



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 364 534**

51 Int. Cl.:
A61B 17/62 (2006.01)
A61B 17/64 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08766714 .3**
96 Fecha de presentación : **30.05.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2152177**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.02.2010**

54 Título: **Sistema para corregir huesos.**

30 Prioridad: **01.06.2007 NL 1033925**
04.11.2007 NL 1034698

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.09.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.09.2011

73 Titular/es: **UMC Utrecht Holding B.V.**
Yalelaan 40
3584 CM Utrecht, NL

72 Inventor/es: **Sakkers, Ralph Johan Bernhard;**
Van der Wal, Aaida Johanna;
Jaspers, Joris, Emanuel, Nicolaas y
Dijkstra, Peter, Timo

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 364 534 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

Sistema para corregir huesos.

5 El tejido óseo depositado recientemente tiene la propiedad de ser flexible todavía puesto que este tejido nuevo no se ha calcificado completamente todavía, por lo que no tiene todavía las propiedades rígidas del hueso calcificado y por tanto todavía es relativamente deformable.

10 En trastornos óseos determinados tales como aberraciones de posición y longitud, se utiliza este principio para corregir la aberración del hueso. Aplicando tracción en el hueso entre clavijas dispuestas en ambos lados de un hueso roto, la orientación y la distancia entre estas clavijas, y por tanto las partes óseas, pueden ser ajustadas. Extensiones óseas o correcciones axiales tridimensionales del hueso son posibles utilizando este principio. Con este fin, a las clavijas está conectado un armazón que produce esta tracción. Este dispositivo también debe absorber la presión que es soportada normalmente por el hueso durante el uso, de modo que el paciente todavía puede utilizar el hueso a ser extendido, por ejemplo una pierna.

15 El proceso de corrección descrito anteriormente consiste sustancialmente en dos fases: una fase de corrección y una fase de endurecimiento (osificación). Durante la fase de corrección, la posición del hueso flexible en un hueso roto puede ser ajustada. El nuevo tejido óseo es estirado en pasos pequeños aumentando gradualmente la distancia entre las clavijas dispuestas en ambos lados de la rotura. Cuando la longitud o la orientación del hueso ha sido modificada satisfactoriamente, es importante permitir que el hueso se calcifique en esta posición, la fase de endurecimiento (osificación). Aquí, el hueso debe ser fijado en esta posición. Después de un tiempo, el hueso se hace suficientemente fuerte y rígido para que las clavijas y la pieza de fijación puedan ser eliminadas. Para una extensión de un hueso de un centímetro, por ejemplo, la fase de corrección necesita dos semanas y la fase de endurecimiento (osificación) necesita seis semanas.

20 En el método según Ilizarov y refinado por Taylor, anillos son sujetos a las clavijas en ambos lados de la rotura, entre los que están dispuestos tubos telescópicos ajustables en longitud. Por este medio, la distancia y la orientación mutuas de los anillos pueden ser ajustadas precisamente dando a cada uno de los tubos una longitud específica.

30 El documento US2007/0055234 (el preámbulo de la reivindicación 1 está basado en este documento) expone un sistema para anclar provisionalmente un elemento fijador externo mientras el elemento fijador externo es reconfigurado.

35 Aunque el sistema conocido es adecuado para uso durante la fase de corrección debido a las buenas opciones de ajuste, el tamaño relativamente grande del dispositivo es un inconveniente de este sistema que produce incomodidad innecesaria para el paciente.

40 El objeto de la invención es proporcionar un sistema más eficiente, favorable para el usuario y/o más sencillo para corregir huesos, particularmente con respecto al endurecimiento.

Para este fin, es provisto un sistema para corregir huesos, comprendiendo:

- 45
- al menos una primera clavija que puede ser conectada al hueso en una primera ubicación;
 - al menos una segunda clavija que puede ser conectada al hueso en una segunda ubicación separada de la primera ubicación;
 - una pieza de fijación que es acoplada rígidamente a las clavijas primera y segunda con el fin de fijar la distancia mutua entre las clavijas durante una fase de endurecimiento, y que es acoplada flexiblemente a las clavijas primera y segunda durante una fase de corrección; y

50

 - al menos una primera pieza anular de fijación que es conectada separablemente a la primera clavija y al menos una segunda pieza anular de fijación que es conectada separablemente a la segunda clavija con el fin de ajustar el hueso durante la fase de corrección, en el que durante la fase de endurecimiento, la pieza 6 de fijación puede ser fijada y las piezas anulares de fijación primera y segunda 5a, 5b pueden ser eliminadas.

55 Medios para ajustar la distancia y la orientación mutuas de las piezas anulares de fijación están dispuestos preferiblemente entre las piezas anulares de fijación. Los medios para ajustar la distancia y la orientación mutuas de las piezas anulares de fijación comprenden más preferiblemente al menos un tubo telescópico. Tal sistema hace posible corregir el hueso durante la fase de corrección usando las piezas anulares de fijación y el al menos un tubo telescópico, en el que la otra pieza de fijación puede desplazarse conjuntamente de modo libre y no soporta presión.

60 Durante la fase de endurecimiento, esta pieza de fijación puede ser fijada, por lo que las piezas anulares de fijación pueden ser eliminadas, aumentando esto la comodidad de uso para el paciente.

65 Aquí debería observarse que la conexión entre las clavijas y las piezas anulares de fijación debe ser considerada como rígida. Tal conexión rígida asegura una buena corrección de la posición del hueso durante el ajuste de la orientación y la distancia mutuas de las piezas anulares de fijación. Por supuesto, la conexión entre las clavijas y la pieza tubular de fijación es también una conexión rígida en la fase de endurecimiento, y la pieza tubular de fijación

es bien capaz de absorber las presiones sobre el hueso corregido.

5 En una realización preferida más según la invención, el tubo telescópico comprende un primer tubo provisto de rosca de tornillo, en el que se enrosca un segundo tubo que es deslizable sobre él y que es desplazable en longitud con respecto al primer tubo por medio de rotación sobre la rosca de tornillo, esto para hacer el tubo telescópico ajustable en longitud.

10 En una realización preferida más del sistema según la invención, al menos un cuerpo de acoplamiento está provisto para conectar una pieza anular de fijación a una clavija, en el que el cuerpo de acoplamiento comprende primeros medios conectores para conectar la clavija al cuerpo de acoplamiento y segundos medios conectores para conectar el cuerpo de acoplamiento a la pieza anular de fijación, en el que al menos unos de los medios conectores primeros o segundos están adaptados para permitir al menos una orientación variable de modo sustancialmente continuo de la clavija con respecto a la pieza anular de fijación. Tal cuerpo de acoplamiento para acoplar las clavijas a la pieza anular de fijación hace posible que el especialista disponga las clavijas ajustablemente en las piezas anulares de fijación. El cuerpo de acoplamiento es incorporado con este fin tal que, después del ajuste de las clavijas, puede ser conectado rígidamente independientemente de la orientación de las clavijas con respecto a las piezas anulares de fijación. Tales cuerpos de acoplamiento son usados preferiblemente para acoplar ambas clavijas primera y segunda, respectivamente, a las piezas anulares de fijación primera y segunda.

20 Los primeros medios conectores comprenden preferiblemente bloques de sujeción por apriete para sujetar la clavija entre ellos. Aquí es ventajoso sujetar los bloques de sujeción por apriete entre sí por medio de tornillos por ejemplo. Los bloques de sujeción por apriete están provistos más preferiblemente de rebajos para recibir al menos una clavija dentro de ellos. Tales bloques de sujeción por apriete proporcionan la ventaja de que cuando la clavija, más preferiblemente una pluralidad de clavijas, está dispuesta, la orientación de las clavijas con respecto a la pieza anular de fijación todavía puede ser modificada en cierto grado. Sin embargo, después de la sujeción de la clavija, una conexión rígida es obtenida entre el cuerpo de acoplamiento y la clavija.

25 Los segundos medios conectores comprenden preferiblemente al menos una conexión de tornillo para conectar el cuerpo de acoplamiento a la pieza anular de fijación. Los segundos medios conectores también comprenden más preferiblemente una conexión de tuerca-perno.

30 En una realización preferida más del sistema según la invención, el cuerpo de acoplamiento está provisto además de al menos una superficie de contacto para contacto del cuerpo de acoplamiento en la pieza anular de fijación, en el que los segundos medios conectores y la superficie de contacto están situados a cierta distancia entre sí como se ve en el plano de contacto con la pieza anular de fijación. Es preferible que solo la superficie de contacto del cuerpo de acoplamiento aquí haga contacto con la pieza anular de fijación. El brazo o el par resistente creado por la distancia entre el árbol de los medios conectores y la superficie conectadora o superficie de contacto entre el cuerpo de acoplamiento y la pieza anular de fijación tiene el resultado de que es incrementada la resistencia a rotación del cuerpo de acoplamiento con respecto a la pieza de fijación. La superficie de contacto es formada preferiblemente por un borde vertical dispuesto en el lado del cuerpo de acoplamiento dirigido hacia la pieza de fijación en la situación conectada. El lado del cuerpo de acoplamiento dirigido hacia la pieza de fijación en la situación conectada comprende más preferiblemente dos superficies de contacto, puesto que esto mejora la estabilidad de la conexión. Aún más preferiblemente, los dos lados opuestos del cuerpo de acoplamiento están provistos al menos de una superficie de contacto, por lo que el cuerpo de acoplamiento puede ser sujetado por apriete entre dos piezas anulares de fijación, preferiblemente por los segundos medios conectores.

35 En una realización preferida más de un sistema según la invención, los segundos medios conectores están adaptados para hacer el cuerpo de acoplamiento capaz de girar alrededor de al menos un eje. Con este fin, los segundos medios conectores comprenden preferiblemente al menos una conexión de tornillo con la que la pieza anular de fijación está conectada al cuerpo de acoplamiento. Los segundos medios conectores también comprenden más preferiblemente un agujero ovalado para recibir un perno por ejemplo, en los que el agujero ovalado todavía permite alguna rotación del cuerpo de acoplamiento alrededor del eje de la conexión de tornillo.

40 Aquí es ventajoso disponer el cuerpo de acoplamiento antes citado entre dos piezas anulares de fijación, en el que estas dos piezas anulares de fijación forman la pieza de fijación primera o segunda. Por tanto, cada una de las piezas anulares de fijación consta aquí de dos anillos. Con tal construcción, es ventajoso además disponer una conexión de tuerca-perno a través del cuerpo de acoplamiento, en la que las piezas anulares de fijación son sujetas por apriete entre sí con el cuerpo de acoplamiento entre ellas cuando la tuerca es apretada. En otra realización, también puede ser posible sujetar por apriete los anillos entre sí fuera de los cuerpos de acoplamiento disponiendo por ejemplo una conexión de tuerca-perno entre los anillos. Será evidente que tal sujeción por apriete es particularmente ventajosa cuando el cuerpo de acoplamiento está provisto de las superficies de contacto antes mencionadas.

45 Sin embargo, debe observarse aquí que la invención no está limitada al uso de dos anillos por pieza anular de fijación. En otra realización, puede ser posible disponer los segundos medios conectores solo en un anillo y proporcionar de tal manera una conexión entre la clavija y la pieza de fijación.

Los medios para ajustar la distancia y la orientación mutuas de las piezas anulares de fijación comprenden preferiblemente un "Hexápodo" en el que seis tubos telescópicos están dispuestos entre las piezas anulares de fijación. Un sistema de "Hexápodo" hace posible llevar a cabo correcciones complicadas, en el que un programa de ordenador calcula la longitud de cada uno de los tubos telescópicos durante la fase de corrección, y el propio paciente puede ajustar estas longitudes durante el tratamiento. En tal configuración de Hexápodo, se utiliza usualmente un solo anillo por pieza anular de sujeción, como ya se describió antes.

La pieza de fijación está situada preferiblemente dentro de las periferias de las piezas anulares de fijación. Un sistema más reducido es obtenido disponiendo la pieza de fijación en las mismas clavijas dentro de la periferia de las piezas anulares de fijación. Sin embargo, en situaciones particulares podría ser más ventajoso disponer la pieza de fijación fuera de las periferias.

La pieza de fijación comprende preferiblemente al menos una articulación fijable de rótula y la pieza de fijación comprende más preferiblemente dos articulaciones fijables de rótula. La pieza de fijación es más preferiblemente ajustable en longitud. De este modo, la pieza de fijación puede desplazarse conjuntamente de modo libre con las piezas anulares de fijación durante la fase de corrección. Las articulaciones de rótula se extienden preferiblemente al menos sustancialmente entre las piezas anulares de fijación de modo que la pieza de fijación no puede hacer contacto con las piezas anulares de fijación puesto que la orientación mutua de las piezas anulares de fijación cambia durante la fase de corrección.

En una realización preferida más según la invención, la pieza de fijación comprende solo una articulación de rótula y la pieza de fijación comprende preferiblemente al menos un sistema de carril para ajuste de longitud de la pieza de fijación.

Las clavijas en el hueso comprenden preferiblemente semiclavijas. Tales clavijas son fáciles de disponer en el hueso, por ejemplo siendo atornillados dentro de él, y son favorables para el paciente. Las clavijas primera y segunda son conectadas preferiblemente en ambos lados de la parte del hueso a ser corregida.

Debe observarse que las piezas anulares de fijación no están limitadas a piezas de fijación completamente anulares, o sea en la forma de un círculo cerrado. En una realización preferida más de la invención, las piezas anulares de fijación pueden tomar la forma de un segmento de círculo, en la que las piezas anulares de fijación comprenden por ejemplo solo tres cuartos o la mitad de la forma de un círculo. Piezas de fijación con una forma tal proporcionan ventajas con respecto a la sujeción de las piezas de fijación alrededor de los miembros, de modo que construir una pieza anular de fijación a partir de dos semicírculos, como será descrito después, no es necesario por ejemplo.

La invención será aclarada más con referencia a las figuras mostradas en un dibujo, en las que:

- la Figura 1 muestra esquemáticamente una realización preferida de la invención durante la fase de corrección;
- cada una de las Figuras 2A y 3A muestra esquemáticamente una vista en despiece ordenado de una realización preferida de una pieza conectadora según la invención;
- las Figuras 2B y 3B muestran esquemáticamente las piezas conectadoras de las Figuras 2A y 3A en situación conectada;
- la Figura 4 muestra esquemáticamente una realización preferida más de la invención durante la fase de corrección;
- la Figura 5 muestra esquemáticamente una realización preferida de la invención durante la fase de endurecimiento; y
- la Figura 6 muestra esquemáticamente una realización preferida más de la invención durante la fase de endurecimiento.

La Figura 1 muestra un hueso 1 con una rotura 2 dispuesta en él. Ajustando la distancia mutua de las partes 1a y 1b de hueso, la longitud y/o la orientación del hueso 1 pueden ser corregidas porque el tejido óseo en, y alrededor de, la rotura 2 todavía es flexible. Con este fin, dos clavijas 4a y 4b están dispuestas quirúrgicamente en cada una de las partes de hueso respectivas 1a y 1b, cuyas clavijas comprenden rosca de tornillo para atornillos en el hueso 1. Las clavijas 4a y 4b están conectadas a los anillos 5a y 5b de fijación, en donde dos anillos 5a y 5b de fijación están dispuestos en cada conjunto de clavijas 4a y 4b.

Los anillos 5a de fijación están conectados mutuamente por las conexiones 10a y los anillos 5b por las conexiones 10b. Las conexiones 10a y 10b son atornilladas en agujeros 1 en los anillos 5a y 5b de fijación usando tornillos 22. Estas conexiones 10a y 10b comprenden agujeros 11 a través de los cuales las clavijas 4a y 4b pueden ser guiadas, y las clavijas 4a y 4b son sujetas dentro de los agujeros 11 usando tornillos 21, por lo que una conexión rígida es creada respectivamente entre los anillos de fijación 5a y 5b y las partes 1a y 1b de hueso. El hueso 1 puede ser corregido ahora ajustando la distancia y/o la orientación mutuas de los anillos de fijación 5a y 5b. Debe observarse que las conexiones 10a y 10b en las que no están dispuestas clavijas 4a y 4b, y que solo sirven como conexión entre los anillos 5a y 5b respectivamente, pueden tener una forma más sencilla en la que, por ejemplo, están

dispuestos menos o ningún agujero 11 para los tornillos 21.

Como se muestra en la Figura 1, los anillos de fijación 5a y 5b constan de dos semicírculos que son acoplados usando tornillos 13. Tal construcción hace posible disponer los anillos de fijación 5a y 5b sin tener que deslizarlos sobre los extremos exteriores de los miembros para corregir: los anillos de fijación 5a y 5b pueden ser dispuestos alrededor de los miembros.

Con el fin de ajustar la distancia y/o la orientación mutuas de los anillos de fijación 5a y 5b durante la fase de corrección, un sistema 3 de tubos consistente en tubos 7 ajustables en longitud está dispuesto entre dichos anillos 5a y 5b. Los tubos 7 son dispuestos en agujeros 12 usando tornillos y están provistos de bisagras 19 que permiten un ajuste angular del hueso 1. Los tubos 7 son telescópicos, en los que una parte 7a de tubo puede deslizar dentro y fuera de una parte 7b de tubo mediante el giro de un mando rotatorio 9, por lo que la longitud del tubo 7 puede ser ajustada. Con este fin, la parte 7a de tubo está provista de rosca de tornillo en la que se enrosca el mando rotatorio 9 y en la que su giro hace girar la parte 7b de tubo sobre o fuera de la parte 7a de tubo. Estos mandos rotatorios 9 pueden ser accionados por el propio paciente sobre la base de instrucciones del especialista, de modo que el propio paciente puede hacer el ajuste escalonado de la distancia mutua durante la fase de corrección sin tener que ver al especialista cada vez para este propósito.

Un tubo 6 de fijación también está dispuesto entre las clavijas 4a y 4b, en el que las clavijas 4a y 4b son guiadas a través de partes tubulares 15 y sujetas con tornillos 18. El tubo 6 de fijación es un tubo telescópico ajustable en longitud en el que una parte 6a de tubo puede deslizar dentro y fuera de una parte 6b de tubo. Deslizar dentro y fuera de las partes 6a y 6b de tubo puede ser impedido apretando los tornillos 14 de fijación, por lo que resulta un tubo rígido. Alternativamente, podría usarse un sistema de carril fijable, en el que una parte de tubo desliza sobre un carril en la otra parte de tubo y, por tanto, es ajustable en longitud. El tubo 6 de fijación también comprende dos articulaciones de rótula fijables 8a y 8b. Las articulaciones 8a y 8b de rótula están situadas sustancialmente entre los anillos 5a y 5b de fijación de modo que el tubo 6 de fijación no puede hacer contacto con los anillos 5a y 5b de fijación y el sistema 3 de tubos cuando es cambiada la orientación de los anillos 5a y 5b de fijación.

La Figura 6 muestra un método alternativo para sujetar las clavijas 4a y 4b en el hueso 1. Aquí hay tres clavijas 4a y 4b en cada parte 1a y 1b de hueso. Se recomienda hacer la rotura 2 lo más cerca posible en la dirección de una articulación 20, puesto que la velocidad de crecimiento del hueso es máxima allí. Disponiendo ahora las clavijas superiores 4a transversalmente a la dirección longitudinal del hueso 1, la rotura 2 puede ser dispuesta más próxima a la articulación 20, lo que reduce la duración de la fase de endurecimiento. Como se muestra, la parte tubular superior 15 está situada con este fin transversalmente a las partes 6a y 6b de tubo, siendo hecho esto posible por la articulación 8a de rótula. Para sujeción de las tres clavijas 4a dispuestas transversalmente en anillos 4a en la fase de corrección (no mostrada), las piezas conectadoras 10a también adoptan una forma transversal de modo que pueden recibir las clavijas 4a. Por supuesto, las piezas conectadoras 10b también están adaptadas de modo que también pueden recibir y fijar las tres clavijas 4b usando tornillos 21.

Debe observarse que el tubo 6 de fijación no soporta presión en la fase de corrección. El tubo 6 de fijación se desplaza conjuntamente de modo libre con las clavijas 4a y 4b y los anillos 5a y 5b de fijación porque las articulaciones 8a y 8b de rótula son libremente rotatorias y los tornillos 14 de fijación no están apretados, y los tubos telescópicos 7 soportan toda la presión.

Cuando el hueso 1 ha sido corregido satisfactoriamente, empieza la fase de endurecimiento. Las articulaciones 8a y 8b de rótula son fijadas de modo que ya no pueden girar libremente, y ahora el tubo 6 de fijación ya no es ajustable en longitud tampoco girando los tornillos 14 de fijación. Como el tubo 6 de fijación está conectado a las mismas clavijas 4a y 4b que los anillos 5a y 5b de fijación las partes 1a y 1b de hueso también son fijadas por el tubo 6 de fijación, por lo que los anillos 5a y 5b de fijación y el sistema 3 de tubos pueden ser eliminados ahora que ya no tienen una función después de la fase de corrección. Esto produce un sistema como es mostrado en las Figuras 5 y 6. Será evidente que tal sistema es más favorable para el paciente como usuario con respecto al tamaño que el sistema como se muestra en la Figura 1. La eliminación de los anillos 5a y 5b de fijación y del sistema 3 de tubos es una operación sencilla que causará muy poca incomodidad al paciente, puesto que los anillos 5a y 5b de fijación y el tubo 6 de fijación están dispuestos en las mismas clavijas 4a y 4b.

Las Figuras 2 y 3 muestran realizaciones preferidas con más detalle de las conexiones 10a y 10b de la Figura 1. Las Figuras 2A y 2B muestran una pieza conectadora 10c para recibir las clavijas 4 horizontalmente, por ejemplo para uso en el sistema mostrado en la Figura 6, y las Figuras 3A y 3B muestran una pieza conectadora 10d para recibir las clavijas 4 verticalmente, como se muestra para ambos anillos 5 en la Figura 1.

Las piezas conectadoras 10c y 10d constan sustancialmente de dos partes 31 y 32 en las que están dispuestos rebajos 36, indicados en la Figura 3a, para recibir las clavijas 4. Aunque tres clavijas 4 pueden ser acomodadas en este ejemplo, también es posible prever que sea usado un número diferente de clavijas 4, dependiendo de la aplicación. Las clavijas 4 son recibidos en rebajos 36 y después las partes 31 y 32 son juntas. Con este fin, en la parte 31 están dispuestos agujeros 34 a través de los cuales pueden ser insertados tornillos 21 para enroscar en la parte 32, por lo que las partes 31 y 32 son apretadas entre sí. Por ejemplo, aquí puede usarse una rosca interna de

tornillo dispuesta en aberturas 35 de la parte 32 para recibir los tornillos 21. Será evidente que tal conexión produce una conexión muy sencilla pero fuerte de las clavijas 4 con las piezas conectoras 10c y 10d, en la que todavía hay algunas opciones para ajustar las clavijas 4 de alineación con respecto a las piezas conectoras 10c y 10d antes del apriete firme de los tornillos 21.

Se usan tornillos 22 con el fin de conectar las piezas conectoras 10c y 10d a los anillos 5. Como puede verse con más detalle en la Figura 3a, un tornillo 22 está provisto de una parte longitudinal 22b cuyo diámetro corresponde sustancialmente al tamaño de los agujeros 12 en los anillos 5. Por este medio, se asegura una conexión casi sin huelgo. Los tornillos 22 son atornillados en ambos lados de las piezas conectoras 10c y 10d dentro de los agujeros 25 a través de agujeros 12 en los anillos 5. Cuando los tornillos 22 todavía no están apretados completamente en las piezas conectoras, la conexión de los tornillos 22 a las piezas 10c y 10d proporciona una conexión que todavía puede girar en un sentido III alrededor de un eje I como se muestra en las Figuras 2b y 3b. Tal rotación permite que el especialista alinee las clavijas 4 con respecto a los anillos 5 cuando el sistema está siendo dispuesto en el paciente. Cuando los tornillos 22 son apretados ahora completamente, una conexión rígida es provista entre las piezas 10c y 10d y los anillos 5 y, de ese modo, las clavijas 4.

Para mejorar la ajustabilidad antes expresada de la conexión, las piezas conectoras 10c y 10d están provistas además de agujeros ovalados 24 que todavía permiten alguna rotación III de las piezas conectoras después de la inserción de un perno 23a a través de los agujeros ovalados 24 y agujeros 12 de los anillos 5. Cuando una tuerca 23b es apretada ahora firmemente sobre el perno 23a, esta rotación es restringida casi totalmente por el efecto de apriete de los anillos 5 sobre las piezas conectoras 10c y 10d. Además, una conexión de tuerca-perno como se describe impide que las piezas conectoras 10c y 10d sean capaces de girar ilimitadamente alrededor del eje I en el caso improbable de que el sistema se afloje. Aunque entonces es posible alguna rotación debida a los agujeros ovalados 24, la rotación III será limitada finalmente.

Para aumentar la resistencia a la rotación después de apretar los tornillos 22 y/o la conexión 23 de tuerca-perno, las partes 31 y 32 están provistas de bordes verticales 33 en los lados dirigidos hacia los anillos 5 en la situación conectada. Cuando las piezas conectoras 10c y 10d son apretadas entre los anillos 5 mediante el apriete de los tornillos 22 o las tuercas 23b, por ejemplo, sustancialmente solo los bordes 33 harán contacto con los anillos 5. Como los bordes 33 están a cierta distancia de, por ejemplo, el eje I de los tornillos 22 y del eje de la conexión 23 de tuerca-perno, como se ve en el plano de los anillos 5, se produce un par resistente entre los medios conectores y los bordes 33, por lo cual es aumentada la resistencia a la rotación. En la pieza conectora 10c, como se muestra en las Figuras 2A y 2B, los bordes 33 están formados por un borde elevado en dos lados exteriores, mientras que en la pieza conectora 10d de las Figuras 3A y 3B, el borde elevado 33 está formado a lo largo de todo el borde periférico de las partes 31 y 32.

Será evidente que la combinación de los medios para conectar las clavijas 4 a las piezas 10c y 10d y la conexión de las piezas 10c y 10d a los anillos 5 permite una orientación sustancialmente continua de las clavijas 4 con respecto a los anillos 5. A pesar de estas opciones de ajuste durante la disposición del sistema, no obstante una conexión muy rígida es provista todavía entre el hueso y los anillos después de apretar los medios conectores pertinentes.

La Figura 4 muestra una realización en la que el sistema 3 de tubos consiste en un sistema 3a de "Hexápodo" o de Taylor. Tal sistema proporciona muchas ventajas con respecto a la corrección debido a software desarrollado especialmente que calcula la longitud de cada uno de los seis tubos 7 en el curso de la fase de corrección. El paciente puede ajustar nuevamente la longitud de los tubos 7 por sí mismo haciendo deslizar las partes 7a y 7b de tubos hacia dentro y hacia fuera por medio de los mandos rotatorios 9. Los tubos telescópicos 7 están dispuestos en anillos 5a y 5b de fijación con bisagras 17 en protuberancias 16. En esta realización, un tubo 6 de fijación también está dispuesto con el fin de sustituir el sistema 3a de "Hexápodo" y los anillos 5a y 5b durante la fase de endurecimiento.

La invención no está limitada a la realización tratada aquí sino que también se extiende a otras variantes de realización que están dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. De este modo, puede ser posible por ejemplo incorporar partes 15 de tubo para conectar las clavijas 4 al tubo 6 de fijación y a las piezas conectoras 10 integralmente para obtener un conjunto reducido y simplificado.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Sistema para corregir huesos, comprendiendo:
- al menos una primera clavija (4a) que puede ser conectada al hueso (1) en una primera ubicación (1a);
 - al menos una segunda clavija (4b) que puede ser conectada al hueso (1) en una segunda ubicación (1b) a una distancia de la primera ubicación (1a);
 - una pieza (6) de fijación; y
 - 10 - al menos una primera pieza anular (5a) de fijación que está conectada a la primera clavija (4a) y al menos una segunda pieza anular (5b) de fijación que está conectada a la segunda clavija (4b), **caracterizado porque** la pieza (6) de fijación está acoplada rígidamente a las clavijas primera y segunda (4a, 4b) con el fin de fijar la distancia mutua entre las clavijas (4a, 4b) durante una fase de endurecimiento, y que está acoplada flexiblemente a las clavijas primera y segunda (4a, 4b) durante una fase de corrección, en el que la primera
 - 15 pieza anular (5a) de fijación está conectada separablemente a la primera clavija (4a) y la segunda pieza anular (5b) de fijación está conectada separablemente a la segunda clavija (4b) con el fin de ajustar el hueso (1) durante la fase de corrección, en el que durante la fase de endurecimiento, la pieza (6) de fijación puede ser fijada y las piezas anulares primera y segunda (5a, 5b) de fijación pueden ser eliminadas.
- 20 2. Sistema según la reivindicación 1, en el que al menos un cuerpo (10c, 10d) de acoplamiento está provisto para conectar una pieza anular (5) de fijación a una clavija (4), en el que el cuerpo (10c, 10d) de acoplamiento comprende primeros medios conectores (31, 32) para conectar la clavija (4) al cuerpo (10c, 10d) de acoplamiento y segundos medios conectores (22) para conectar el cuerpo (10c, 10d) de acoplamiento a la pieza anular (5) de fijación, en el que al menos unos de los medios conectores primeros o segundos están adaptados para permitir una al menos
- 25 orientación variable de modo sustancialmente continuo de la clavija (4) con respecto a la pieza anular (5) de fijación.
3. Sistema según la reivindicación 2, en el que el cuerpo de acoplamiento está provisto además de al menos una superficie (33) de contacto para contacto del cuerpo (10c, 10d) de acoplamiento en la pieza anular (5) de fijación, en el que los segundos medios conectores (22) y la superficie (33) de contacto están situados a cierta distancia entre sí
- 30 como se ve en el plano de contacto con la pieza anular (5) de fijación.
4. Sistema según la reivindicación 2 o 3, en el que los primeros medios conectores comprenden bloques (31, 32) de sujeción por apriete para sujetar la clavija (4) entre ellos.
- 35 5. Sistema según la reivindicación 2, 3 o 4, en el que los segundos medios conectores (22) están adaptados para hacer el cuerpo (10c, 10d) de acoplamiento capaz de girar alrededor de al menos un eje (l).
6. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 5, en el que la pieza (6) de fijación está situada dentro de las periferias de las piezas anulares de fijación.
- 40 7. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 6, en el que medios (3) para ajustar la distancia y la orientación mutuas de las piezas anulares (5a, 5b) de fijación están dispuestos entre las piezas anulares (5a, 5b) de fijación.
- 45 8. Sistema según la reivindicación 7, en el que los medios (3) para ajustar la distancia y la orientación mutuas de las piezas anulares de fijación comprenden al menos un tubo telescópico (7a, 7b)
9. Sistema según la reivindicación 8, en el que los medios (3) para ajustar la distancia y la orientación mutuas de las piezas anulare de fijación comprenden un "Hexápodo" (3a), en el que seis tubos telescópicos (7a, 7b) están dispuestos entre las piezas anulares (5a, 5b) de fijación.
- 50 10. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 9, en el que la pieza (6) de fijación comprende al menos una articulación fijable de rótula (8a, 8b).
- 55 11. Sistema según la reivindicación 10, en el que la pieza (6) de fijación comprende dos articulaciones fijables de rótula (8a, 8b).
12. Sistema según cualquiera de la reivindicación 10 o 11, en el que las articulaciones de rótula (8a, 8b) se extienden al menos sustancialmente entre las piezas anulares de fijación (5a, 5b).
- 60 13. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 12, en el que la pieza (6) de fijación es ajustable en longitud.
- 65 14. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 13, en el que las clavijas (4a, 4b) en el hueso (1) comprenden semiclavijas.

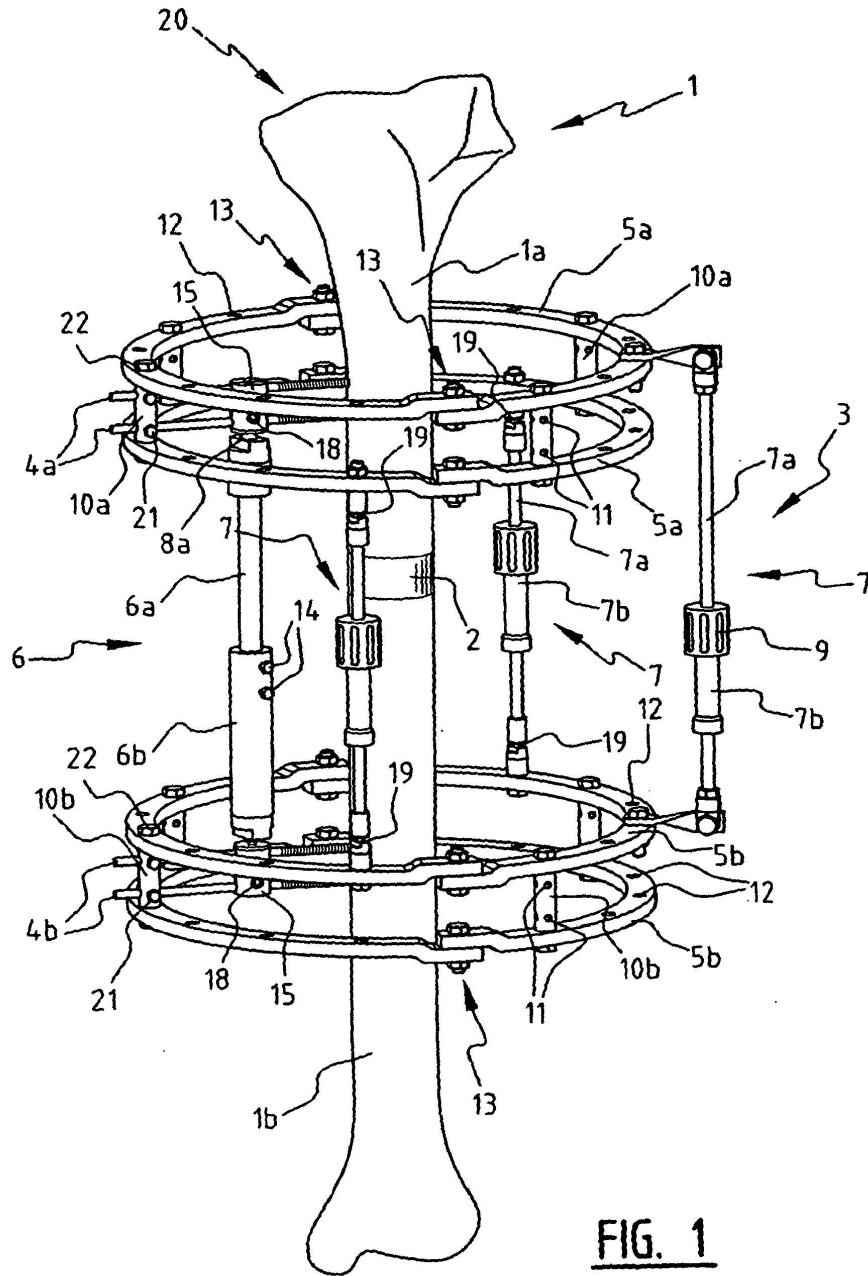


FIG. 1

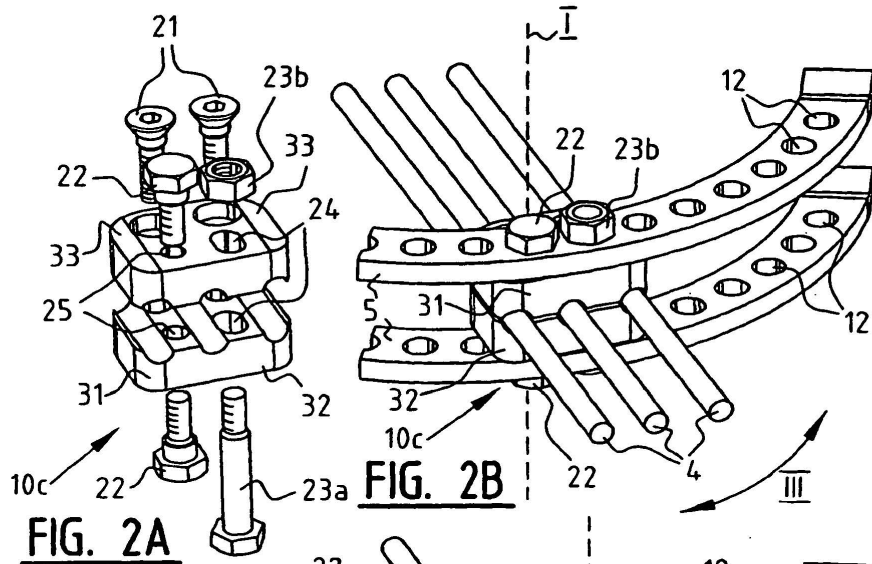


FIG. 2A

FIG. 2B

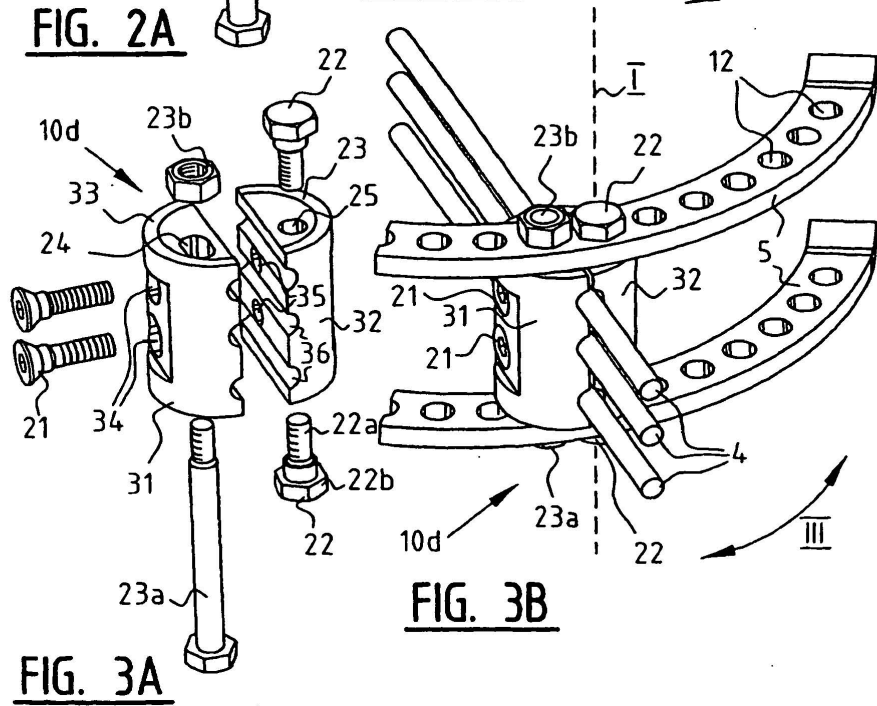


FIG. 3A

FIG. 3B

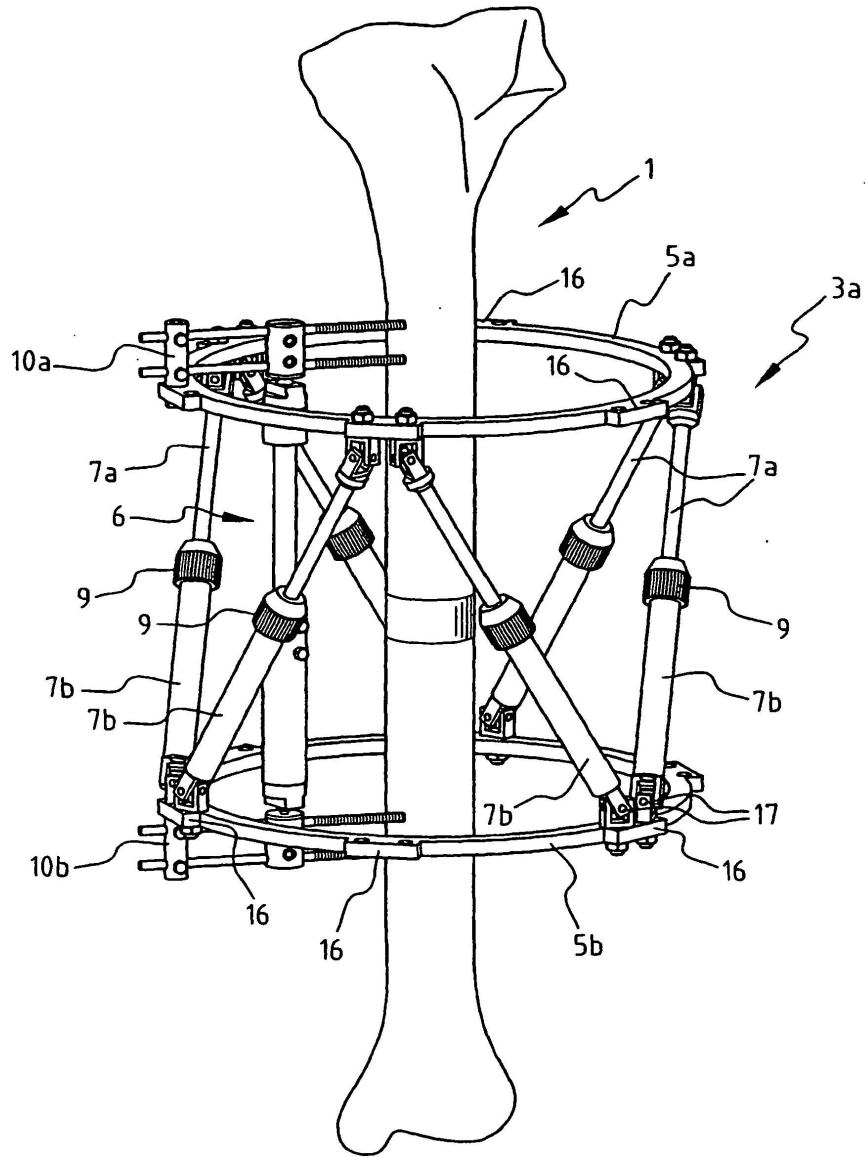
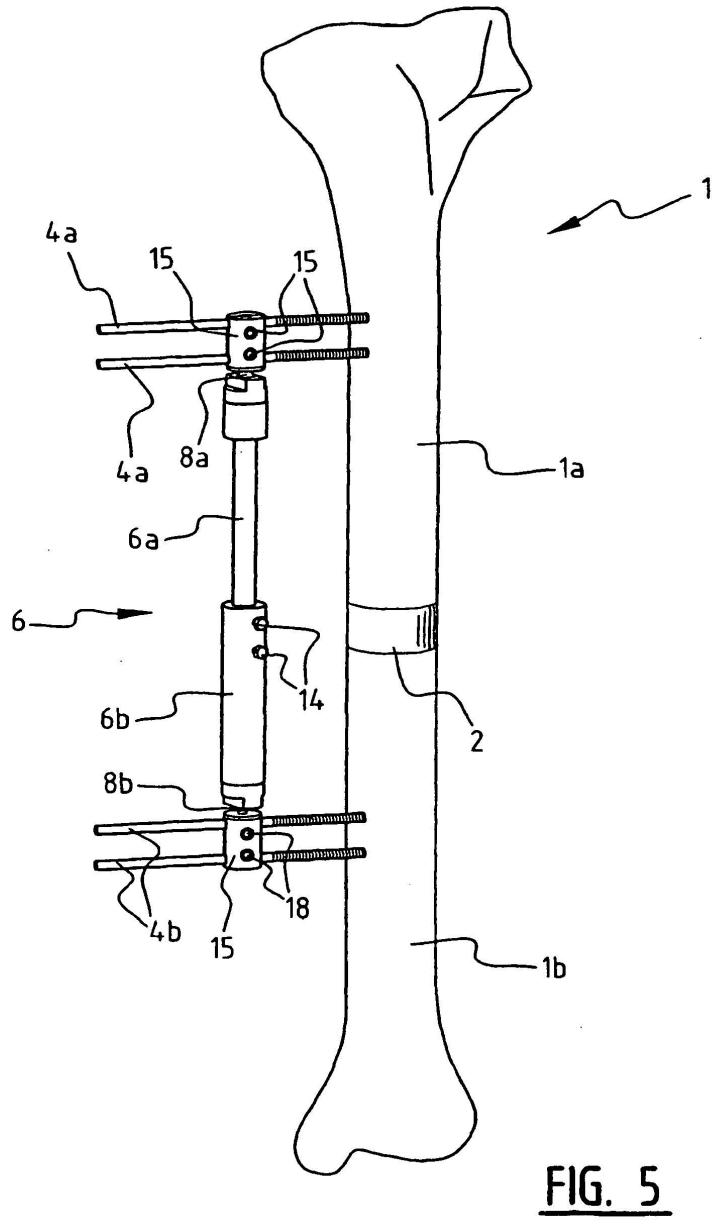


FIG. 4



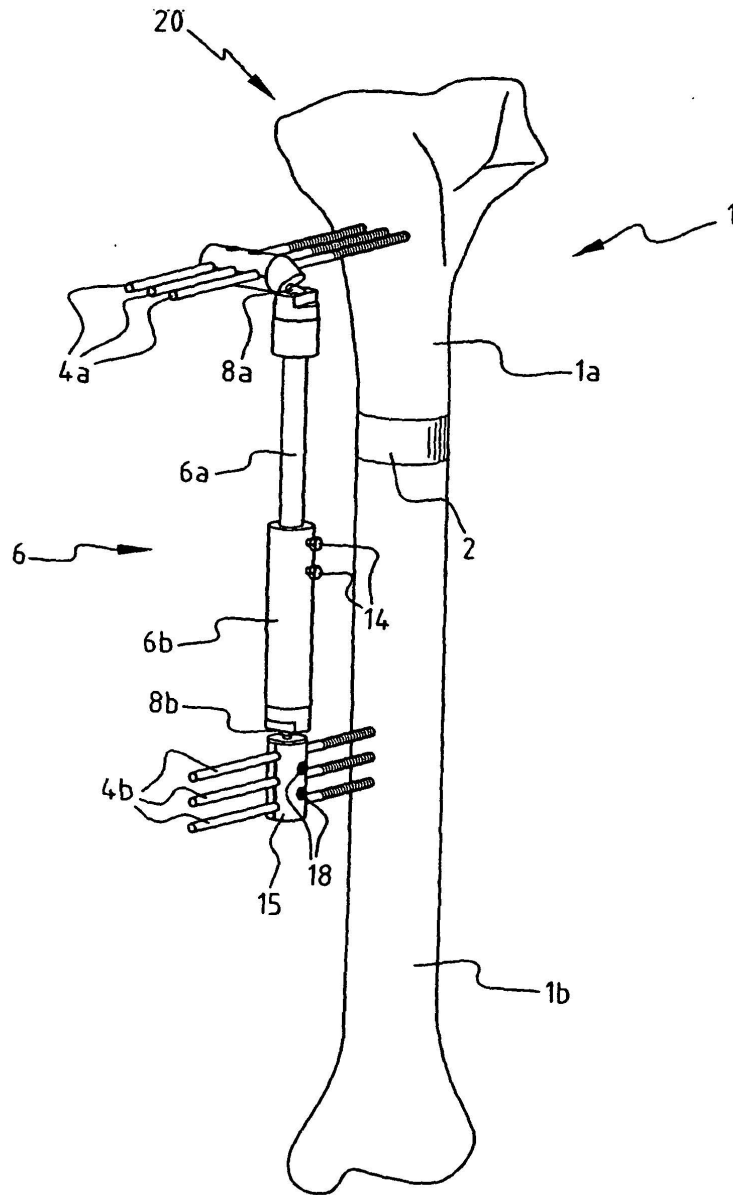


FIG. 6