



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 284 744**

51 Int. Cl.:  
**A61F 2/36** (2006.01)  
**A61F 2/30** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **02011045 .8**

86 Fecha de presentación : **17.05.2002**

87 Número de publicación de la solicitud: **1260200**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **27.11.2002**

54 Título: **Endoprótesis de articulación de la cadera no cementada como sustitución superficial del fémur proximal.**

30 Prioridad: **18.05.2001 DE 101 24 705**  
**23.06.2001 DE 101 30 366**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.11.2007**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.11.2007**

73 Titular/es: **Peter Copf**  
**Stauffenbergstrasse 14**  
**72074 Tübingen, DE**  
**Werner Hein;**  
**Curt Kranz y**  
**Franz Copf**

72 Inventor/es: **Copf, Peter y**  
**Hein, Werner**

74 Agente: **Carpintero López, Francisco**

ES 2 284 744 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).

# ES 2 284 744 T3

## DESCRIPCIÓN

Endoprótesis de articulación de la cadera no cementada como sustitución superficial del fémur proximal.

5 La invención se refiere a una endoprótesis de articulación de la cadera como sustitución superficial del fémur proximal con un casquete esférico, presentando el casquete esférico una superficie externa que actúa conjuntamente con una cavidad articular y una superficie interna y con un vástago, pudiendo unirse el vástago con el casquete esférico.

10 Estas endoprótesis de articulación de la cadera se cementan según el estado de la técnica en el cuello del fémur. Mediante la utilización de cemento para la fijación de la endoprótesis de articulación de la cadera pueden producirse una pluralidad de problemas para el paciente. Por ejemplo por los diferentes coeficientes de dilatación en función de la temperatura de huesos, cemento y endoprótesis de articulación de la cadera así como el envejecimiento del cemento puede aparecer un aflojamiento de la endoprótesis de articulación de la cadera en el cuello del fémur. Además desde el principio puede estar disminuida la resistencia de la unión de endoprótesis de articulación de la cadera y cuello del fémur por una modificación en el volumen del cemento durante el endurecimiento. Finalmente el cemento puede llevar también a reacciones de rechazo. Todos estos problemas que posiblemente pueden aparecer, que puede provocarse por la utilización de cemento, se conocen a partir de la bibliografía técnica correspondiente.

15 El documento DE 30 06 178 da a conocer una endoprótesis de articulación de la cadera según el preámbulo de la reivindicación 1.

20 La invención se basa en el objetivo de proporcionar una endoprótesis de articulación de la cadera como sustitución superficial del fémur proximal que sin la utilización de cemento posibilita una fijación segura, resistente, duradera y tolerable de la endoprótesis de articulación de la cadera en el cuello del fémur.

25 Este objetivo se resuelve con una endoprótesis de articulación de la cadera con un casquete esférico, presentando el casquete esférico una superficie externa que actúa conjuntamente con una cavidad articular y una superficie interna y con un vástago, pudiendo unirse el vástago con el casquete esférico, porque el vástago presenta una estructura en forma de rejilla.

30 Durante la implantación de la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención la estructura con forma de rejilla se coloca en la zona de la sustancia esponjosa del cuello del fémur. Con ello existe la posibilidad de que la sustancia esponjosa extirpada anteriormente al menos de forma parcial se encarne en la zona del cuello del fémur tras la implantación hacia el interior de la estructura en forma de rejilla y con ello produzca una unión de gran resistencia y elástica en una medida suficiente entre el vástago y el cuello del fémur. Se requiere una cierta elasticidad de la unión entre la endoprótesis de articulación de la cadera y el cuello del fémur, para estimular a la sustancia esponjosa al crecimiento y a la regeneración durante toda la vida de la endoprótesis de articulación de la cadera. Con ello durante toda la vida de la endoprótesis de articulación de la cadera se garantiza un asiento seguro y resistente de la endoprótesis de articulación de la cadera en el cuello del fémur. Adicionalmente a las ventajas mencionadas de la invención, la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención tiene todas las ventajas conocidas del estado de la técnica de una sustitución superficial de la esfera articular. Una de estas ventajas se basa en que no tiene que extirparse el cuello del fémur, de modo que tras expirar la vida de la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención puede colocarse una segunda endoprótesis de articulación de la cadera, en la que se extirpa el cuello del fémur. Además la sustitución de la superficie de la cabeza del fémur es considerablemente menos traumática que la colocación de una endoprótesis de articulación de la cadera, en la que ha de extirparse el cuello del fémur.

35 Según la invención puede estar previsto, que el casquete esférico y el vástago en estado implantado estén unidos entre sí con arrastre de fuerza y de forma, o que en estado implantado el casquete esférico se apoye sobre el vástago.

40 En la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención el anclaje se realiza casi exclusivamente a través de la sustancia esponjosa del cuello del fémur. Una conducción de fuerzas en la sustancia cortical del cuello del fémur sólo está prevista en una extensión muy reducida, dado que esta conducción de fuerzas, debido a la mayor resistencia de la sustancia cortical, daría lugar a que no se condujera ninguna fuerza o ya sólo fuerzas muy reducidas en la sustancia esponjosa y a consecuencia de ello una estimulación del crecimiento de la sustancia esponjosa no tendría lugar o no en una medida suficiente. A largo plazo esto tendría como consecuencia un aflojamiento de la endoprótesis de articulación de la cadera en el cuello del fémur.

45 De una manera especialmente ventajosa la rigidez del vástago, especialmente en la dirección longitudinal del vástago, es superior a la de la sustancia esponjosa que rodea al vástago y/o la rigidez del vástago, especialmente en la dirección longitudinal del vástago, es inferior a la de la sustancia cortical del cuello del fémur. Con esta configuración del vástago se conduce una fuerza lo suficientemente grande desde el casquete esférico a través del vástago a la sustancia esponjosa, para aliviar las superficies de resección de la cabeza del fémur y conseguir una amortiguación que corresponda lo más posible al tejido cartilaginoso natural. Además mediante la conducción de fuerzas se estimula la sustancia esponjosa al crecimiento, sin solicitar excesivamente al tejido esponjoso. A partir de la bibliografía (véase Röhrle, H.; Scholten, W.; Grünert, A.: "Der Kraftfluß bei Hüftendoprothesen" en Arch. orthop. Unfall-Cir. 89, 49-70, 1977) se conoce que el módulo de elasticidad de la sustancia esponjosa asciende en la zona en la que se ancla el vástago a aproximadamente  $1,21 \times 10^5 \text{ N/cm}^2$  y para la sustancia cortical del cuello del fémur a aproximadamente  $1,45 \times 10^6 \text{ N/cm}^2$ .

Otras variantes de la invención prevén que la estructura en forma de rejilla del vástago se componga de aberturas o varillas y travesaños, y/o que la estructura en forma de rejilla presente engrosamientos y/o concavidades o una estructura con forma de malla, de modo que se garantiza un encarnamiento lo mejor posible de la sustancia esponjosa en la estructura en forma de rejilla en el sentido de una unión firme y a la vez elástica entre la endoprótesis de articulación de la cadera y el cuello del fémur. Junto con un arrastre de forma mejorado los engrosamientos y concavidades agrandan la superficie del vástago, lo que tiene un efecto ventajoso sobre la resistencia del anclaje de la endoprótesis de articulación de la cadera.

Adicionalmente ha resultado ser ventajoso que el eje longitudinal del vástago discurra en la dirección de la solici-tación máxima del cuello del fémur, de modo que el vástago puede absorber esta solici-tación y por toda su longitud, o superficie, conducirla en la sustancia esponjosa del cuello del fémur.

El encarnamiento de la sustancia esponjosa en la endoprótesis se produce en tres fases: en la primera fase sólo pueden transmitirse pequeñas fuerzas desde la endoprótesis a la sustancia esponjosa (conducción fisiológica de fuer-zas). Por ello se requiere una inmovilización relativa de las superficies que contactan entre sí de la endoprótesis y la sustancia esponjosa. Además las superficies de resección deben adaptarse de una forma muy precisa a la endoprótesis. En esta primera fase el vástago es importante para una buena distribución de fuerzas/conducción de fuerzas; descarga la superficie de apoyo cónica del casquete esférico.

Cuando en la segunda fase la superficie de apoyo cónica del casquete esférico se ha unido con la sustancia espon-josa (formación ósea y con ello refuerzo del entorno del casquete esférico), cesa la absorción de fuerzas del vástago (desplazamiento del flujo de fuerzas al casquete esférico).

Cuando con el tiempo la sustancia esponjosa (tercera fase) no puede absorber las fuerzas que aparecen, el vás-tago conducirá de manera duradera una parte de estas fuerzas en la sustancia esponjosa. Para evitar, que el vástago asuma todas las fuerzas que actúan sobre el casquete esférico, es ventajoso cuando el vástago se realiza de la manera siguiente: a.) el primer tercio del vástago debe estar unido de manera rígida a la flexión con el casquete esférico, en la dirección longitudinal sin embargo presentar a ser posible una rigidez que se encuentre en los límites anteriormente mencionados. b.) el segundo tercio del vástago debe ser flexible y presentar en la dirección longitudinal una rigidez que se encuentre en los límites anteriormente mencionados. c.) el tercer tercio del vástago debe ser flexible y presentar en la dirección longitudinal una rigidez por encima de los límites anteriormente mencionados.

Para mejorar la unión de la endoprótesis de articulación de la cadera y el cuello del fémur puede estar previsto alternativamente, que la superficie del vástago sea porosa, periplasmática, o hidroxiapatita. Cuando la superficie es porosa o periplasmática, la sustancia esponjosa puede encarnarse en la superficie, lo que lleva a una indentación y unión correspondientemente buena entre la sustancia esponjosa y la endoprótesis de articulación de la cadera. Cuando la superficie de la estructura en forma de rejilla, o del vástago, es hidroxiapatita, la sustancia esponjosa puede encarnarse en la superficie, lo que también posibilita una unión resistente duradera y firme de la endoprótesis de articulación de la cadera y el cuello del fémur.

Para una mejora adicional de la conducción de fuerzas en el cuello del fémur está previsto, que la superficie interna del casquete esférico corresponda a la superficie de un tronco cónico doble, dado que con esta configuración de la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención mediante el movimiento de giro de una herramienta correspondientemente conformada pueden producirse las superficies de resección de una manera sencilla y con la precisión necesaria. Mediante una selección adecuada de los ángulos de conicidad puede conseguirse el efecto de apriete deseado entre el casquete esférico y las superficies de resección del hueso del cuello del fémur. Este efecto de apriete es especialmente importante sobre todo directamente después de la operación para el anclaje de la endoprótesis de articulación de la cadera en el cuello del fémur. Tras el encarnamiento de la sustancia esponjosa en la estructura en forma de rejilla la importancia de las superficies de contacto con forma de tronco cónico doble entre el casquete esférico y el hueso se basa en garantizar una conducción de fuerzas lo más uniforme posible en el cuello del fémur. Con ello se reducen las cargas que actúan sobre la estructura en forma de rejilla y la sustancia esponjosa que se ha unido mediante crecimiento con esta estructura hasta la medida necesaria.

Para garantizar una conducción de fuerzas lo mejor posible desde la endoprótesis de articulación de la cadera al cuello del fémur está previsto quitar la cabeza del fémur en la medida en que se extirpa completamente la sustancia cortical y que un anclaje de la endoprótesis de articulación de la cadera en la zona de la cabeza del fémur se produzca exclusivamente a través de la sustancia esponjosa y no a través de la sustancia cortical. De todas formas ha de tenerse en cuenta en este caso no reducir demasiado la capacidad de carga de la cabeza del hueso del cuello del fémur.

Para simplificar la fabricación del casquete esférico y el vástago así como para simplificar la implantación ha resultado ser ventajoso, que el casquete esférico y el vástago estén unidos entre sí mediante una unión de apriete. Esto puede conseguirse por ejemplo mediante una escotadura cónica en el vástago y un gorrón correspondiente en el casquete esférico. La sección transversal de la escotadura cónica y del gorrón puede ser por ejemplo redonda, poligonal, rectangular o cuadrada.

Finalmente la superficie externa del casquete esférico puede estar dotada de un revestimiento que reduce el desgaste y/o que disminuye la fricción, para elevar la vida de la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención.

## ES 2 284 744 T3

Ha resultado ser ventajoso fabricar la endoprótesis de articulación de la cadera al menos parcialmente de titanio, especialmente TiAl6V4, acero o una aleación de CoCr mediante fundición y/o forjado. A este respecto el casquete esférico puede fabricarse entre otros por las buenas propiedades tribológicas de acero o una aleación de CoCr, mientras que el vástago puede estar compuesto de TiAl6V4. Opcionalmente la endoprótesis de articulación de la cadera puede estar compuesta al menos parcialmente de metal sinterizado o una cerámica porosa o un material biodegradable.

Las ventajas y configuraciones ventajosas adicionales de la invención deben deducirse de los siguientes dibujos, de su descripción y las reivindicaciones.

### 10 **Dibujo**

Muestran

la figura 1 un fémur proximal en una sección longitudinal,

15 la figura 2 un fémur proximal con una cabeza preparada para la implantación de una endoprótesis de articulación de la cadera según la invención,

20 las figuras 3a, b un primer ejemplo de realización de una endoprótesis de articulación de la cadera según la invención,

la figura 4 un segundo ejemplo de realización de un vástago de una endoprótesis según la invención,

25 la figura 5 un segundo ejemplo de realización de una endoprótesis de articulación de la cadera según la invención en sección y

las figuras 6a, b un modelo para la ilustración de la conducción de fuerzas según la invención en el cuello del fémur.

### 30 **Descripción de los ejemplos de realización**

La figura 1 muestra un fémur 1 proximal en una sección longitudinal. A un hueso 3 del fémur del fémur 1 se acopla un cuello 5 del fémur con una cabeza 7. Un eje 9 longitudinal del hueso 3 del fémur así como un eje 11 longitudinal del cuello 5 del fémur encierran un ángulo de aproximadamente 120°. Mediante una línea 13 de trazos y puntos se representa el límite entre la sustancia 15 cortical y la sustancia esponjosa no mostrada en la zona de la cabeza 7.

40 Cuando debe sustituirse la articulación de la cadera compuesta de la cabeza 7 y una cavidad articular no mostrada, se prepara la cabeza del fémur correspondientemente a la figura 2. Por la figura 2 puede observarse, que la cabeza 7 se quitó de tal manera que adopta la forma de un tronco cónico doble. Con el número de referencia 17 se identifica un primer tronco cónico, mientras que el número de referencia 19 identifica un segundo tronco cónico que está acoplado al mismo. Al segundo tronco 18 cónico está acoplada una superficie 21 frontal. El tronco 17, 19 cónico doble rotacionalmente simétrico puede fabricarse de una manera relativamente sencilla y con una precisión buena también en condiciones de operación. A este respecto se quita tanto material, que la sustancia 15 cortical (véase figura 1) de la cabeza 7 se extirpa completamente. En otras palabras: la cabeza 7 preparada correspondientemente a la figura 2 se compone exclusivamente de sustancia esponjosa. El número de troncos 17, 19 cónicos así de sus ángulos de conicidad no está limitado según la invención a este ejemplo de realización.

50 En la figura 3a se representa un primer ejemplo de realización de una endoprótesis 27 de articulación de la cadera según la invención colocada sobre la cabeza 7 preparada según la figura 2. La endoprótesis 27 de articulación de la cadera se compone de un casquete 29 esférico y un vástago 31. El casquete 29 esférico presenta una superficie 33 externa esférica y una superficie 35 interna configurada en forma de tronco cónico doble. Comparando las figuras 2 y 3a se hace evidente, que la superficie 35 interna del casquete 29 esférico presenta la misma forma que la cabeza 7 preparada. De este modo se produce una unión con arrastre de fuerza y de forma entre el casquete 29 esférico y la cabeza 7, cuando la endoprótesis 27 de articulación de la cadera se implanta en el cuello 5 del fémur.

55 El vástago 31 presenta una estructura con forma de rejilla con aberturas 37 de diferente disposición y diferente orientación. Por motivos de claridad, en la figura 3 no todas las aberturas están dotadas de números de referencia. Con respecto a la forma, orientación y tamaño de las aberturas 37 ha de tenerse en cuenta, que la sustancia esponjosa puede encarnarse lo más fácilmente posible en las aberturas y que se dispone de una gran superficie del vástago 31. En principio es válido: cuanto mayor sea la superficie del vástago 31, tanto mejor es la unión entre sustancia esponjosa y vástago 31, cuando la sustancia esponjosa se ha encarnado.

65 En el diseño del vástago 31 también debe tenerse en cuenta que el vástago presenta una determinada elasticidad, para primeramente evitar picos de carga locales, que actúan sobre la zona de resección, absorbiendo una parte de las fuerzas que actúan sobre el casquete esférico por el vástago 31 y reduciendo con ello las fuerzas que actúan sobre las superficies de resección de la cabeza 7 del fémur. De este modo el vástago 31 tiene la importante función de un amortiguador de golpes, produciéndose la amortiguación mediante la fricción entre el vástago y la sustancia esponjosa así como mediante la circulación del líquido viscoso por la estructura con forma de rejilla del vástago,

que se encuentra en los espacios huecos de la sustancia esponjosa y fluye al interior de la estructura de vástago implantada. En el transcurso temporal del encarnamiento del casquete esférico el vástago se convierte poco a poco en insignificante, es decir el vástago 31 asume al menos parcialmente la función del tejido cartilaginoso de la articulación natural. Si pudiera revestirse el casquete 29 esférico con un material, que tuviera un efecto amortiguador suficiente, podría renunciarse posiblemente al vástago 31. En segundo lugar la sustancia esponjosa mediante la conducción de fuerzas debe estimularse al crecimiento. Una dilatación del 0,2%, especialmente en el intervalo del 0,05% al 0,3%, es adecuada de forma favorable para favorecer este efecto (véase Kaspar, Seidl, Ignatius, Neidlinger-Wilke, Claes, en. Der Orthopäde, 2000, 29, páginas 85-90 y Frots, HM (1992): perspectives: bone's mechanical usage windows. Bone Miner 19, páginas 257-271). Además el vástago 31 debe tener una amortiguación lo más correspondiente posible de la función de la sustancia esponjosa natural. El módulo de elasticidad del vástago 31 debe ser superior al módulo de elasticidad de la sustancia esponjosa en la zona de las superficies de resección de la cabeza 7 del fémur.

Por la figura 3a (como un ejemplo de realización posible) también puede observarse, que el vástago 31 se dispone adyacente a una sustancia 23 cortical en la zona del cuello 5 del fémur o que al menos llega hasta su proximidad inmediata. Con ello las fuerzas que permanecen en el vástago 31 se dirigen a la sustancia 23 cortical. Por la figura 3a puede observarse además, que el eje longitudinal del vástago 31 no discurre de forma paralela o coaxial al eje 11 longitudinal del cuello 5 del fémur. El eje longitudinal del vástago 31 discurre más bien en la dirección de las sollicitaciones principales. Esta dirección puede hacerse visible por ejemplo en una sección transversal a través de un preparado por la orientación de las trabéculas (no representadas). Mediante esta orientación del vástago 31 también después de la implantación de la endoprótesis 27 de articulación de la cadera en el cuello 5 del fémur se afecta lo menos posible la carga fisiológica.

La cavidad articular que actúa conjuntamente con el casquete 29 esférico no está representada en la figura 3. El anclaje de esta cavidad articular en el hueso de la articulación de la cadera puede realizarse según el estado de la técnica. En la figura 3b se representa el vástago 31 parcialmente seccionado. Con ello se hace visible la unión entre el vástago 31 y el casquete 31 esférico. Precisamente por diferentes motivos ha resultado ser ventajoso, que el casquete 31 esférico y el vástago 31 se configuren de dos piezas. A este respecto, la selección del material, el acabado y la implantación óptimas son motivos importantes, que defienden la configuración de dos piezas.

En un extremo del vástago 31 está prevista una escotadura 39 cónica. El ángulo de conicidad y el diámetro (ninguno de los dos inscritos en la figura 3b) de la escotadura 39 están dimensionados de tal manera que pueden transmitir las fuerzas conducidas desde el casquete 29 esférico al hueso del fémur igualmente no representado de una manera segura. El casquete 29 esférico correspondiente está representado igualmente en la figura 3b de manera seccionada. El casquete 29 esférico presenta un gorrón 41, que junto con la escotadura 39 posibilita una unión de apriete entre el casquete 29 esférico y el vástago 31. La figura 3b muestra el casquete 29 esférico y el vástago 31 en un estado montado. La construcción por módulos del segundo ejemplo de realización posibilita la optimización y fabricación separada de vástago 31 y casquete 29 esférico con respecto al material, el procedimiento de fabricación, el tratamiento y revestimiento de la superficie. La transición entre el vástago 31 y la superficie 35 interna puede configurarse de forma redondeada para disminuir el efecto de escotadura, tal como es el caso de la figura 3b.

También es posible, configurar el vástago 31 a modo de forjado, estando compuesto este forjado de varillas y nudos, que están orientados en diferentes direcciones (no representado). En este caso se recomienda, como en cualquier forjado, prever varillas en la dirección de las fuerzas que aparecen. Entonces la resistencia del forjado es óptima con el menor peso.

Han resultado ser ventajosas las siguientes medidas:

Lugar	Diámetro de las travesaños	Diámetro de las aberturas
Tercio proximal	aprox. 0,15 mm	aprox. 1 mm
Tercio medio	aprox. 0,2 mm	aprox. 2 mm
Tercio distal	aprox. 0,25 mm	aprox. 3 mm

La figura 4 muestra un segundo ejemplo de realización de un vástago 31. Este ejemplo de realización presenta adicionalmente a las aberturas 37 aún ranuras 43 circundantes y una perforación 45 longitudinal. En la escotadura 39 puede introducirse un casquete 29 esférico (no mostrado) según la figura 3.

La figura 5 muestra otro ejemplo de realización de una endoprótesis 27 de articulación de la cadera según la invención en sección. En este caso el casquete 29 esférico está configurado prácticamente de manera idéntica al casquete 29 esférico descrito mediante las figuras 3a y 3b. La diferencia fundamental con el primer ejemplo de realización según la figura 3 se encuentra en el vástago 31. El vástago 31 está configurado de tal manera que mejora adicionalmente la conducción de fuerzas en la sustancia esponjosa de la cabeza 7. Para ello debe indicarse por adelantado, que la sustancia esponjosa se compone de trabéculas (no mostradas), que están orientadas a lo largo de las trayectorias 47 principales de tensión. En una articulación sana de cadera las trabéculas absorben un impulso de fuerza y una parte

## ES 2 284 744 T3

del mismo se conduce a través de la estructura trabecular contigua (no mostrada) en la sustancia 23 cortical. Con ello se reduce la sollicitación mecánica en la sustancia esponjosa del cuello 5 del fémur. El vástago 31 según la invención según la figura 5 imita ahora la estructura de la sustancia esponjosa en la zona de las trayectorias 47 principales de tensión. Proximalmente tiene forma de embudo, aunque se estrecha distalmente y finalmente contacta con la sustancia 23 cortical medial. Está construida con forma de rejilla, por ejemplo como un tejido bi o tridimensional, con aberturas 37, cuyo diámetro corresponde aproximadamente al tamaño de poro de la sustancia esponjosa. Las aberturas 37 con un diámetro de entre 1 mm y 4 mm han resultado ser ventajosas.

El vástago 31 está construido rotacionalmente simétrico y termina al nivel de la superficie 21 de la cabeza 7. En su otro extremo está truncado de forma oblicua y en el caso ideal se apoya sobre la sustancia 23 cortical.

Entre el casquete 29 esférico y el vástago 31 no existe ninguna unión a través de una escotadura 39 y un gorrón 41. La fuerza se transmite más bien desde el casquete 29 esférico al vástago 31, porque la superficie del casquete 29 esférico correspondiente a la superficie 21 frontal se apoya sin juego sobre el vástago 31 y con ello pueden transmitirse fuerzas de presión desde el casquete 29 esférico al vástago 31. La construcción del casquete esférico está alineada con el vástago 31 de tal manera que el sistema es estáticamente neutro, aunque dinámica activo.

En este ejemplo de realización el eje longitudinal del vástago 31 también discurre aproximadamente en la dirección de las trayectorias 47 principales, es decir de la dirección de aplicación principal de las fuerzas que actúan sobre el cuello 5 del fémur.

Mediante la estructura filigrana con forma de malla del vástago 31 éste es especialmente blando y elástico, de modo que se produce una conducción de fuerzas muy suave desde el vástago 31 en la sustancia esponjosa circundante. Además la sustancia esponjosa puede encarnarse muy bien en el vástago 31 y unirse con éste de manera íntima.

El vástago 31 es aún así algo más rígido que la sustancia esponjosa que lo rodea y justamente en tal medida que los golpes, que se absorben del casquete 29 esférico en una parte tan grande por el vástago 31 y se siguen conduciendo a la sustancia 23 cortical, que no se produce una afectación de la sustancia esponjosa en la zona del cuello del fémur.

Mediante las figuras 6a y 6b se representa el principio de acción de la endoprótesis de articulación de la cadera según la invención a título de modelo. En este caso el modelo se compone de tres elementos, el casquete 29 esférico, la sustancia 23 cortical, el hueso 5 anatómico de fémur y la sustancia esponjosa dispuesta entremedias. Si ahora se contempla el casquete 29 esférico y la sustancia 23 cortical en cada caso de manera simplificada como cuerpos inflexibles, entonces la sustancia esponjosa asume toda la elasticidad y amortiguación. En la figura 6a se ilustra la propiedad elástica de la sustancia esponjosa a través de tres muelles 47, 49 y 51 con el mismo índice elástico. Las fuerzas conducidas a través del casquete 29 esférico provocan en los muelles 47, 49 y 51 contrafuerzas  $F_{A,1} = F_{A,2} = F_{A,3} =$  de correspondientemente el mismo tamaño.

En la figura 6b el modelo se ha variado de manera insignificante, porque precisamente entre el casquete 29 esférico y la sustancia 23 cortical adicionalmente a la sustancia esponjosa está previsto un vástago 31, cuya rigidez es algo superior que la de la sustancia esponjosa circundante. Si se transfiere al modelo con tres muelles, que se muestra en el lado derecho de la figura 6b, esto significa, que el muelle 53 central presenta un índice elástico superior que los muelles 47 y 51, que representan la sustancia esponjosa que rodea el vástago 31. Esto significa, que las fuerzas transmitidas por los muelles 47, 51 y 53 no son igual de grandes. Más bien la fuerza  $F_{B,1}$  transmitida por el muelle 47 y la fuerza  $F_{B,3}$  transmitida por el muelle 51 es inferior a la fuerza  $F_{B,2}$  transmitida por el muelle 53. Debido a que suponiendo, que una fuerza externa igual de grande actuara sobre el casquete 29 esférico, la suma  $F_{B,1} + F_{B,2} + F_{B,3}$  no obstante es igual de grande que las fuerzas  $F_{A,1} + F_{A,2} + F_{A,3}$  (véase la figura 6a) esto no significa otra cosa, que el vástago 31 conduce al alivio de la sustancia esponjosa que lo rodea, dado que las fuerzas  $F_{B,1}$  y  $F_{B,3}$  se reducen por la existencia del vástago 31 con una rigidez superior que la sustancia esponjosa que lo rodea.

Mediante la estructura en forma de rejilla del vástago 31 puede renunciarse a la utilización de cemento, lo que conlleva grandes ventajas con respecto a la resistencia y estabilidad del anclaje de la endoprótesis de articulación de la cadera en el fémur. Las ventajas de anclajes no cementados son bastante conocidas, aunque todavía no ha podido conseguirse fijar una sustitución superficial para el fémur proximal de manera duradera no cementada en el cuello 5.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una endoprótesis de articulación de la cadera como sustitución superficial del fémur proximal con un casquete (29) esférico, presentando el casquete (29) esférico una superficie (33) externa que actúa conjuntamente con una cavidad articular y una superficie (35) interna y con un vástago (31), pudiendo unirse el vástago (31) con el casquete (29) esférico y el vástago (31) presenta una estructura en forma de rejilla, **caracterizada** porque el eje longitudinal del vástago (31) discurre en la dirección de la sollicitación máxima del cuello (5) del fémur (5).
- 10 2. Endoprótesis de articulación de la cadera según la reivindicación 1, **caracterizada** porque la rigidez del vástago (31), especialmente en la dirección longitudinal del vástago (31), es superior a la de la sustancia esponjosa que rodea al vástago (31).
- 15 3. Endoprótesis de articulación de la cadera según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizada** porque la rigidez del vástago (31), especialmente en la dirección longitudinal del vástago (31), es inferior a la de la sustancia cortical del cuello del fémur.
- 20 4. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la estructura en forma de rejilla del vástago (31) se compone de aberturas (37) en el vástago (31), mallas o varillas y travesaños.
- 25 5. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la estructura en forma de rejilla presenta engrosamientos y/o concavidades.
- 30 6. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el primer tercio del vástago (31) está unido con el casquete esférico de manera rígida a la flexión y porque el primer tercio del vástago (31) presenta en la dirección longitudinal una rigidez que se encuentra en los límites de las reivindicaciones 2 y 3.
- 35 7. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el segundo tercio del vástago (31) es flexible, y porque el segundo tercio del vástago (31) en la dirección longitudinal presenta una rigidez que se encuentra en los límites de las reivindicaciones 2 y 3.
- 40 8. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el tercer tercio del vástago (31) es flexible, y porque el tercer tercio del vástago (31) en la dirección longitudinal presenta una rigidez que se encuentra por encima de la rigidez de la sustancia (23) cortical del cuello (5) del fémur.
- 45 9. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque las varillas del vástago (31) tienen en el tercio proximal un diámetro de aproximadamente 0,15 mm y una separación entre sí de aproximadamente 1 mm, en el tercio medio un diámetro de aproximadamente 0,2 mm y una separación entre sí de aproximadamente 2 mm y en el tercio distal un diámetro de aproximadamente 0,25 mm y una separación entre sí de aproximadamente 3 mm.
- 50 10. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el vástago (31) en estado implantado con las cargas que aparecen en la superficie tiene una dilatación del 0,2%, especialmente del 0,05% al 0,3%.
- 55 11. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la superficie del vástago (31) es porosa o periplasmática.
- 60 12. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la superficie del vástago (31) es hidroxiapatita.
- 65 13. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la superficie (35) interna corresponde a la superficie de un tronco (17, 19, 21) cónico, especialmente de un tronco cónico doble.
14. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el o los diámetros de la superficie (35) interna están dimensionados de tal manera que son inferiores al de la sustancia (15) cortical de la cabeza (7) del fémur (1).
15. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el casquete (29) esférico y el vástago (31) están unidos entre sí mediante una unión de apriete.
16. Endoprótesis de articulación de la cadera según la reivindicación 15, **caracterizada** porque el vástago (31) presenta una escotadura (39) cónica, y porque el casquete (29) esférico presenta un gorrón (41), y porque la escotadura (39) y el gorrón (41) pueden unirse mediante apriete.

## ES 2 284 744 T3

17. Endoprótesis de articulación de la cadera según la reivindicación 16, **caracterizada** porque la sección transversal de la escotadura (39) cónica y del gorrón (41) es redonda, poligonal, rectangular o cuadrada.

5 18. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el casquete (29) esférico y el vástago (31) están configurados de una pieza.

10 19. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque el casquete (29) esférico y el vástago (31) están configurados de dos piezas, y porque el casquete (29) esférico en estado implantado se apoya sobre el vástago (31).

20 20. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la superficie (33) externa del casquete (29) esférico está dotada de un revestimiento amortiguador, que reduce el desgaste y que disminuye la fricción.

15 21. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la endoprótesis de articulación de la cadera se compone al menos parcialmente de titanio, especialmente TiAl6V4, una aleación de acero o CoCr, mediante fundición y/o forjado, de metal sinterizado o una cerámica porosa o un material biodegradable.

20 22. Endoprótesis de articulación de la cadera según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la construcción del casquete esférico está coordinada de tal manera con el vástago, que el sistema es estáticamente neutro, aunque dinámicamente activo.

25

30

35

40

45

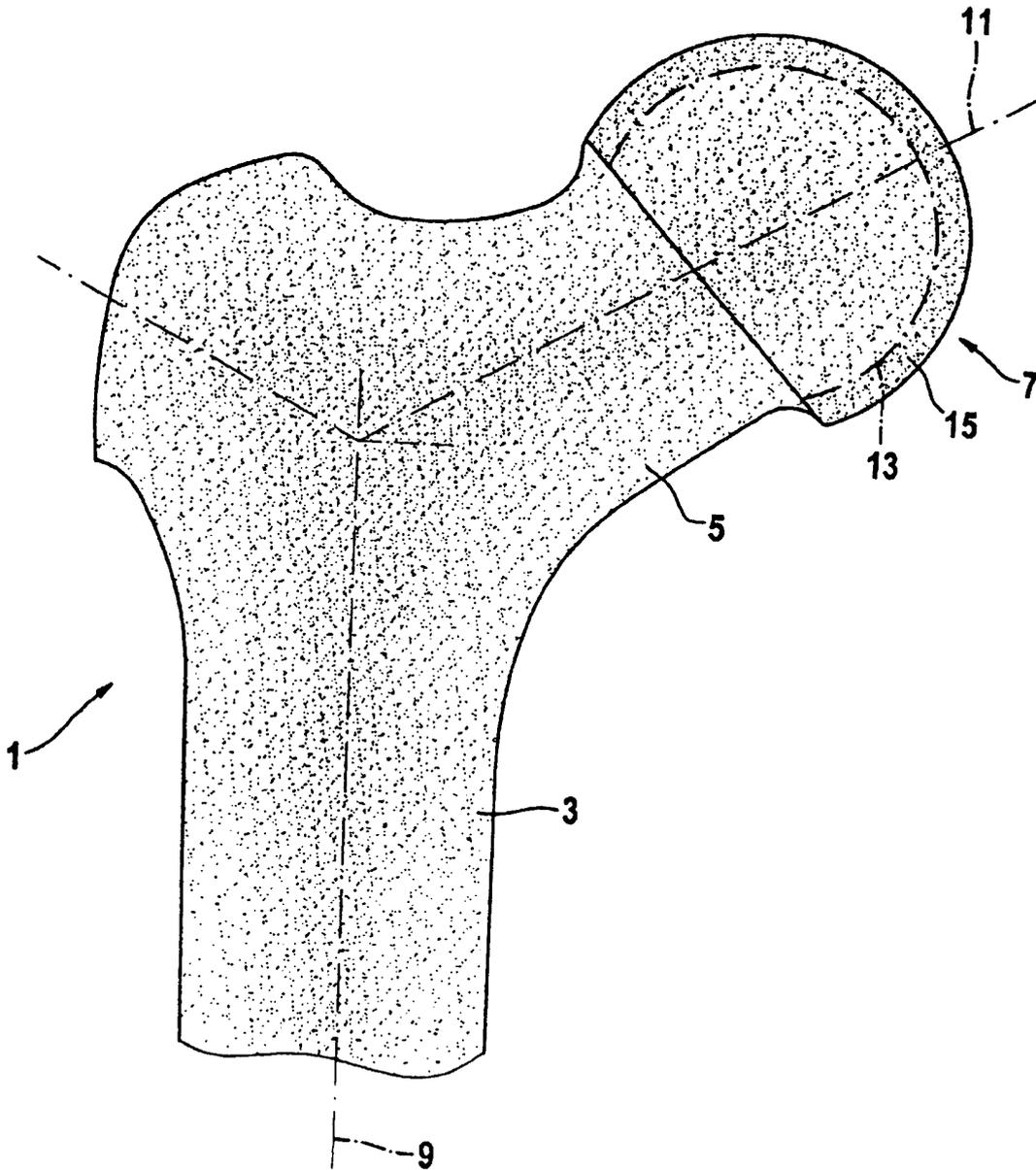
50

55

60

65

**Fig. 1**



**Fig. 2**

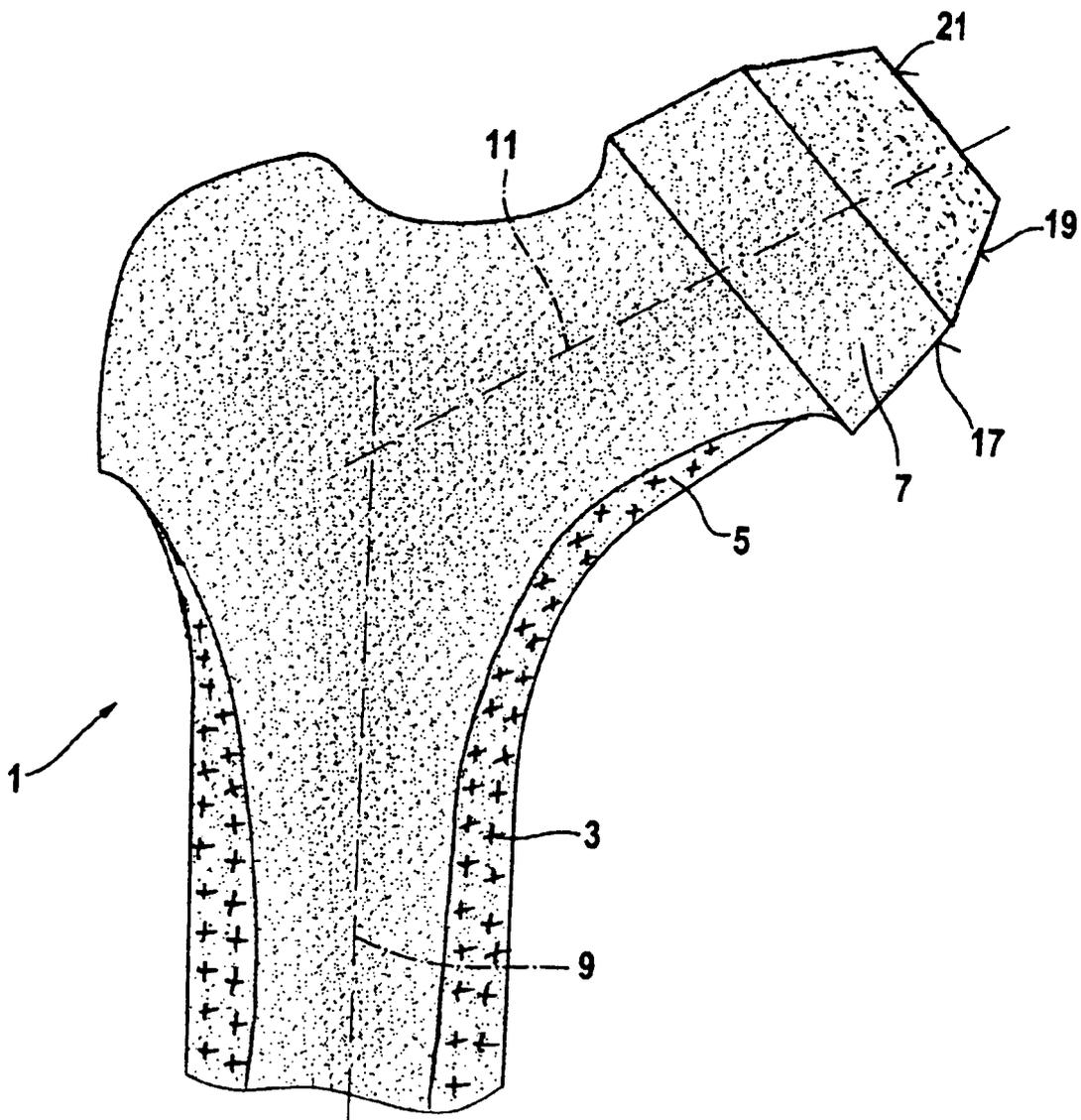


Fig. 3a

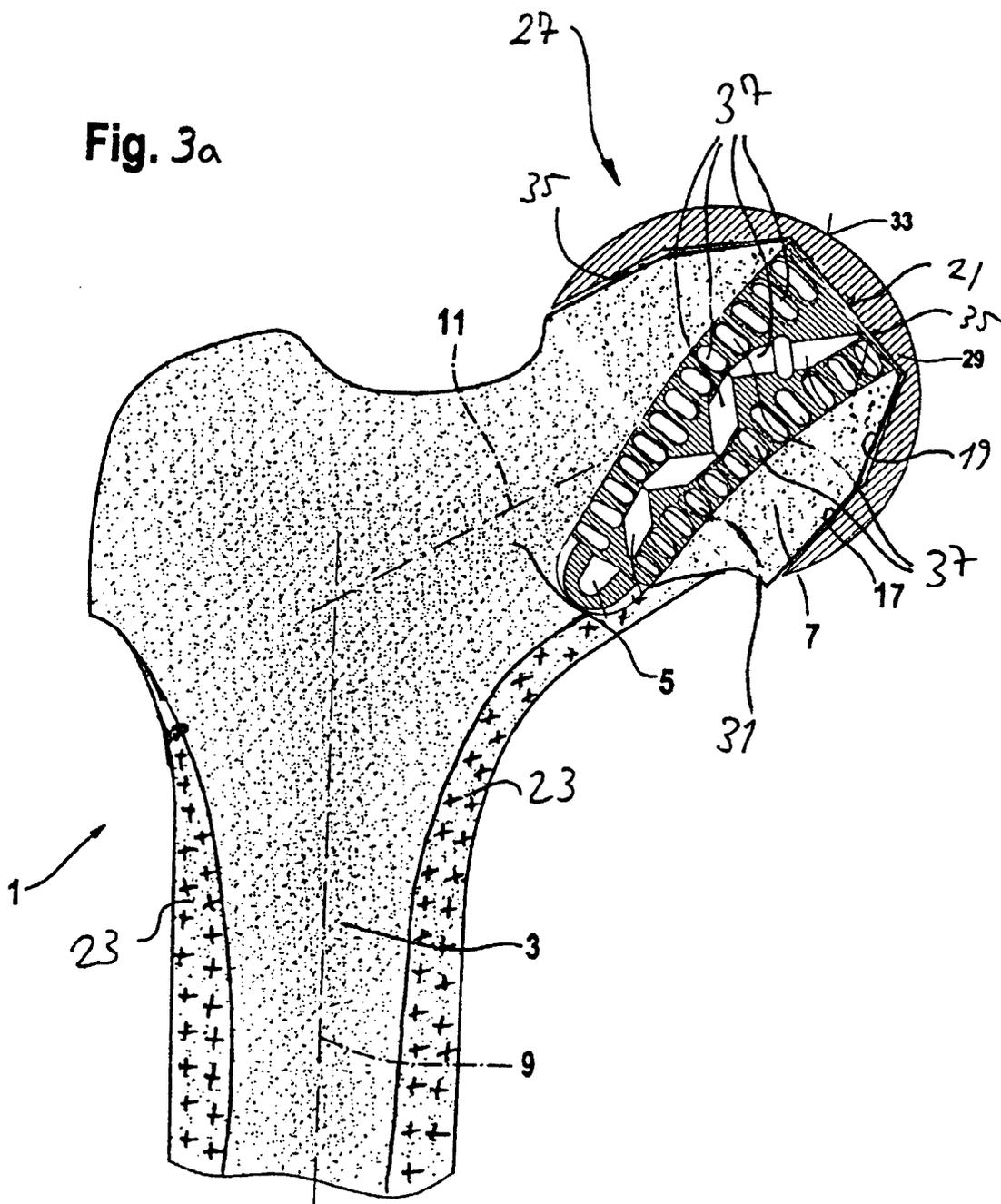


Fig. 3b

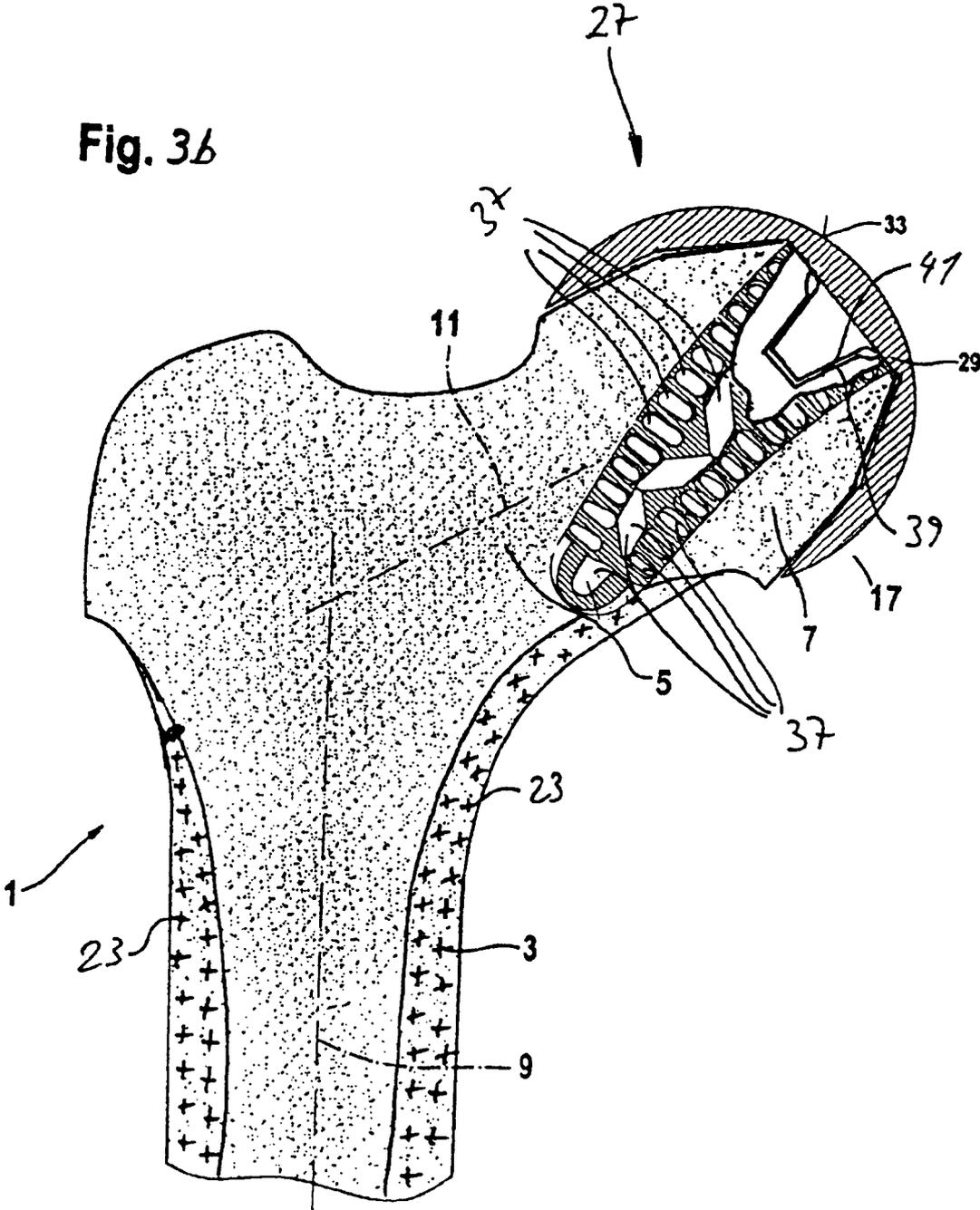


Fig. 4

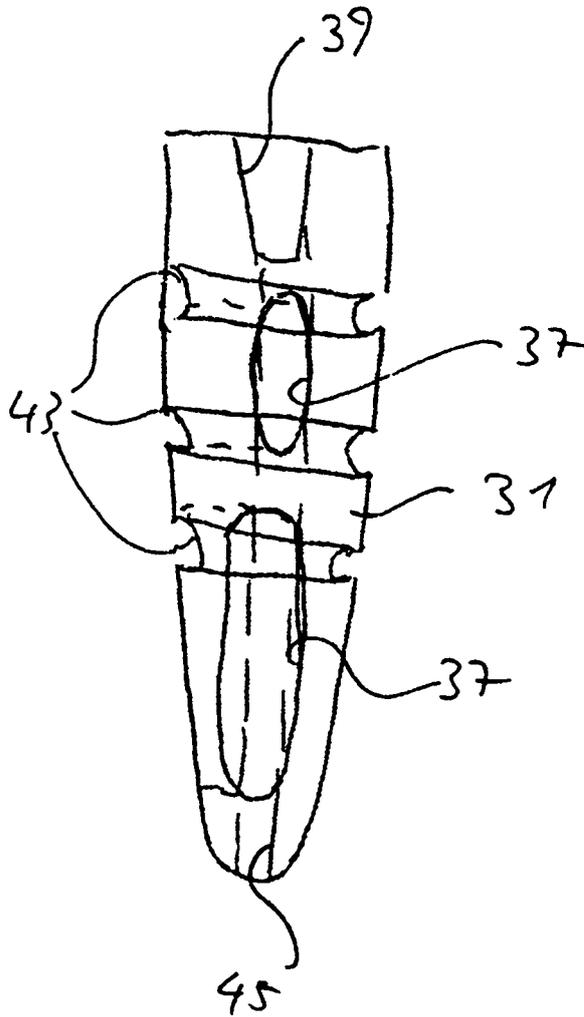


Fig. 5

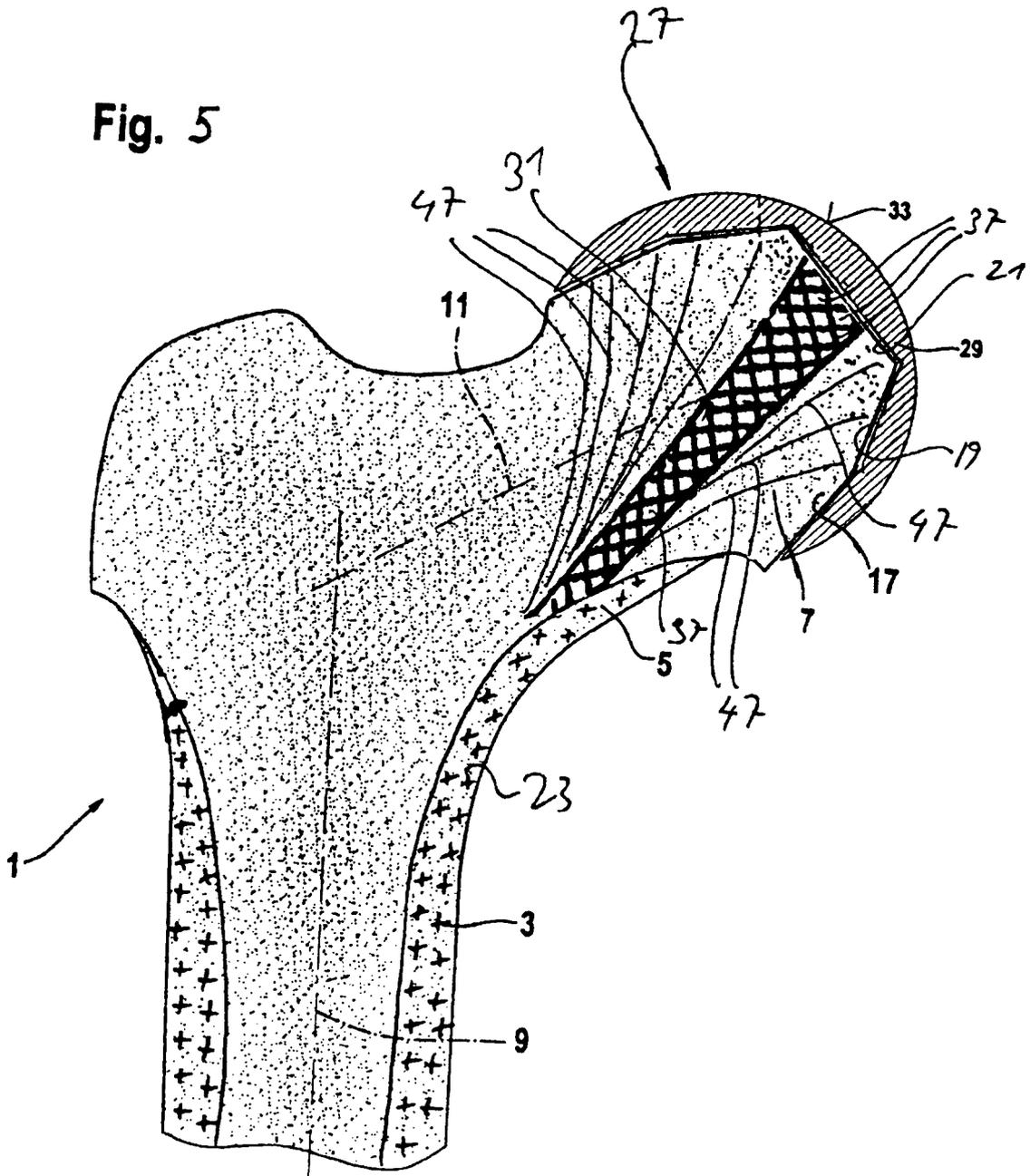


Fig 6a

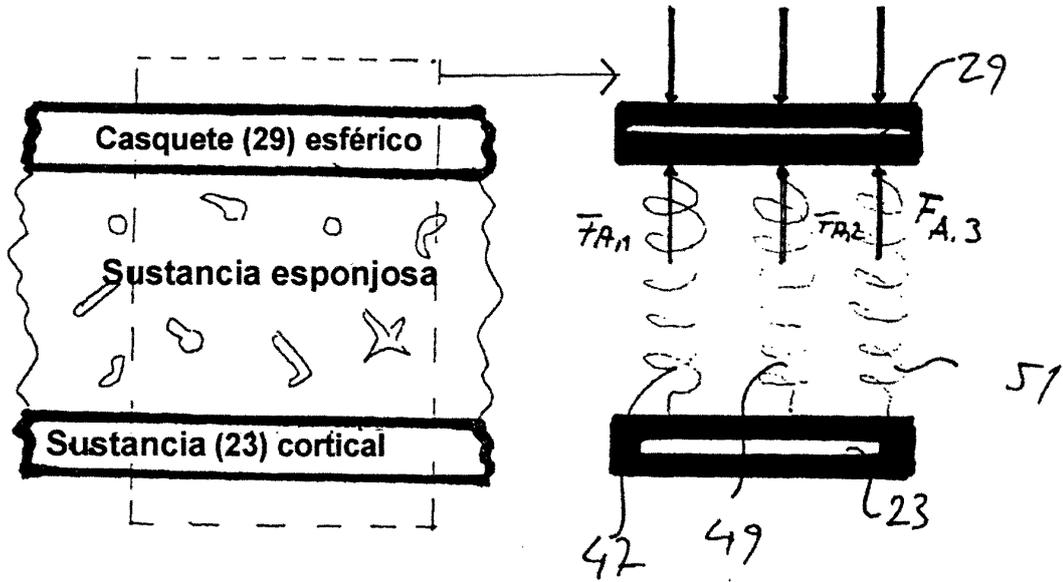


Fig 6b

