

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 609 757**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.05.2010 PCT/IB2010/052024**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.11.2010 WO10128485**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.05.2010 E 10727873 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.10.2016 EP 2429457**

54 Título: **Dispositivo ortopédico mejorado**

30 Prioridad:

08.05.2009 IT BO20090291

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

24.04.2017

73 Titular/es:

**ALMA MATER STUDIORUM -UNIVERSITA' DI BOLOGNA (50.0%)
Via Zamboni, 33
40126 Bologna, IT y
ISTITUTO ORTOPEDICO RIZZOLI (50.0%)**

72 Inventor/es:

**PARENTI CASTELLI, VINCENZO;
CATANI, FABIO;
SANCISI, NICOLA y
LEARDINI, ALBERTO**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 609 757 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 ortopédico mejorado

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un dispositivo ortopédico mejorado y, en particular, a un dispositivo ortopédico artificial diseñado para el auxilio o reemplazo de articulaciones dañadas.

10 Técnica anterior

Los dispositivos ortopédicos artificiales de la técnica anterior, generalmente divididos en prótesis externas o prótesis de extremidades, soportes u órtesis, y prótesis internas o prótesis articulares, se utilizan mucho en el campo de la cirugía médica.

15 En las articulaciones (que en este caso significan cualquier articulación genérica aunque, por comodidad, preferentemente se hace referencia a la articulación de la rodilla), existe contacto entre las superficies articulares que tienen movimiento relativo entre sí.

20 Este movimiento relativo está definido sustancialmente por el movimiento de balanceo relativo y el movimiento de deslizamiento relativo entre las superficies articulares.

El movimiento relativo se garantiza mediante estructuras articulares tales como ligamentos, músculos y estructuras cartilaginosas que mantienen las superficies articulares en la posición relativa correcta.

25 Cuando las superficies articulares sufren daños como consecuencia de una enfermedad degenerativa, pueden utilizarse prótesis internas para recuperar las funciones articulares.

30 Las prótesis articulares intentan reproducir y reemplazar las superficies articulares naturales degeneradas utilizando levas, superficies de trabajo y elementos intermedios (tales como inserciones de plástico) que reproducen el movimiento relativo de la articulación natural.

35 En particular, la reproducción del movimiento original depende en parte de la forma de las superficies complementarias que entran en contacto en la prótesis, estando construidas estas superficies para emular la forma típica de las superficies naturales, y parcialmente sobre las estructuras articulares naturales que no se retiran durante la operación quirúrgica necesaria para implantar la prótesis.

40 Evidentemente, cabe señalar que, durante la implantación de una prótesis articular, las principales estructuras articulares en la articulación a reemplazar (por ejemplo, los ligamentos cruzados en el caso de prótesis de rodilla) se suelen cortar para permitir que la prótesis sea insertada.

En muchos casos, la prótesis se inserta de tal manera que las condiciones para mantener la posición relativa óptima entre las superficies articulares se pierden.

45 En términos generales, en la mayoría de las prótesis de la técnica anterior, las superficies complementarias que entran en contacto durante el movimiento tienden a deslizarse entre sí, lo que lleva a un rápido desgaste ocasionado por la fricción resultante y altas cargas específicas.

50 Para superar estos inconvenientes, se han desarrollado prótesis tales como las descritas en la solicitud de patente internacional WO2007/074387. Están basadas en la forma especial de las superficies complementarias. En particular, las superficies complementarias de trabajo descritas en dicha solicitud de patente internacional o bien se definen como porciones de superficies regladas con directriz curvilínea que tienen como directrices las coordenadas polares de un movimiento relativo plano o están hechas para coincidir con las superficies axoideas de un movimiento relativo esférico.

55 El movimiento relativo plano o esférico de 1 grado de libertad es una aproximación al movimiento espacial real de la articulación natural, de manera que el movimiento relativo entre las superficies axoideas solo es un movimiento de balanceo, sin deslizamiento.

60 Sin embargo, una prótesis del tipo descrito en la solicitud anteriormente mencionada WO2007/074387, especialmente en el caso de prótesis de rodilla, exige una retirada excesiva de material óseo del fémur.

Otros y diferentes tipos de prótesis de la técnica anterior, se describen en los documentos US-A-5413604, WO2007/119173 y US-A-3969773.

65

5 El documento WO2007/119173 describe una prótesis que comprende una articulación esférica con tres grados de libertad colocada en el centro del cóndilo medial y combinada con una trayectoria que no restringe el movimiento protésico a lo largo de un recorrido establecido. Por lo tanto, la prótesis no se aproxima precisamente al movimiento de un grado de libertad de una articulación natural de la rodilla y no recrea completamente los límites anatómicos de la articulación, especialmente en casos en los que las estructuras anatómicas de la rodilla están dañadas o han sido cortadas o retiradas para permitir que la prótesis sea insertada. Como consecuencia, la articulación está menos controlada que en condiciones naturales, creando un movimiento relativo que es menos anatómico y al mismo tiempo colocando una carga antinatural sobre las otras partes de las estructuras de la rodilla.

10 La prótesis descrita en el documento US-A- 5413604, que comprende una articulación esférica con tres grados de libertad colocada en el centro del lateral cóndilo, también define un movimiento con demasiados grados de libertad.

15 El documento US-A-3969773 se refiere a una prótesis estructurada de tal manera que define un movimiento plano entre dos superficies circulares cuyos centros están siempre equidistantes y unidos por dos miembros rígidos y/o mediante dos enlaces.

Estas dos superficies se balancean eficazmente una sobre otra, pero el movimiento plano creado de acuerdo con la solución propuesta no permite que se reproduzca un movimiento articular real con suficiente precisión.

20 Además, los dos enlaces no restringen totalmente la rotación de la prótesis alrededor de la normal común de las superficies de contacto y se necesitan miembros de conexión adicionales que, sin embargo, hagan esencial elegir superficies de balanceo circulares.

Divulgación de la invención

25 En este contexto, el principal objetivo técnico de la presente invención, que se define en la reivindicación 1, es proponer un dispositivo ortopédico que es una mejora con respecto a los dispositivos de la técnica anterior.

30 El objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo ortopédico que pueda reproducir lo más realmente posible el movimiento natural de la articulación reemplazada y que también sea fácil de implantar.

Breve descripción de los dibujos

35 Otras características y ventajas de la invención son más evidentes en la descripción no limitativa que sigue a continuación de una realización preferida pero no exclusiva de un dispositivo ortopédico como se ilustra en los dibujos adjuntos, en los que:

- la Figura 1 es una representación esquemática de la articulación de la rodilla funcional para la definición de una prótesis de acuerdo con la presente invención;
- 40 - la Figura 2 ilustra un diagrama de principio de una prótesis de rodilla de acuerdo con la invención en una vista frontal esquemática;
- la Figura 3 es una vista frontal esquemática que ilustra una primera realización preferida de una prótesis de acuerdo con la invención;
- la Figura 4 es una vista frontal esquemática que ilustra una segunda realización preferida del dispositivo ortopédico de acuerdo con la invención;
- 45 - la Figura 5 es una vista frontal esquemática que ilustra una tercera realización preferida del dispositivo ortopédico de acuerdo con la invención;
- la Figura 6 es una vista esquemática en perspectiva de un detalle de la prótesis de la Figura 5;
- la Figura 7 es una vista frontal esquemática que ilustra una cuarta realización preferida del dispositivo ortopédico de acuerdo con la invención;
- 50 - la Figura 8 representa esquemáticamente un detalle del dispositivo ortopédico de la Figura 7.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas de la invención

55 Haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en particular las Figuras 3, 4, 5 y 7, el número 1 denota un dispositivo ortopédico o, en términos generales, una prótesis de acuerdo con la presente invención.

60 Como se describe en la solicitud de patente WO2007/074387, el movimiento de una articulación puede aproximarse a un movimiento esférico, es decir, puede clasificarse como una sucesión de rotaciones instantáneas alrededor de un eje direccional variable que atraviesa un punto fijado a los dos miembros.

En términos generales, un movimiento esférico definido por un par esférico tiene tres grados de libertad. Sin embargo, el movimiento esférico que se aproxima al movimiento de la rodilla, al que se refiere esta memoria descriptiva en particular, pero sin limitar el alcance de la invención, solo tiene un grado de libertad.

65

Como se ilustra en la Figura 1, una articulación 2 puede, por lo tanto, esquematizarse mediante, y clasificarse como, un mecanismo espacial equivalente con un grado de libertad.

A modo de ejemplo no limitativo, una rodilla 3 (Figura 1) puede hacerse referencia básicamente a un modelo 100 que comprende un primer segmento óseo 4 acoplado a un segundo segmento óseo 5 mediante un par cinemático esférico 6.

El movimiento real de la rodilla 3 está restringido por las estructuras ligamentosas anatómicas naturales tales como los ligamentos cruzados y los ligamentos colaterales de manera que puede decirse que el movimiento esférico aproximado solo tiene un grado de libertad.

Para simplificar, la siguiente descripción se refiere a un par esférico que significa un par cinemático esférico o un par cinemático que permite tres grados de libertad en el espacio, es decir, rotaciones alrededor de tres ejes que atraviesan el centro del propio par.

Los segmentos óseos 4 y 5 están restringidos entre sí mediante un primer vástago 7 y un segundo vástago 8.

El primer vástago 7 se conecta al primer segmento óseo 4 en un primer punto de anclaje 7a y al segundo segmento óseo 5 en un segundo punto de anclaje 7b.

El segundo vástago 8 se conecta al primer segmento óseo 4 en un primer punto de anclaje 8a y al segundo segmento óseo 5 en un segundo punto de anclaje 8b.

El primer vástago 7 y el segundo vástago 8 del modelo 100 representan las principales estructuras ligamentosas anatómicas naturales.

A modo de ejemplo específico no exclusivo y, por tanto, no limitativo, el primer vástago 7 y el segundo vástago 8 pueden representar en el modelo 100 los dos ligamentos cruzados de rodilla. En otro ejemplo específico no exclusivo y, por tanto, no limitativo, el primer vástago 7 y el segundo vástago 8 pueden representar en el modelo 100 un ligamento cruzado y un ligamento colateral.

La representación de las principales estructuras ligamentosas en el modelo 100 por medio de los vástagos 7 y 8 permite que la isometría que presentan estas estructuras durante el movimiento natural de la articulación sea recreada en el modelo 100 esférico y en el movimiento que crea.

Así, el movimiento esférico de un grado de libertad creado por medio del modelo 100 hace posible aproximarse al movimiento natural de la articulación de la rodilla y recrear la isometría al menos de las principales estructuras ligamentosas de la articulación.

El eje helicoidal, o eje R0 de rotación instantánea, del movimiento esférico de un grado de libertad que se aproxima al movimiento de la articulación de la rodilla es el eje definido por la intersección de un primer plano π_1 , identificado por el centro "O" del par esférico 6 y los dos puntos 7a, 7b que anclan el primer vástago 7 a los segmentos óseos 4, 5, con un segundo plano π_2 , identificado por el centro "O" del par esférico 6 y los dos puntos 8a, 8b que anclan el segundo vástago 8 a los segmentos óseos 4, 5.

El eje R0 de rotación instantánea, mientras continúa atravesando el punto fijo "O" durante el movimiento relativo, cambia de dirección como resultado del movimiento relativo entre los miembros 4 y 5.

Haciendo referencia a la Figura 1, el sitio geométrico de las posiciones ocupadas por el eje R0 de rotación instantánea durante el movimiento es una primera superficie S1 cónica para el primer miembro 4 y una segunda superficie S2 cónica para el segundo miembro 5.

Dicho de otro modo, la primera y segunda superficies S1, S2 son superficies regladas con directriz curvilínea en las que el generador R0 se mueve sobre una correspondiente directriz curvilínea que atraviesa un punto fijo durante el movimiento relativo de los miembros 4 y 5 (punto "O", Figura 1).

La primera y segunda superficies S1, S2 son los axoides del movimiento esférico que puede clasificarse como el movimiento de la articulación 2.

El movimiento de la articulación 2 se refiere en la práctica a una sucesión de rotaciones instantáneas alrededor de un eje direccional variable que atraviesa el punto fijo "O".

El movimiento de la articulación 2 está totalmente definido por el balanceo de la segunda superficie S2 cónica sobre la primera superficie S1 cónica.

Cabe señalar que las dos superficies S1, S2 cónicas axoideas del movimiento esférico tienen el mismo vértice y se tocan a cada instante a lo largo de un generador que coincide con el eje R0 de rotación instantánea en un instante determinado.

5 Obsérvese que durante dicho movimiento, las superficies axoideas del movimiento esférico rotan una sobre otra sin deslizamiento.

Las superficies S1, S2 axoideas del movimiento son inferidas del modelo 100 espacial utilizado como el mecanismo equivalente a la articulación 2.

10 Haciendo referencia a la Figura 2, teniendo en cuenta como realización preferida la articulación de la rodilla 3, el primer segmento óseo 4 es el fémur, mientras que el segundo segmento óseo 5 es la tibia.

15 Los axoides S1, S2 del movimiento están colocados como se muestra en la Figura 2 y debe considerarse que el centro fijo "O" está colocado sustancialmente en el cóndilo medial 9 del fémur 4.

Como se ilustra, el centro "O" está situado en una posición medial relativa al plano medio sagital de la rodilla.

20 Más detalladamente, la colocación del punto "O" es una optimización de los datos obtenidos de manera experimental en muestras que definen el movimiento esférico que simula el movimiento general real de la rodilla natural.

Una primera realización preferida de un dispositivo ortopédico 1 de acuerdo con la presente invención, ilustrada en la Figura 3, comprende un primer componente 10 diseñado para acoplarse rígidamente al fémur 4 y un segundo componente 11 diseñado para acoplarse rígidamente a la tibia 5.

25 Como se ilustra, los componentes 10 y 11 comprenden superficies 10b y 11b de trabajo o de carga en contacto mutuo.

30 Dado que el movimiento de la articulación de la rodilla 3 se aproxima con un movimiento esférico de un grado de libertad, las superficies 10b, 11b de carga se generan preferentemente por medio de las superficies S1, S2 cónicas axoideas del movimiento esférico.

35 De forma más específica, las superficies 10b, por ejemplo, en forma reconstrucciones de los cóndilos naturales se fijan a la superficie S1 axoidea.

La rotación de la superficie S1 sobre la superficie S2, que son axoides del movimiento, genera las superficies 11b asociadas con la propia superficie S2.

40 Como alternativa, las superficies 10b de carga tienen preferentemente forma de porciones de superficies cónicas con directriz curvilínea con vértice en "O", aproximándose a los cóndilos naturales.

Ventajosamente, las superficies 11b de carga generadas utilizando el procedimiento descrito anteriormente también son porciones de superficies cónicas con directriz curvilínea con vértice en "O".

45 Dicho de otro modo, las superficies 10b, 11b de carga tienen forma de superficies cónicas regladas.

Por tanto, las superficies cónicas regladas 10b, 11b se tocan a lo largo de un segmento, están más restringidas que cualquier otra superficie y las presiones de contacto son menores que las de las superficies de contacto generales.

50 Ventajosamente, de acuerdo con el mismo principio, el procedimiento puede seguirse al revés para construir la placa tibial (superficie 11b) y para generar la superficie 10b complementaria correspondiente a los cóndilos del fémur.

Las superficies 10b, 11b de carga complementarias sirven por tanto para transmitir las fuerzas entre los segmentos óseos 4, 5.

55 El componente 10 de la prótesis 1 que puede asociarse con el fémur 4 comprende por tanto la superficie 10b de carga y, simétricamente, el componente 11 de la prótesis 2 que puede asociarse con la tibia comprende la superficie 11b que se complementa con la primera superficie 10b de carga del primer componente 10.

60 En la configuración ilustrada, el movimiento de la rodilla 3 está restringido por las estructuras ligamentosas anatómicas naturales tales como los ligamentos cruzados, etiquetados 20 y 21, y los ligamentos colaterales, etiquetados 30 y 31, para que el movimiento esférico aproximado solo tenga un grado de libertad.

65 En la práctica, el movimiento relativo de los componentes 10 y 11 se produce como si los componentes estuvieran restringidos por un par esférico y el grado de libertad limitado a uno por las estructuras "blandas" o ligamentosas anatómicas naturales.

En una segunda realización preferida, ilustrada en la Figura 4, el dispositivo ortopédico 1 de acuerdo con la invención comprende, nuevamente, un primer componente 10 diseñado para acoplarse rígidamente al fémur 4 y un segundo componente 11 diseñado para acoplarse rígidamente a la tibia 5.

5 El dispositivo ortopédico 1 de acuerdo con la invención también comprende un par esférico 17 para restringir el fémur 4 y la tibia 5.

El par esférico 17 está centrado en el punto fijo "O" anteriormente mencionado situado en el cóndilo 9 del fémur.

10 En la segunda realización preferida ilustrada a modo de ejemplo, el par esférico 17 comprende una glena 18 esférica formada en el componente 11 y en la que se mueve una porción esférica 19 formada sobre el primer componente 10.

Dicho de otro modo, la porción esférica 19 convexa encaja en la concavidad esférica de la glena 18.

15 Este tipo de acoplamiento proporciona tres grados de libertad entre el fémur 4 y la tibia 5 y dos de estos deben eliminarse para obtener un movimiento esférico con un grado de libertad.

Ventajosamente, el dispositivo ortopédico ilustrado en la Figura 4 comprende un primer y un segundo vástago, o elemento conector, 20, 21 sujetado al primer y segundo segmentos óseos 4, 5 o al primer y segundo componentes 10, 11.

Cabe señalar que los elementos conectores 20, 21 se realizan preferentemente mediante porciones de ligamento natural, artificial o biológico.

25 Los vástagos 20 y 21 se proporcionan para guiar el movimiento relativo de los componentes 10 y 11, es decir, para guiar el dispositivo 1.

30 Observando más detalladamente, se averiguó que cuatro puntos de anclaje A, B, C, D actúan de manera experimental en combinación con el par esférico 17 para definir el movimiento esférico de un grado de libertad permitiendo que el dispositivo ortopédico 1 reconstruya el movimiento real de la rodilla 3.

Los puntos de anclaje A, C están situados sobre el fémur 4, mientras que los puntos de anclaje B, D están situados sobre la tibia 5 y están dispuestos como se muestra en la Figura 4.

35 Como se ilustra, los puntos A, B, C y D están situados sobre cualquiera de los segmentos óseos 4, 5 o sobre los componentes 10 y/o 11, sin distinción.

El vástago 20 se sujeta al fémur 4 y a la tibia 5 en los puntos de anclaje A y B.

40 El vástago 21 se sujeta al fémur 4 y a la tibia 5 en los puntos de anclaje C y D.

Ventajosamente, los puntos de anclaje A, B están conectados por el vástago 20 de manera cruzada con los puntos de anclaje C, D conectados por el vástago 21.

45 Preferentemente, los puntos de anclaje A, B, C y D están situados en una cavidad 12 que se extiende en el propio fémur 4 entre los dos cóndilos 9, 9'.

50 Los vástagos 20 y 21 atraviesan la cavidad 12 para cruzarse entre sí y conectar con los respectivos puntos de anclaje.

Preferentemente, los vástagos 20, 21 están situados en una posición mediana en la articulación 2.

55 Ventajosamente, como se ha mencionado, los vástagos 20, 21 se realizan preferentemente mediante porciones de ligamento.

Es importante observar que los vástagos 20, 21 de sujeción comprenden preferentemente ligamentos cruzados naturales cuando los últimos no están en peligro ni dañados.

60 En términos generales, los vástagos 20, 21 están anclados al fémur 4 y a la tibia 5 sustancialmente de la misma manera que los ligamentos cruzados naturales.

Las porciones de ligamento solamente reaccionan a la tracción y, por tanto, para evitar que se aflojen y para reconstruir el movimiento natural, el dispositivo ortopédico 1 comprende superficies 10b y 11b de carga.

65

Las superficies 10b y 11b de carga, del tipo descrito anteriormente, se modelan en el primer componente 10 y en el segundo componente 11, respectivamente, sobre el lado anatómico opuesto al par esférico 17 con respecto a los vástagos 20 y 21.

5 Preferentemente, la primera superficie 10b de carga se asocia con el segmento óseo 4 mediante el componente 10 en el cóndilo 9', cuya forma coincide.

10 Dicho de otro modo, la superficie 10b se construye sustancialmente como el cóndilo 9' natural y la superficie 11b se genera preferentemente como una superficie complementaria de la superficie 10b de acuerdo con el movimiento esférico de un grado de libertad mencionado anteriormente.

Como alternativa, la superficie 10b se construye como una porción superficial cónica con directriz curvilínea, que tiene un vértice en "O" y que se aproxima al cóndilo 9' natural.

15 La superficie 11b se genera sustancialmente como una superficie complementaria de la superficie 10b de acuerdo con el movimiento esférico de un grado de libertad mencionado anteriormente.

20 En la práctica, como se ilustra en la Figura 4, el dispositivo ortopédico 1 comprende un par esférico 17 en el primer cóndilo 9, las superficies 10b, 11b de carga en el segundo cóndilo 9' y los vástagos 20, 21 entre el primer y el segundo cóndilo 9, 9', en la cavidad 12.

Esta realización del dispositivo 1 hace que sea posible salvar partes sanas de la articulación 2, tales como, por ejemplo, ligamentos cruzados, sin tener que cortar o manipular necesariamente toda el área de la articulación.

25 Así, la prótesis 1 tiene un acoplamiento esférico, que se conoce habitualmente como "articulación esférica" y dos ligamentos utilizados para restringir su movimiento y reducir los grados de libertad de tres a uno.

30 Dado que estos ligamentos y la articulación esférica no pueden soportar elevadas cargas de compresión, la prótesis 1 comprende superficies de carga complementarias para soportar las cargas sin impedir el movimiento del dispositivo 1.

35 Una tercera realización preferida de un dispositivo ortopédico 1 de acuerdo con la invención, ilustrada en las Figuras 5 y 6, comprende, nuevamente, un primer componente 10 diseñado para acoplarse rígidamente al fémur 4 y un segundo componente 11 diseñado para acoplarse rígidamente a la tibia 5.

El primer y segundo componentes 10 y 11 comprenden un respectivo dispositivo 1 guía y/o superficie 10a, 11a de contacto que funcionan en contacto mutuo.

40 Dicho de otro modo, las superficies 10a y 11a son las superficies de los componentes 10 y 11 que entran en contacto mutuo y que están diseñadas para guiar el dispositivo ortopédico 1.

Las superficies 10a y 11a se realizan como porciones de la superficie S1 cónica mencionada anteriormente y de la superficie S2 cónica mencionada anteriormente, respectivamente.

45 Ventajosamente, los componentes 10 y 11 se hacen de tal manera que las superficies de contacto 10a, 11a para guiar la articulación estén colocadas entre los dos cóndilos 9, 9' femorales.

50 En la práctica, las superficies 10a y 11a se hacen seleccionando, entre los cóndilos 9, 9' del fémur 4, la porción correspondiente de las superficies axoideas S1 y S2 del movimiento.

Esta es la posición preferida porque es en el fémur 4 en el que tenemos la cavidad 12 mencionada anteriormente que se extiende entre los dos cóndilos 9, 9' del propio fémur 4 muy cerca de los axoideos S1, S2 del movimiento esférico al que se aproxima el movimiento real de la articulación 2.

55 Seleccionar las superficies de contacto 10a, 11a exclusivamente en esta posición minimiza el trabajo necesario en los huesos, tanto en el fémur 4 como en la tibia 5.

60 Como se ilustra mejor en la Figura 6, también se proporcionan medios 13 para conectar las dos superficies 10a y 11a en esta posición.

Estos medios de conexión 13 comprenden elementos flexibles idénticos en forma y función a los descritos en la solicitud de patente WO2007/074387 y los descritos brevemente a continuación.

65 Los medios de conexión 13 comprenden una serie de elementos flexibles 14, 15, y 16, preferentemente de tipo laminar.

Los elementos 14, 15, 16 se sujetan a las superficies 10a, 11a de guía y también están situados en la cavidad 12.

En particular, el elemento 14 se fija, sustancialmente en un primer extremo del mismo, a una porción del componente 11 en la superficie 11a.

5 El elemento 14 también se fija, sustancialmente en un segundo extremo del mismo, a una porción del componente 10 en la superficie 10a.

10 El elemento 14 se coloca parcialmente sobre la superficie 11a, desde la porción del componente 11a la que se sujeta hasta el eje de rotación instantánea en el instante determinado, y rodea parcialmente la superficie 10a, desde el eje de rotación instantánea en el instante determinado hasta la porción del componente 10 a la que se sujeta.

15 A medida que la tibia 5 se mueve relativa al fémur 4, el elemento 14 flexible se desenvuelve de la superficie 10a y se envuelve sobre la superficie 11a o viceversa.

El elemento 15 se fija, sustancialmente en un primer extremo del mismo, a una segunda porción del componente 10 en la superficie 10a.

20 El elemento 15 también se fija, sustancialmente en un segundo extremo del mismo, a una segunda porción del componente 11 en la superficie 11a.

25 El elemento 15 se envuelve parcialmente sobre la superficie 10a, desde la porción del componente 10 a la que se sujeta hasta el eje de rotación instantánea en el instante determinado, y parcialmente sobre la superficie 11a, desde el eje de rotación instantánea en el instante determinado hasta la porción del componente 11 a la que se sujeta.

A medida que la tibia 5 se mueve relativa al fémur 4, el elemento 15 flexible se desenvuelve de la superficie 10a y se envuelve sobre la superficie 11a o viceversa.

30 Preferentemente, el elemento 15 flexible se envuelve sobre las superficies 10a, 11a de guía de la misma manera que el elemento 14 flexible.

El elemento 16 flexible está colocado simétricamente al elemento 14 flexible con respecto al elemento 15 flexible.

35 El elemento 16 se fija, sustancialmente en un primer extremo del mismo, a una porción del componente 11 en la superficie 11a sobre el extremo opuesto al elemento 14 flexible con respecto al elemento 15 flexible.

El elemento 16 también se fija, sustancialmente en un segundo extremo del mismo, a una porción del componente 10 en la superficie 10a sobre el lado opuesto al elemento 14 flexible con respecto al elemento 15 flexible.

40 El elemento 16 se coloca parcialmente sobre la superficie 11a, desde la porción del componente 11 a la que se sujeta hasta el eje de rotación instantánea en el instante determinado, y envuelve parcialmente la superficie 10a, desde el eje de rotación instantánea en el instante determinado hasta la porción del componente 10 a la que se sujeta.

45 A medida que la tibia 5 se mueve relativa al fémur 4, el elemento 16 flexible se desenvuelve de la superficie 10a y se envuelve sobre la superficie 11a o viceversa.

Los elementos 14, 15 y 16 colocados de esta manera permiten que las superficies 10a y 11a, es decir, los componentes 10 y 11 de la prótesis 1 rueden unos sobre otros sin deslizamiento.

50 Ventajosamente, las superficies 10a, 11a de guía que ruedan unas sobre otras sin deslizamiento también se conforman adecuadamente para tener en cuenta el grosor distinto de cero de los elementos flexibles 14, 15, 16.

55 Hay que tener en cuenta que en esta configuración son necesarios tres elementos flexibles porque el punto central "O" del movimiento esférico es virtual, es decir, no está físicamente definido por medio de un acoplamiento esférico como en la realización anterior y en la descrita más detalladamente a continuación.

60 La presencia de tres elementos flexibles permite así que las superficies 10a y 11a, es decir, los componentes 10 y 11 de la prótesis 1 rueden unos sobre otros sin deslizamiento y, al mismo tiempo, evita la rotación relativa de los componentes 10 y 11 alrededor de la normal común de las superficies de contacto 10a y 11a.

Como se ilustra en particular en la Figura 5, los componentes 9 y 10 comprenden superficies de trabajo o de carga 10b y 11b en contacto unas con otras y sustancialmente las mismas que las descritas anteriormente.

65 La presencia de las superficies 10b de carga y 11 b es particularmente ventajosa porque las superficies 10a y 11a, que sirven para guiar la articulación 2, tienen preferentemente una extensión medio-lateral reducida.

Preferentemente, como se ha mencionado, las superficies 10b, 11b de carga se construyen utilizando las superficies cónicas S1, S2 axoideas del movimiento.

5 De forma más específica, las superficies 10b, hechas en forma de reconstrucciones de los cóndilos naturales, se fijan a la superficie S1 axoidea.

La rotación de la superficie S1 sobre la superficie S2, que son axoides del movimiento, genera las superficies 11b asociadas con la propia superficie S2.

10 Como alternativa, las superficies 10b de carga son preferentemente en forma de porciones de superficies cónicas con directriz curvilínea con vértice en "O", aproximándose a los cóndilos naturales.

15 Ventajosamente, las superficies 11b de carga generadas utilizando el procedimiento descrito anteriormente también son porciones de superficies cónicas con directriz curvilínea con vértice en "O".

Por tanto, las superficies 10b, 11b de carga complementarias sirven principalmente para transmitir las fuerzas entre los segmentos óseos 4, 5.

20 Observando la Figura 5 de izquierda a derecha, el componente 10 de la prótesis 1 asociado con el fémur 4 tiene así una primera parte que comprende la superficie 10b de carga, una parte central constituida por la superficie 10a definida como una porción de la superficie S1 axoidea del movimiento esférico, y una tercera parte que comprende otra superficie 10b de carga.

25 De manera simétrica, observando nuevamente la Figura 5 de izquierda a derecha, el componente 11 de la prótesis 2 asociado con la tibia tiene una primera porción modelada como superficie complementaria 11b de la primera superficie 10b de carga del primer componente 10, una parte central modelada como porción del axoide S2 del movimiento esférico, y una tercera porción modelada como superficie complementaria 11b de la segunda superficie 10b de carga del componente 10.

30 En la práctica, en esta realización, el movimiento relativo de los componentes 10 y 11 se produce como si los componentes estuvieran restringidos por un par esférico y como si el movimiento relativo estuviera restringido por las superficies 10a y 11a, que constituyen superficies de guía que dejan el dispositivo 1 con solo un grado de libertad.

35 La Figura 7 muestra una cuarta realización preferida del dispositivo ortopédico 1 de acuerdo con la invención. En la cuarta realización preferida, el dispositivo ortopédico 1 de acuerdo con la invención comprende, nuevamente, un primer componente 10 diseñado para acoplarse rígidamente al fémur 4 y un segundo componente 11 diseñado para acoplarse rígidamente a la tibia 5.

40 El dispositivo 1 comprende un acoplamiento esférico, es decir, un par esférico 22 centrado en el punto fijo "O" del movimiento esférico situado en el cóndilo 9 del fémur 4.

45 En la realización preferida ilustrada a modo de ejemplo, el par esférico 22 comprende una glena 23 esférica formada en el componente 11 y en la cual se mueve una porción esférica 24 formada sobre el primer componente 10.

Dicho de otro modo, el par esférico 22 comprende la porción esférica 24 convexa asociada con el fémur 4 y una correspondiente porción cóncava de la superficie 23 esférica asociada con la tibia 5 donde la primera superficie 24 esférica se engrana en la segunda superficie 23 esférica para formar el par esférico 22.

50 Para guiar y restringir el par esférico 22 y, por tanto, el dispositivo 1, el último comprende un segundo par de superficies 25, 26, estando el primero asociado con el fémur 4 y el último asociado con la tibia 5.

55 Las superficies complementarias 25, 26 son porciones de las superficies cónicas S1, S2 mencionadas anteriormente, que son las superficies axoideas del movimiento esférico reconstruidas adecuadamente en la zona en cuestión.

En la práctica, el componente 10 comprende la superficie 25 de guía y el componente 11 comprende la superficie 26 de guía que se complementa con la superficie 25.

60 Dicho de otro modo, las superficies de guía 25, 26 cumplen la misma función que las superficies de guía 10a, 11a de la realización ilustrada en la Figura 5.

65 Ventajosamente, las superficies 25, 26 se sitúan lateralmente en el cóndilo 9', permaneciendo preferentemente dentro de las dimensiones naturales de la rodilla 3.

Como se ilustra esquemáticamente en particular en la Figura 8, las superficies cónicas 25, 26 están restringidas para rodar unas sobre otras gracias a los medios de conexión 27.

Los medios de conexión 27 comprenden un par de elementos flexibles 28, 29.

Los elementos flexibles 28, 29 están colocados de tal manera que permiten que las superficies 25 y 26 rueden unas sobre otras sin deslizamiento.

Cabe señalar que esta realización solo comprende un par de elementos flexibles ya que los segmentos óseos 4, 5 también están restringidos entre sí por el par esférico 22.

Los elementos 28, 29, se sujetan a las superficies de guía 25, 26 y también están situados lateralmente en el cóndilo 9'.

En particular, el elemento 28 se fija, sustancialmente en un primer extremo del mismo, a una porción del componente 11 en la superficie 26 axoidal.

El elemento 28 también se fija, sustancialmente en un segundo extremo del mismo, a una segunda porción del componente 10 en la superficie 25 axoidal.

El elemento 28 se coloca parcialmente sobre la superficie 26, desde la porción del componente 11 a la que se sujeta hasta el eje de rotación instantánea en el instante determinado, y envuelve parcialmente la superficie 25, desde el eje de rotación instantánea en el instante determinado hasta la porción del componente 10 a la que se sujeta.

A medida que la tibia 5 se mueve relativa al fémur 4, el elemento 28 flexible se desenvuelve de la superficie 25 y se envuelve sobre la superficie 26 o viceversa.

El elemento 29 se fija, sustancialmente en un primer extremo del mismo, a una segunda porción del componente 10 en la superficie 25.

El elemento 29 también se fija, sustancialmente en un segundo extremo del mismo, a una segunda porción del componente 10 en la superficie 26.

El elemento 29 se envuelve parcialmente sobre la superficie 25, desde la porción del componente 10 a la que se sujeta hasta el eje de rotación instantánea en el instante determinado, y parcialmente sobre la superficie 26, desde el eje de rotación instantánea en el instante determinado hasta la porción del componente 11 a la que se sujeta.

A medida que la tibia 5 se mueve relativa al fémur 4, el elemento 28 flexible se desenvuelve de la superficie 25 y se envuelve sobre la superficie 26 o viceversa.

Preferentemente, el elemento 29 flexible se envuelve sobre las superficies de guía 25, 26 de la misma manera que el elemento 28 flexible.

Preferentemente, las superficies de guía 25 y 26 y los medios de conexión 27 flexibles se sitúan sobre el lado del cóndilo 9' mientras que el par esférico 22 se sitúa en el primer cóndilo medial 9.

El dispositivo ortopédico 1 ilustrado en la Figura 7 comprende un par de superficies 10b, 11b de carga complementarias.

Las superficies 10b, 11b se sitúan preferentemente en el cóndilo 9' y están hechas en forma de superficies complementarias.

Preferentemente, como se ha mencionado en relación con otras realizaciones, la superficie 10b está hecha para recrear el cóndilo femoral y la correspondiente superficie 11b se genera como perfil complementario de la superficie 10b basándose en el movimiento esférico que se aproxima al movimiento espacial real de la rodilla 3.

Como alternativa, las superficies 10b de carga son preferentemente en forma de porciones de superficies cónicas con directriz curvilínea con vértice en "O", aproximándose a los cóndilos naturales.

Ventajosamente, las superficies 11b de carga generadas utilizando el procedimiento descrito anteriormente también son porciones de superficies cónicas con directriz curvilínea con vértice en "O".

En la práctica, en esta realización, el movimiento relativo de los componentes 10 y 11 está definido por el par esférico 22 y está restringido por las superficies 25 y 26 para dejar el dispositivo 1 con solo un grado de libertad.

Utilizadas como segundos implantes o implantes de revisión, la tercera y cuarta realizaciones descritas anteriormente son extremadamente ventajosas.

5 En algunos casos, en el caso de fallo primario de prótesis o de destrucción articular grave, es realmente necesario utilizar prótesis que estén más restringidas, para implantarlas en una segunda operación para reemplazar la primera prótesis con una segunda.

La invención descrita anteriormente es susceptible de aplicación industrial y puede modificarse y adaptarse de diversas maneras sin alejarse por ello de su alcance, que se define por medio de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo ortopédico para la conexión móvil de un primer y un segundo segmento óseo (4, 5) que forman una articulación (2), comprendiendo el dispositivo: un primer componente (10) que puede asociarse con el primer segmento óseo (4); y un segundo componente (11) que puede asociarse con el segundo segmento óseo (5), medios (13, 17, 22, 27) para conectar el primer componente (10) y el segundo componente (11) con el fin de unir el primer y segundo componente (10, 11) entre sí; y medios (10a, 11a, 25, 26,) para restringir el movimiento relativo entre el primer componente (10) y el segundo componente (11); caracterizado por que el primer y segundo componente (10, 11) se acoplan virtual o físicamente a través de los medios de conexión (13, 17, 22, 27,) y los medios de restricción (10a, 11a, 25, 26,) mediante un par cinemático esférico (17, 22) centrado en un punto (O) que es el centro de un movimiento esférico que se aproxima al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5), limitando los medios de restricción (10a, 11a, 25, 26,) el par cinemático esférico a un grado de libertad, en el que el movimiento esférico está definido por un modelo (100) que comprende un primer miembro acoplado a un segundo miembro mediante un par cinemático esférico (6) y mediante un primer y un segundo vástago (7, 8) que representan dos estructuras ligamentosas anatómicas naturales de dicha articulación (2) para conectar el primer miembro y el segundo miembro, definiendo el par cinemático esférico (6) del modelo (100), el primer vástago (7) y el segundo vástago (8) un eje (R0) de rotación instantánea, siendo el sitio geométrico de las posiciones ocupadas por el eje (R0) de rotación instantánea durante el movimiento una primera superficie (S1) reglada con directriz curvilínea para el primer miembro (4) y una segunda superficie (S2) reglada con directriz curvilínea para el segundo miembro (5), siendo la primera y segunda superficie reglada (S1, S2) con directriz curvilínea los axoides del movimiento esférico.
2. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el primer componente (10) tiene al menos una primera superficie (10b) de carga, el segundo componente (11) tiene una segunda superficie (11b) de carga que se complementa con la primera superficie (10b) de carga en el movimiento esférico que se aproxima al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5).
3. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la primera superficie (10b) de carga se sitúa sustancialmente en un cóndilo (9) del primer segmento óseo (4).
4. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer componente (10) tiene una tercera superficie (10b) de carga en un segundo cóndilo (9') del primer segmento óseo (4), el segundo componente (11) tiene una cuarta superficie (11b) de carga que se complementa con la tercera superficie (10b) de carga en el movimiento esférico que se aproxima al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5).
5. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera superficie (10b) de carga reconstruye un cóndilo (9) del primer segmento óseo (4).
6. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la tercera superficie (10b) de carga reconstruye un segundo cóndilo (9') del primer segmento óseo (4).
7. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en el que al menos una de la primera o tercera superficie (10b) de carga tiene la forma de una porción de una superficie cónica con directriz curvilínea con vértice en el punto central (O) del movimiento esférico aproximándose al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5).
8. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 7, en el que la superficie (11b) de carga que se complementa con la primera o tercera superficie (10b) de carga tiene la forma de una porción de una superficie cónica con directriz curvilínea con vértice en el punto central (O) del movimiento esférico aproximándose al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5).
9. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que los medios de restricción (10a, 11a, 25, 26,) comprenden vástagos de guía (20, 21) que funcionan entre el primer componente (10) y el segundo componente (11).
10. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el primer y segundo vástago (20, 21) están colocados de la misma manera que los ligamentos cruzados de una articulación de la rodilla, estando constituidos el primer y segundo segmento óseo (4, 5) por el fémur (4) y la tibia (5), respectivamente.
11. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el primer y segundo vástago (20, 21) están constituidos por los ligamentos cruzados.
12. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores 9 a 11, en el que los vástagos de guía (20, 21) están constituidos por porciones de ligamento natural, artificial o biológico.

13. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que los medios de conexión (13, 17, 22, 27,) comprenden un par esférico (17, 22) para acoplar el primer componente (10) al segundo componente (11), teniendo el par esférico (17, 22) su centro en el punto fijo (O).
- 5 14. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el primer componente (10) comprende una porción esférica (19, 24) y el segundo componente (11) comprende una glena esférica (18, 24), estando restringida la porción esférica (19, 24) para moverse dentro de la glena esférica (18, 24).
- 10 15. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer y segundo componente (10, 11) comprenden, respectivamente, primeras y segundas superficies de guía (10a, 11a, 25, 26) complementarias en forma de porciones de la primera y segunda superficie reglada (S1, S2) con directrices curvilíneas y que constituyen axoides del movimiento esférico centrado en el punto fijo (O), aproximándose el movimiento esférico al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5), constituyendo la primera y segunda superficie de guía (10a, 11a, 25, 26) al menos parcialmente los medios de restricción (10a, 11a, 25, 26).
- 15 16. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 15, en el que los medios de conexión (13, 17, 22, 27) comprenden al menos un primer y un segundo elemento flexible (14, 15, 28, 29) sujeto al primer y segundo componente (10, 11) en la primera y segunda superficie de guía (10a, 11a).
- 20 17. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 15 o 16, en el que la primera y segunda superficie de guía (10a, 11a) están situadas sustancialmente en una porción central del primer y segundo componente (10, 11), es decir, entre un primer y un segundo cóndilo (9, 9') del segmento óseo (4).
- 25 18. El dispositivo de acuerdo con la reivindicación 15 o 16, en el que la primera y segunda superficie de guía (10a, 11a) están situadas en un extremo lateral del primer y segundo componente (10, 11).
- 30 19. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el punto central (O) de un movimiento esférico que se aproxima al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5) está situado en el cóndilo medial (9) del fémur (4), estando constituidos el primer y segundo segmento óseo (4, 5) por el fémur (4) y la tibia (5), respectivamente.
- 35 20. El dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el punto central (O) de un movimiento esférico que se aproxima al movimiento espacial relativo real entre el primer segmento óseo (4) y el segundo segmento óseo (5) está situado en una posición medial relativa al plano medio sagital de una rodilla, estando constituidos el primer y segundo segmento óseo (4, 5) por el fémur (4) y la tibia (5), respectivamente.

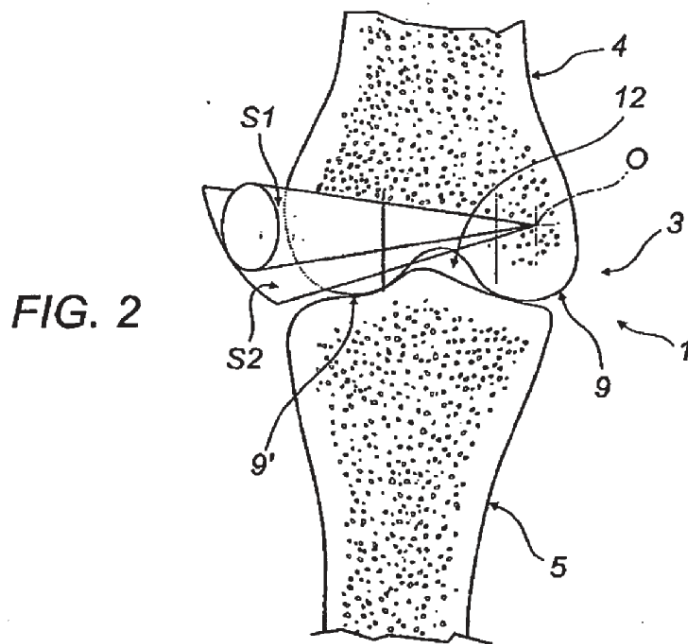
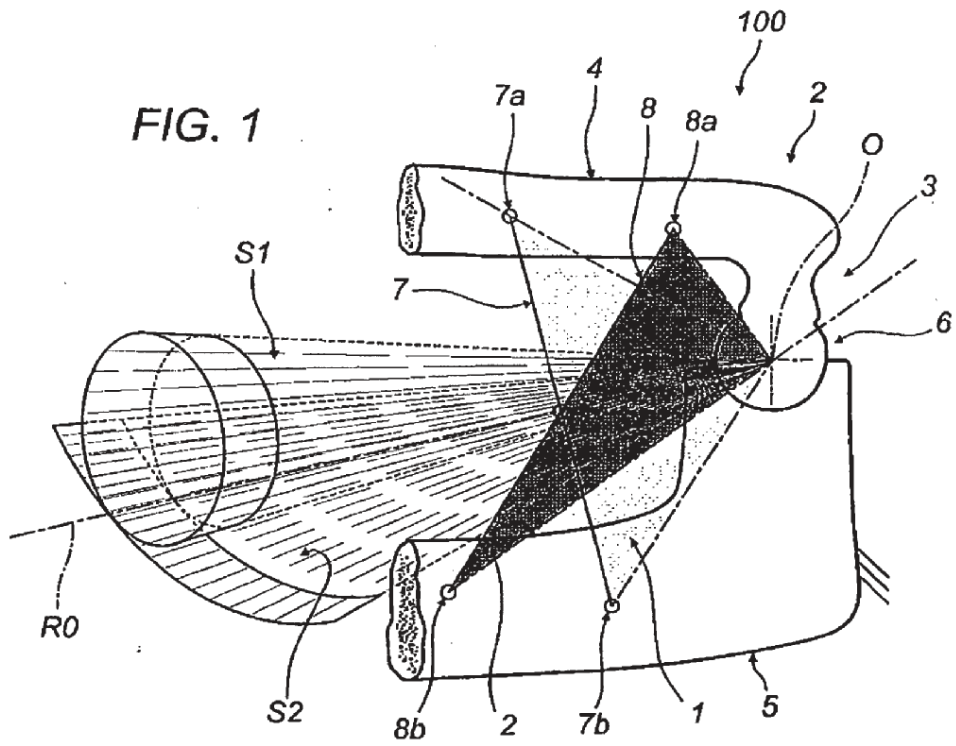


FIG. 3

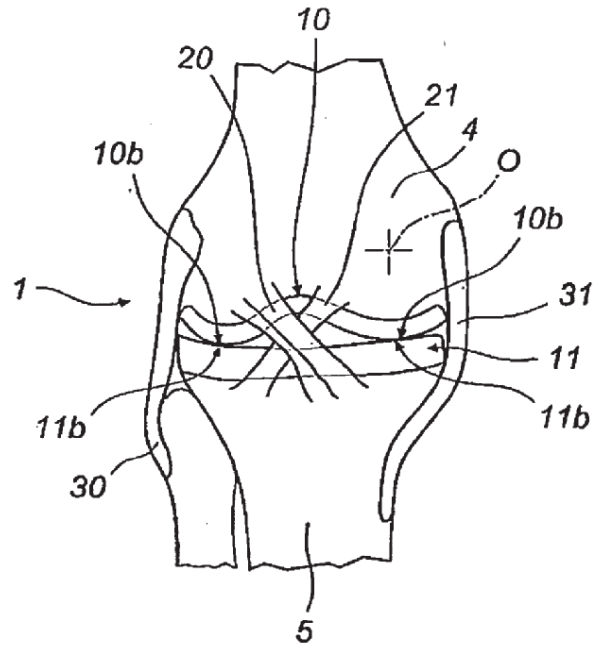


FIG. 4

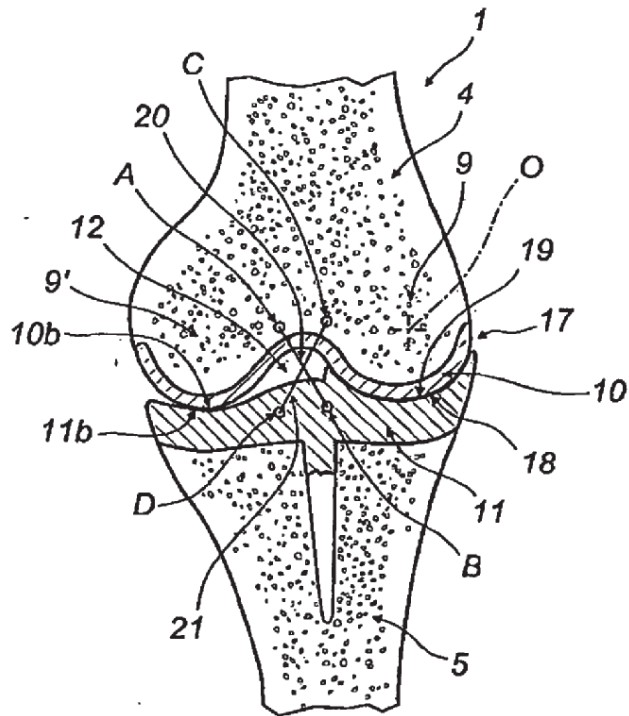


FIG. 5

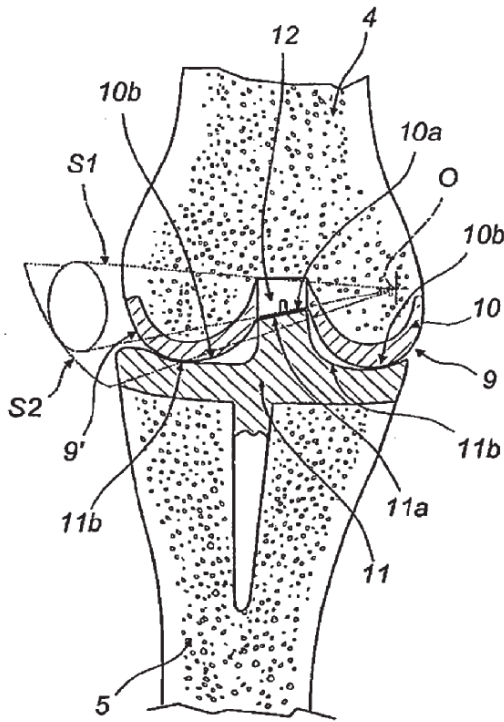


FIG. 6

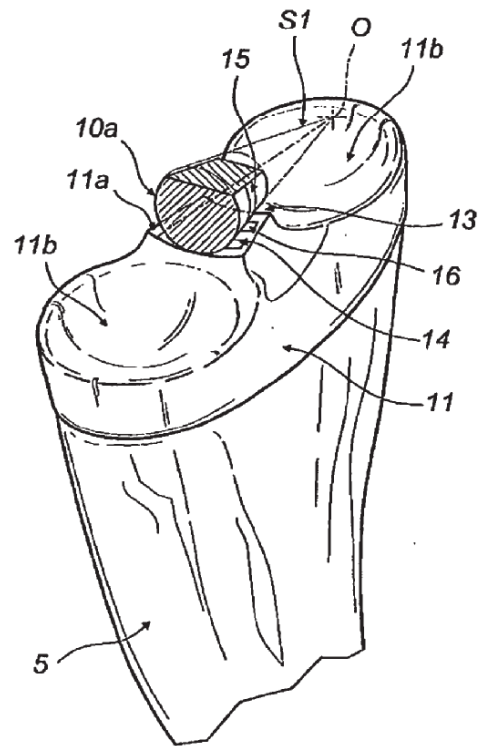


FIG. 7

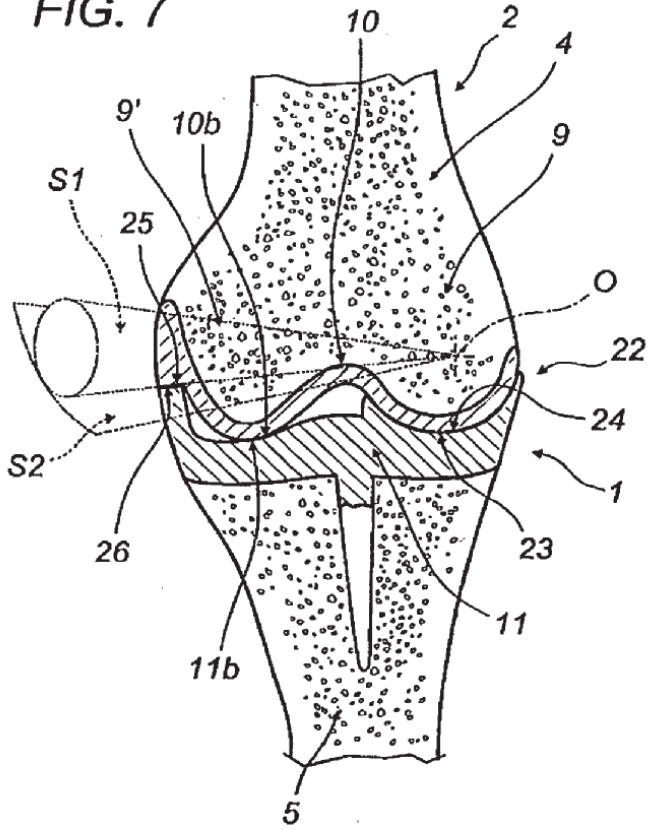


FIG. 8

