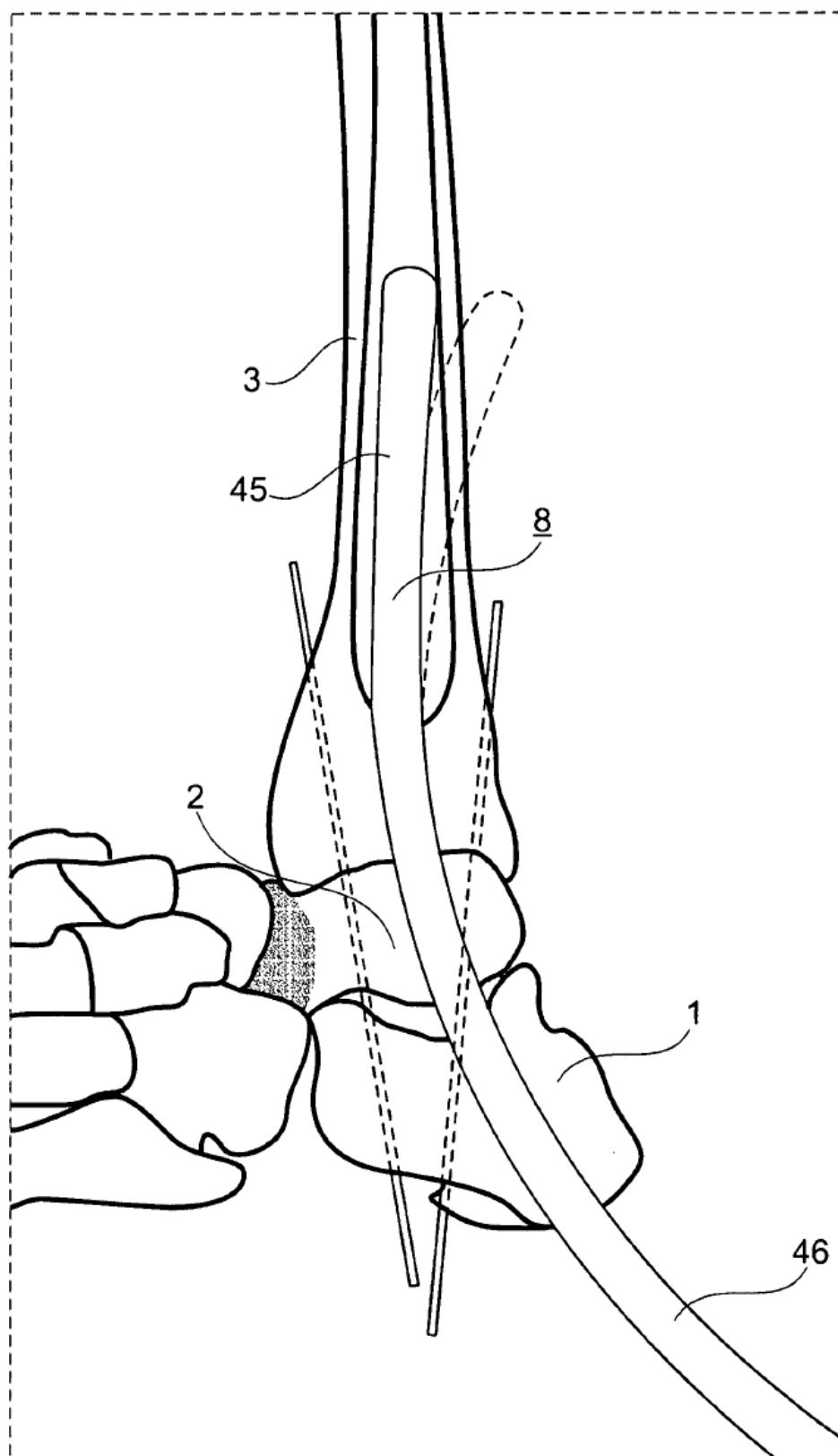


Fig. 5

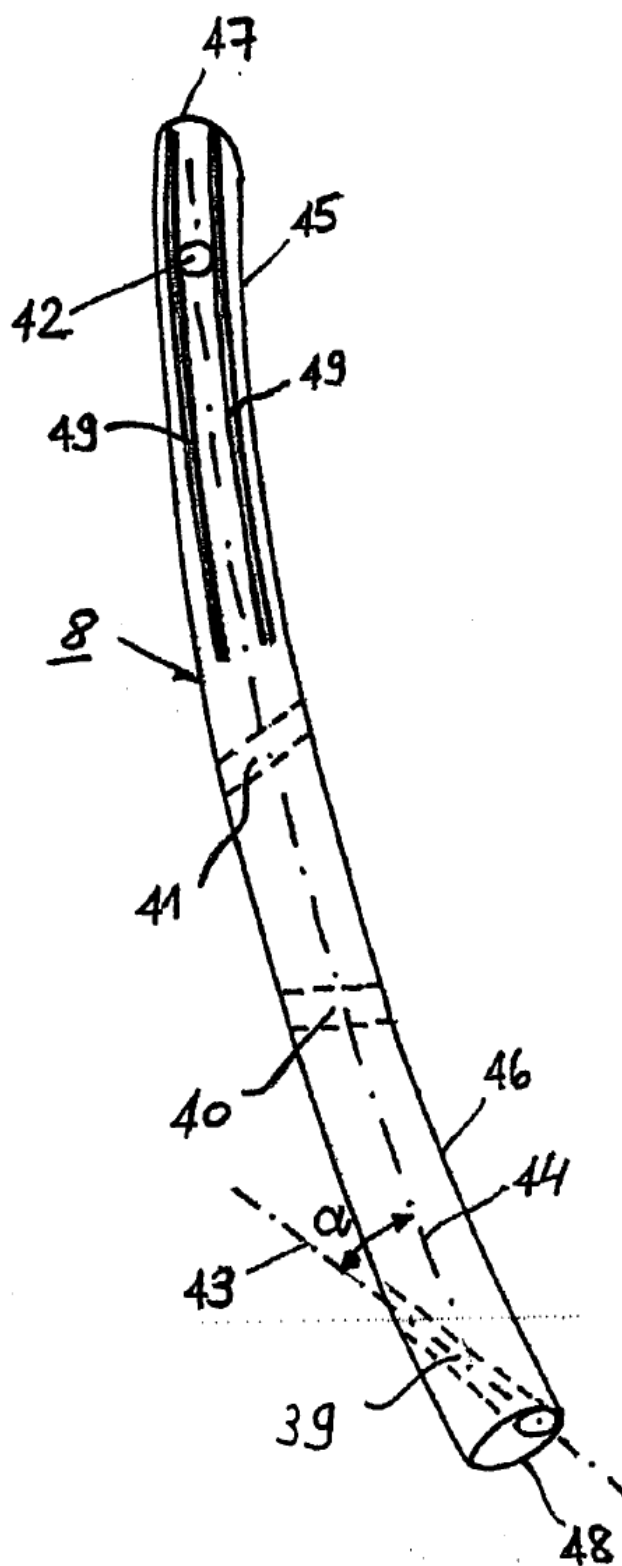
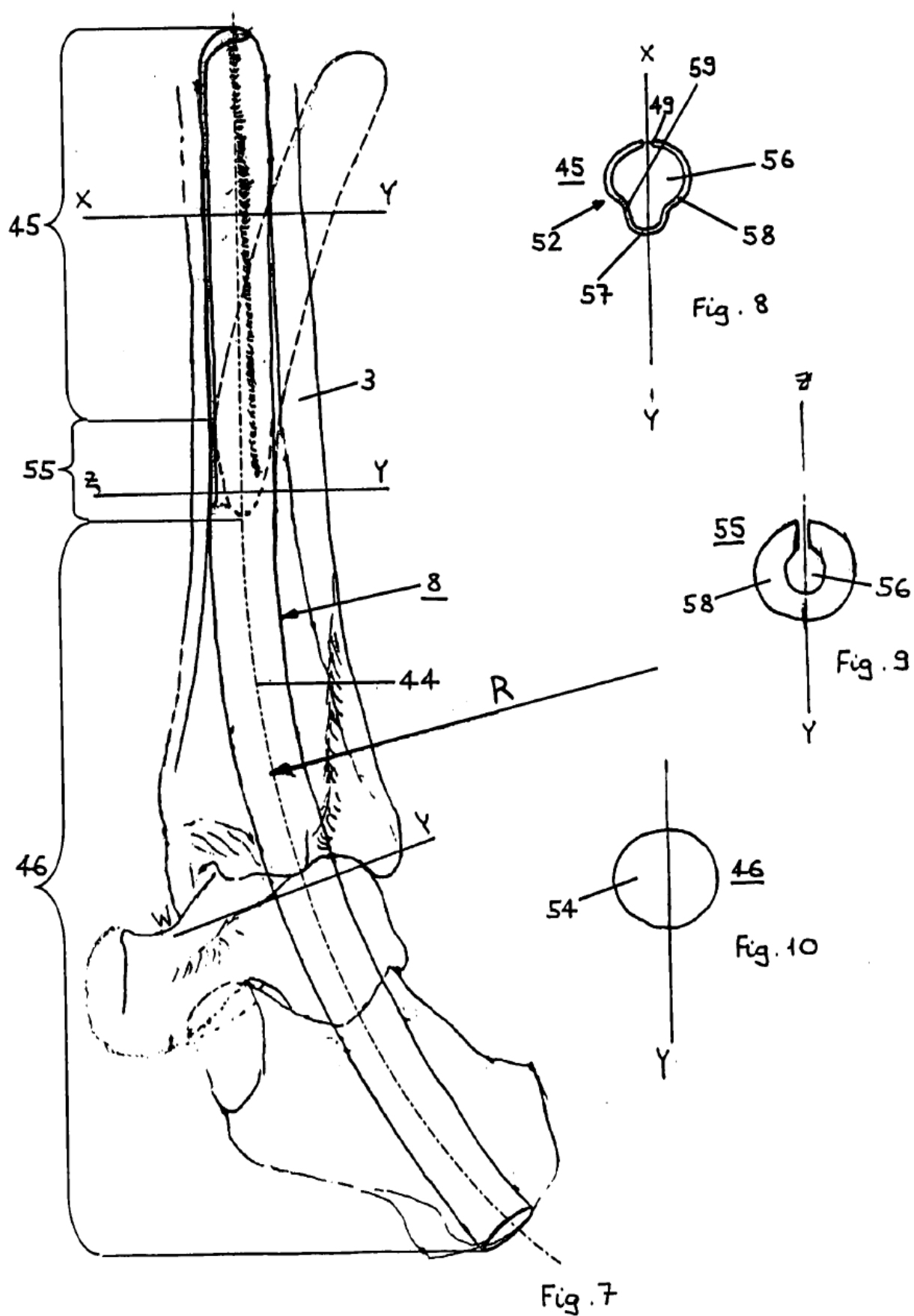


Fig. 6



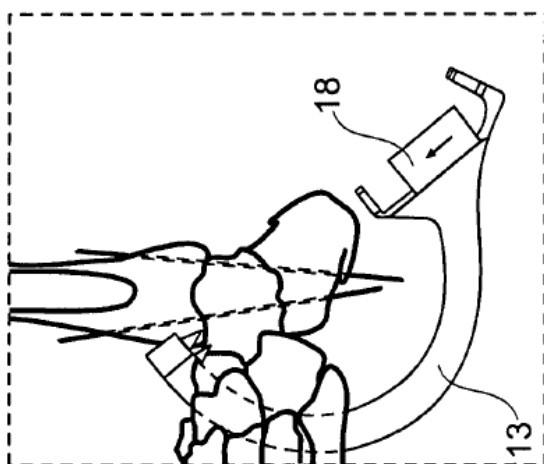


Fig. 11c

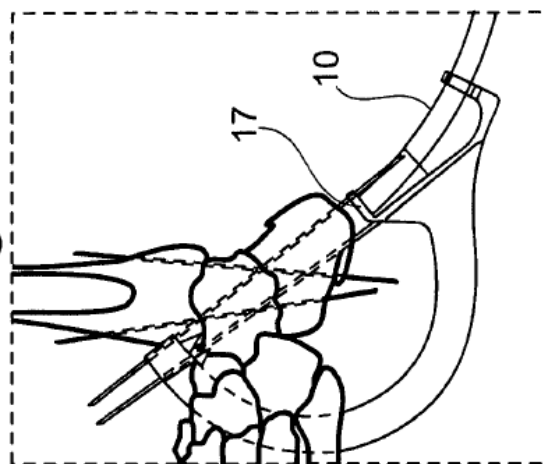


Fig. 11f

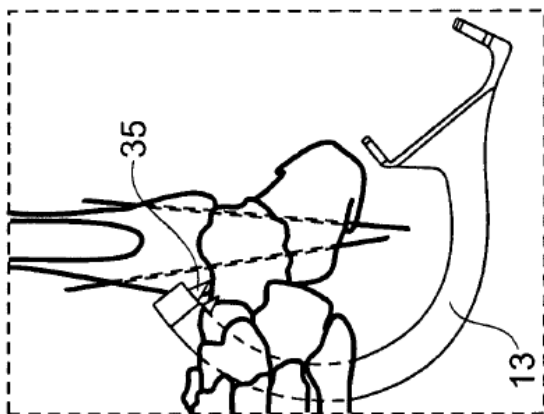


Fig. 11b

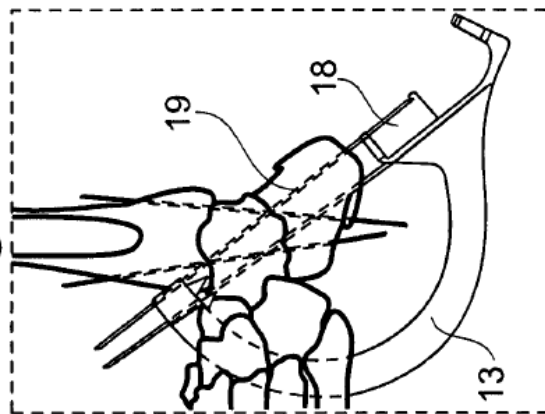


Fig. 11e

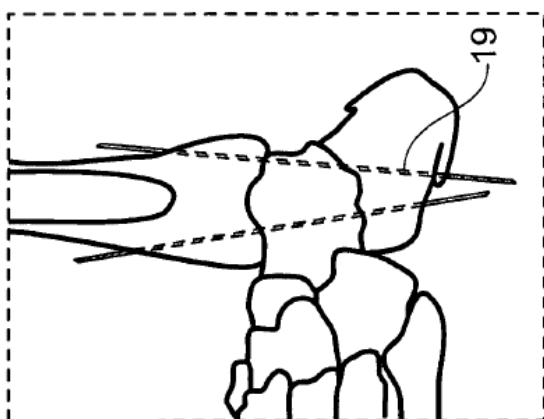


Fig. 11a

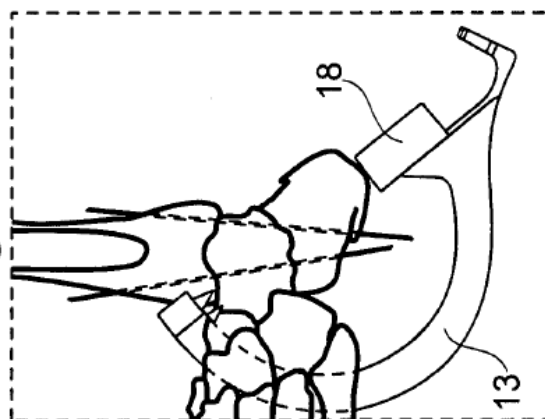


Fig. 11d

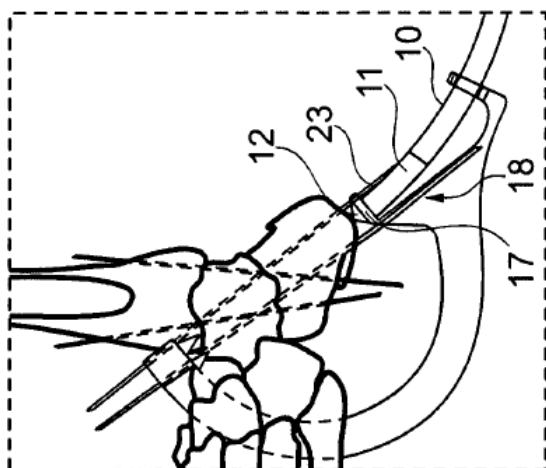


Fig. 11h

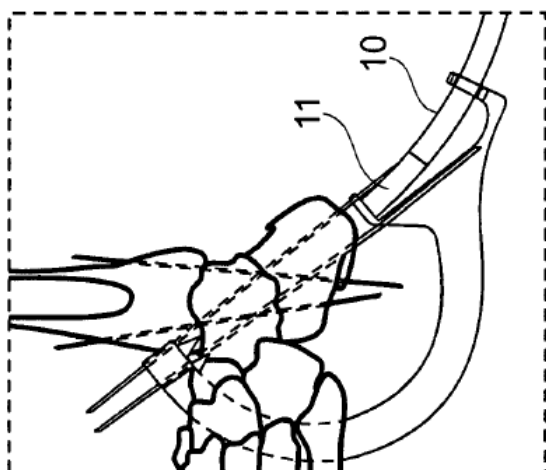


Fig. 11g

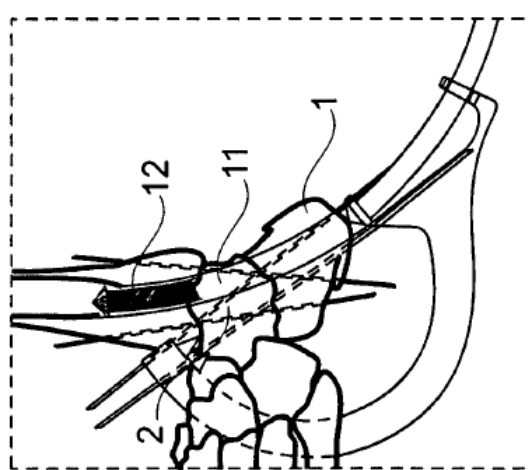


Fig. 11i

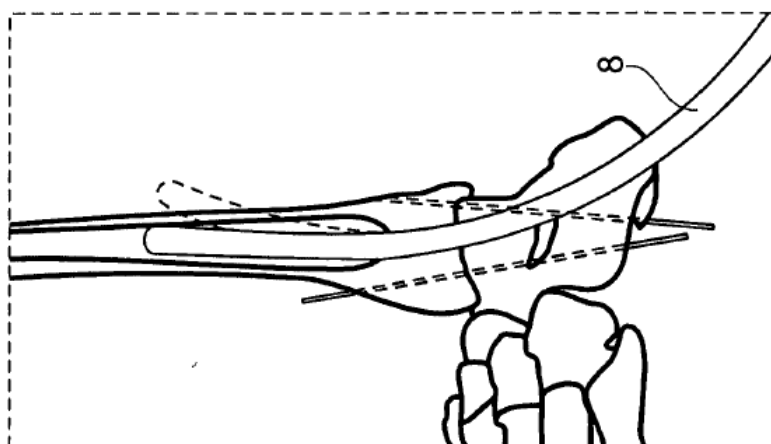


Fig. 11j

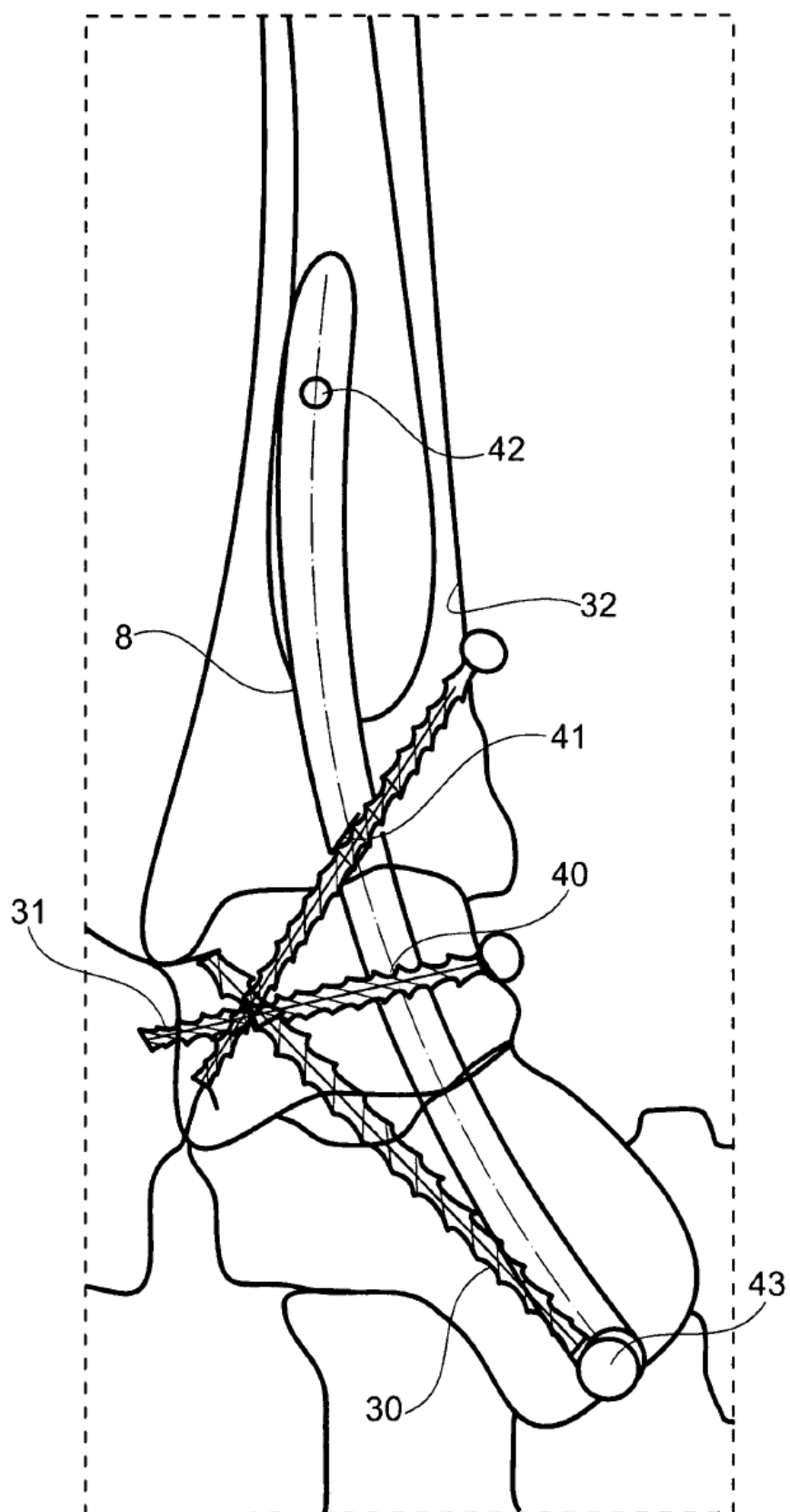


Fig. 11k