

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 421 397**

51 Int. Cl.:

A61F 2/36 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.02.2011 E 11706178 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2013 EP 2506806**

54 Título: **Prótesis de cuello femoral**

30 Prioridad:

25.02.2010 IT MI20100307

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

02.09.2013

73 Titular/es:

PERMEDICA S.P.A. (100.0%)

**Via Como 38
23807 Merate, IT**

72 Inventor/es:

CAMERA, ANDREA

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 421 397 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

Prótesis de cuello femoral.

5 La presente invención se refiere a una prótesis de cuello femoral.

10 Las prótesis de cuello femoral son dispositivos protésicos implantados en el cuello del fémur y que no implican estructuras femorales metafisarias y diafisarias, a diferencia de los vástagos de prótesis de cadera más convencionales que se encajan en el canal medular del fémur, tal como por ejemplo la descrita en el documento EP 0 290 735.

15 Los dispositivos conocidos como prótesis de cuello femoral ya están en el mercado, tal como la descrita en el documento US 2009/076619 A1, y su objetivo es conservar lo máximo posible las partes sanas del fémur que va a someterse a una protetización. Esto se hace posible sustituyendo sólo las partes afectadas por la degeneración debido a artrosis (habitualmente la cabeza femoral con referencia al fémur). Resumiendo se desea un implante minimizado que permita que la zona del cuerpo del paciente implicada en la implantación se dañe lo menos posible.

20 Esta búsqueda de un implante pequeño, mínimamente invasivo, con conservación de hueso y de tejidos blandos sin duda es considerablemente ventajosa para el paciente en términos de una reducción del tiempo de cirugía. Por consiguiente, también se desea una reducción de la pérdida de sangre, una rehabilitación temprana, una revisión del implante muy simplificada, si se requiere.

25 La característica de dichos dispositivos es la conservación total del cuello del fémur, que por consiguiente tiene que estar sano para actuar como asiento para anclar y sujetar el dispositivo. La zona del calcar, situada en la parte inferior del cuello del fémur, debido a su configuración anatómica, es particularmente adecuada para soportar cargas transferidas mediante el dispositivo al hueso, y debe conservarse absolutamente.

30 Incluso de este modo tales prótesis no deben confundirse con los vástagos de prótesis de cadera convencionales que para encajarse en el canal medular del fémur requieren que el hueso calcar esté considerablemente desgastado. Tal desgaste lleva inevitablemente a que el calcar pueda soportar en menor medida las cargas elevadas, que tienen que soportarse por otras estructuras anatómicas del fémur (estructuras diafisarias corticales, etc.).

35 Para este fin, en una prótesis de cuello femoral, la cabeza femoral debe resecarse en el punto más alto posible, precisamente una resección subcapital, a diferencia de en los vástagos de prótesis de cadera.

Una característica principal adicional requerida para este tipo de prótesis "pequeña" es el procedimiento para anclarla al hueso que debe conferir al dispositivo una estabilidad primaria y secundaria excelente.

40 Una prótesis convencional, tal como los vástagos de prótesis de cadera, presenta una parte con una extensión lineal que es bastante larga e implica un anclaje meta-diafisario, basándose en el principio de un cono (el vástago) encajado en un cilindro hueco (el canal medular del fémur) que se fijan entre sí mediante una interferencia mutua cuando las dimensiones externas del cono alcanzan las del cilindro. De una manera muy diferente, una prótesis de cuello femoral, objetivo de la presente invención, no puede seguir este principio, porque no implica la zona del canal del fémur.

50 La zona en la que se colocan tales dispositivos se caracteriza por la presencia de una zona cortical inferior principal (calcar) y de una zona trabecular interna, en la que el hueso se dispone a lo largo de líneas de transmisión de carga particulares que forman dos series de arcos, denominadas trabéculas, que representan las líneas de fuerza dentro del cuello femoral y la parte proximal del fémur.

55 Una prótesis de cuello tiene que participar en tal situación anatómica de una manera armoniosa, afectando lo menos posible a la biomecánica y por tanto, a la transmisión de carga desde la cabeza femoral hasta la parte distal del fémur.

En este sentido, la estabilidad del implante viene dada por la perfecta armonía entre el implante y la estructura ósea prevista.

60 Las prótesis de cuello en el mercado presentan generalmente una forma cilíndrica recta o una forma curva "a modo de plátano". Las prótesis de cuello rectas (tanto cónicas como cilíndricas) afectan claramente a la biomecánica femoral entrando en conflicto con las trabéculas óseas curvas, intersectando con las mismas y modificando la liberación de las fuerzas.

65 Además, debido al hecho de que se desarrollan alrededor de un único eje recto no garantizan la estabilidad rotacional del dispositivo.

Con el objetivo de superar tal inconveniente las prótesis de cuello de forma curva "a modo de plátano" o curvilíneas son más fiables y adecuadas, tal como por ejemplo el dispositivo objeto del documento EP 1 709 944 A2.

5 Tal dispositivo está diseñado en primer lugar como una prótesis de recubrimiento para la cabeza femoral que presenta un eje central curvo unido a la misma.

10 La resección femoral requerida para aplicar tal dispositivo no es una resección subcapital, sino una resección que puede definirse como hemicefálica, que es más como las resecciones para prótesis de recubrimiento para la cabeza femoral. La prótesis conserva no sólo el cuello, sino también media cabeza.

10 Estas opciones llevan a los siguientes inconvenientes:

- 15 • como el vástago es un desarrollo evolutivo del vástago de las prótesis de recubrimiento es demasiado delgado y pequeño para garantizar la estabilidad primaria del implante, aunque sea curvo y por tanto correcto desde el punto de vista biomecánico con referencia a la liberación de fuerzas;
- 20 • el hecho de que se conserve media cabeza hace necesario aplicar cabezas con un diámetro grande que "recubran" la parte de cabeza restante. Por consiguiente, el componente acetabular en el que se articula la cabeza presentará un mayor tamaño, con una pérdida correspondiente considerable del hueso acetabular;
- 25 • es necesario que los implantes con cabezas que presentan un diámetro grande utilicen acoplamientos metal sobre metal, que pueden dar como resultado una metalosis o pueden provocar alergias en pacientes afectados por hipersensibilidad a los metales contenidos en la aleación;
- 30 • la estabilidad de las prótesis se da casi completamente a la parte restante de la cabeza. En esta zona, el dispositivo se ancla al hueso con cemento óseo. Se conoce que durante la polimerización el cemento da como resultado el alcance de temperaturas tales para necrotizar el hueso subyacente, con daños en la estructura de la cabeza femoral (que ya presenta una vascularización reducida) que con el tiempo da como resultado una resorción ósea periprotésica y por consiguiente una pérdida temprana del implante.

30 A partir de los documentos de patente DE 19720493 C1, DE 202004016353 U1 y WO 2003039411 A1, también se conoce una prótesis de cuello femoral que comprende un cuerpo troncocónico que puede colocarse en un asiento de un cuello de un fémur, una cola curva, que se extiende desde un extremo de dicho cuerpo troncocónico, primeros y segundos medios antirrotación para evitar que la prótesis rote sobre su eje en el estado operativo, coincidiendo sustancialmente los primeros medios antirrotación con la citada cola curva, y proporcionándose los segundos medios antirrotación en el cuerpo.

35 El objetivo genérico de la presente invención es superar los inconvenientes mencionados anteriormente de la técnica anterior de una manera muy simple, económica y especialmente funcional.

40 Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar una prótesis de cuello femoral que muestre un anclaje excelente al hueso.

45 Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar una prótesis de cuello femoral que pueda colocarse de una manera muy sencilla, mientras se consigue una estabilidad excelente y mientras se daña el hueso lo menos posible.

50 Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar una prótesis de cuello femoral que pueda resistir de manera eficaz los momentos de torsión generados en el dispositivo debido a la acción de caminar y que tienden a hacer que rote alrededor de su eje llevando al fallo inmediato del implante.

55 No en último lugar, un objetivo adicional de la presente invención es el de proporcionar una prótesis de cuello femoral que muestre una gran fijación a lo largo del tiempo, mientras se impide cualquier anclaje forzado en la medida de lo posible.

Considerando los objetivos anteriores, según la presente invención, se ha sugerido la realización de una prótesis de cuello femoral que muestre las características indicadas en las reivindicaciones adjuntas.

60 Las características estructurales y funcionales de la presente invención y sus ventajas en comparación con la técnica anterior serán incluso más claras y evidentes a partir del examen de la siguiente descripción, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que las figuras 10 y 11 muestran una realización de una prótesis de cuello femoral realizada según la propia invención.

65 En los dibujos:

- la figura 1 es una vista en alzado lateral esquemática de una prótesis de cuello femoral que no entra dentro

de la invención;

- 5 - la figura 2 es una vista esquemática que muestra la posición en el fémur de la prótesis de la figura 1 tomada desde un primer ángulo (proyección antero-posterior);
- la figura 3 es una vista esquemática que muestra la posición en el fémur de la prótesis de la figura 1 tomada desde un segundo ángulo (proyección medio-lateral);
- 10 - las figuras 4 y 5 son vistas esquemáticas que muestran el fémur antes de recibir la prótesis de la figura 1 y después de colocar la prótesis;
- la figura 6 es una vista del fémur con la prótesis con una cabeza de recubrimiento dispuesta sobre un muñón;
- 15 - la figura 7 es una vista en perspectiva de la prótesis,
- la figura 8 es una vista según un primer plano AA de la prótesis de la figura 1;
- la figura 9 es una vista según un segundo plano BB de la prótesis de la figura 1;
- 20 - la figura 10 es una vista según un primer plano XX de una prótesis según la invención;
- la figura 11 es una vista según un segundo plano YY de la prótesis de la figura 10;
- 25 - la figura 12 es una vista en planta de una variante de la prótesis de la figura 1;
- la figura 13 es una vista en planta de una variante de la prótesis de la figura 1;
- la figura 14 es una vista en planta de una variante de la prótesis de la figura 1;
- 30 - la figura 15 es una vista en planta de una variante de la prótesis de la figura 1.

Con referencia en primer lugar a la figura 1, muestra una vista esquemática de una prótesis de cuello femoral que no entra dentro de la invención indicada en conjunto con 11.

35 La prótesis 11 es una prótesis de cuello femoral, desarrollada ventajosamente considerando la biomecánica del fémur 12, mientras se sigue el objetivo de ser mínimamente invasiva, conservar hueso y ser satisfactoria para el paciente.

40 Tal como puede observarse en las figuras comprende una parte de cuerpo troncocónico 13 que se extiende en una cola 14 o extremo terminal curvo y corto.

45 En más detalle la parte de cuerpo troncocónico 13 presenta una longitud variable dependiendo de las características físicas del paciente, pero debido a su posición y función presenta una longitud que oscila sustancialmente entre 3 y 4 cm.

El diámetro de las bases más grandes y más pequeñas del tronco de cono también cambia dependiendo de las características físicas del paciente, sin embargo puede indicarse que generalmente tales diámetros oscilan entre 14 y 28 mm para la base más pequeña y entre 16 y 30 mm para la más grande.

50 Tales dimensiones permiten colocar la prótesis en la zona del calcar pero no permiten su utilización en lugar de un vástago de prótesis de cadera convencional que va a encajarse en el canal medular del fémur; debe observarse que esto último además de ser diferente en cuanto a las dimensiones y la forma también es claramente diferente en cuanto a las fuerzas aplicadas y en cuanto a la manera que se liberan en el fémur, de modo que los dos tipos de prótesis deben considerarse como completamente diferentes entre sí.

55 Con referencia ahora a la cola 14, ésta es corta, lo que significa que su longitud no supera la longitud del cuerpo troncocónico 13, aunque su longitud, proyectada sobre el eje del cuerpo 13, oscila particularmente entre el 50% y el 75% del cuerpo 13.

60 La cola 14 es cónica, lo que significa que empieza con el mismo diámetro que la base más pequeña del cuerpo 13 mientras termina con una punta redondeada, que presenta un diámetro menor.

65 El diámetro mayor y el de la punta se unen entre sí de manera continua, para evitar cualquier escalón que de otro modo daría lugar a la generación de un área con una alta concentración de carga, que de ningún modo es fisiológica. Aún por el mismo motivo, el cuerpo 13 y la cola 14 están conectados entre sí sin interrupción (menos el grosor del revestimiento, 500 micrómetros), por tanto la superficie externa de la prótesis 11, en el área en la que el

cuerpo troncocónico 13 y la cola 14 curva están conectados entre sí, puede considerarse continua.

El radio de curvatura también cambia dependiendo de las características físicas del paciente, aunque oscila aproximadamente entre 30 mm y 50 mm.

5 Gracias a las características destacadas anteriormente la prótesis 11 es particularmente adecuada para colocarse en su posición con el cuerpo 13 ocupando el cuello 15 del fémur 12.

10 Ventajosamente el cuerpo troncocónico 13 es rugoso, con una rugosidad Rz que cambia en un intervalo desde 100 hasta 300 micrómetros, mientras que la cola 14 es lisa, con una rugosidad Ra inferior a 0,1 micrómetros.

15 Aunque en principio sería posible hacer la cola 14 rugosa, sin embargo esto no es recomendable porque dificultaría la colocación apropiada de la prótesis 11 y haría que el implante estuviera sometido a oseointegración incluso en la zona de la cola curva que por el contrario debe utilizarse sólo para liberar fuerzas.

La oseointegración en esta zona, debido a los principios que han llevado a la producción del dispositivo (que no busca un soporte y por tanto una conexión firme con las paredes corticales), no es estrictamente necesaria para la estabilidad del implante.

20 Por el contrario la forma curva y lisa de la cola 14 garantiza que las fuerzas transmitidas a las trabéculas óseas se liberen de manera fisiológica sin interferir con las paredes corticales y permite la obtención de una característica excelente contra la rotación.

25 Surgen una serie de ventajas a partir de esto: en primer lugar la prótesis se coloca en su posición de una manera sencilla debido a la punta lisa y se fija de manera firme en el hueso 12 femoral tanto debido a la forma del cuerpo 13 como a la rugosidad del mismo, que mejora la adhesión con el fémur 12 aumentando el coeficiente de fricción entre sí, de modo que se optimiza el anclaje al hueso, y la prótesis puede implantarse sin necesidad de cemento óseo.

30 Tal disposición mejora también la característica contra la rotación de la prótesis 11.

Se evita que esta última rote al interior del fémur 12 gracias a dos factores diferentes: en primer lugar la cola 14 curva interfiere con el asiento en el que se aloja y evita que se realice una rotación no deseada gracias a su forma.

35 En segundo lugar, el cuerpo 13 dotado de una alta rugosidad (además de mejorar la introducción por interferencia como acaba de describirse) aumenta adicionalmente también el coeficiente de fricción con el asiento 16 del fémur 12, por tanto también presenta una característica contra la rotación por interferencia, de modo que es posible decir que en esta realización de base también el cuerpo 13 está dotado de medios antirrotación.

40 Tal característica queda clara mediante el examen de las figuras 8 y 9: el asiento 16 dentro del fémur 12 obviamente no presenta una forma circular perfecta, sino que presenta una forma ovalada típica.

El cuerpo circular 13 se aloja en su interior, y debido a la forma diferente, está en contacto sólo con una parte del todo el asiento del fémur 12, tal como puede observarse en los dos planos AA y BB de las figuras 8 y 9.

45 Entonces se entiende que para ayudar a que la cola 14 evite que la prótesis 11 rote sobre su eje, es importante que el cuerpo 13 también esté dotado de medios antirrotación, que en este caso consisten en la superficie rugosa del cuerpo, que están en contacto con el fémur 12, aunque sea parcialmente: es apropiado, de este modo, intentar maximizar el coeficiente de fricción con el último, siendo las áreas de contacto pequeñas.

50 Lo anterior muestra cómo la prótesis 11 comprende un cuerpo troncocónico 13 dotado de primeros y segundos medios antirrotación: los primeros medios antirrotación consisten en la cola 14 curva y los segundos medios antirrotación en este ejemplo consisten en la rugosidad de la superficie del cuerpo.

55 Como se mostrará a continuación, con referencia a la descripción de las figuras 10-15, tales medios antirrotación pueden consistir, como combinación o como alternativa, incluso en soluciones adicionales, tales como por ejemplo formas no circulares del cuerpo 13 o de una parte del mismo o incluso lengüetas de interferencia.

60 La parte del cuerpo troncocónico 13 puede estar revestida o formar una pieza con la cola 14 y sirve para ocupar el cuello 15 del fémur 12, tal como se muestra en la figura 2.

El cuerpo 13 y la cola 14 forman preferiblemente una pieza entre sí y el cuerpo 13 se hace rugoso mediante un tratamiento de superficie adecuado del cuerpo.

65 Como alternativa, en caso de que el cuerpo esté revestido, tal revestimiento está compuesto por 2 capas aplicadas mediante un proceso de pulverización de plasma en atmósfera controlada. La primera capa en contacto con el cuerpo 13 consiste en un grosor de 500 micrómetros realizado de titanio puro poroso y sirve para aumentar el

coeficiente de fricción para dar una estabilidad inmediata; la segunda capa consiste en un grosor de 50 micrómetros realizado de hidroxiapatita y sirve para favorecer la oseointegración que es el proceso de crecimiento del hueso que se une al dispositivo dando como resultado una estabilidad a largo plazo. La tecnología de aplicación hace que tales revestimientos dobles sean solidarios con el cuerpo 13, para evitar que se muevan uno respecto a otro.

5 Gracias a su forma se dispone en un asiento 16 cónico del cuello 15 del fémur 12, una vez que la cabeza 19 femoral se ha resecado (mediante resección subcapital).

10 Por tanto, la parte troncocónica 13 permite que se fije mediante ajuste a presión, es decir, mediante ajuste de interferencia, para obtener una alta estabilidad primaria y secundaria del implante.

15 La cola 14 es corta, curva y lisa y sirve esencialmente para centrar la prótesis 11 en el fémur 12. Además su forma proporciona una alta estabilidad de rotación, como se mencionó anteriormente, y forma una simbiosis biomecánica con las trabéculas óseas del área proximal femoral.

La parte troncocónica 13 y la cola 14 corta y curva pueden realizarse como una pieza o como dos piezas realizadas de material diferente, unidas de manera firme entre sí para favorecer la colocación firme de la prótesis 11 en el fémur y para evitar que las partes roten.

20 Por tanto se proporciona una prótesis de cuello femoral cuya peculiaridad es una configuración geométrica particular "de sección doble".

La parte troncocónica es maciza, ocupa de manera óptima el cuello 15 del fémur y aprovecha todo el soporte sobre el calcar.

25 Además la parte corta, lisa y curva 14 sirve para "deslizarse" sobre las trabéculas óseas del cuello 15 femoral, al guiarse a lo largo de las líneas de fuerza tras la inserción. Esta parte de "cola" 14 es considerablemente importante porque interactúa con las trabéculas óseas soportando así la parte 14 como puede hacer un arco con su piedra angular, soportando toda la prótesis 11.

30 La prótesis 11 comprende además un segundo elemento troncocónico 17, o terminal de conexión, que se estrecha en un sentido opuesto al del cuerpo 13, por tanto las bases más grandes de los dos troncos del cono del cuerpo 13 y del terminal de conexión 17 están enfrentadas entre sí.

35 Ventajosamente, el terminal de conexión 17 es un denominado como "12-14" con un ángulo de vértice $50^{\circ}42'30''$.

Este nombre identifica un tipo de cono conocido universalmente y utilizado en la mayoría de vástagos protésicos.

40 Sin embargo, como alternativa es posible proporcionar otros tipos del mismo tipo de terminal de conexión, por ejemplo con diferentes dimensiones.

En la figura 6 puede observarse que el terminal de conexión 17, dispuesto en el extremo libre de la parte troncocónica 13, está acoplado a un elemento semiesférico relevante 20 para restaurar la cabeza del fémur.

45 La conexión del elemento semiesférico 20 y del terminal 17 se realiza mediante una interferencia mutua, estando dotado el primero de un asiento cónico encajando el tronco de cono del terminal perfectamente en el mismo, esto se denomina "conexión de cono Morse".

Por tanto, se restauran las líneas de fuerza que proporcionan compacidad y estabilidad a todo el implante.

50 Obviamente son posibles otros tipos de conexiones, por ejemplo mediante cementos, adhesivos, conexiones de tornillo o similares.

55 El terminal de conexión 17 puede ser formar una pieza con la prótesis 11 o puede estar asociado a la misma por ejemplo mediante una espiga roscada, indicada con 18.

Aunque la prótesis mostrada presenta una forma troncocónica, generalmente también puede presentar diferentes dimensiones o formas.

60 Una vez descrita la prótesis de aquí se obtiene el procedimiento para colocar la prótesis 11 en el cuello 15 del fémur 12.

65 El procedimiento consiste esencialmente en una fase en la que se reseca la cabeza del fémur en el cuello 15 del fémur 12. A continuación hay una fase en la que se realiza un asiento 16 troncocónico en la zona resecada del cuello 15, asiento 16 en el que se coloca la parte troncocónica 13 de la prótesis 11.

La conexión entre las partes es un ajuste de interferencia o ajuste a presión obtenido mediante la introducción también de la cola corta y curva 14 en el fémur 12.

5 Se indica que según la invención tanto la parte troncocónica 13 de la prótesis 11 como la cola corta y curva 14 se fijan biológicamente en su sitio en el fémur 12.

Tal prótesis se ha diseñado y realizado a partir de conceptos biomecánicos para garantizar su estabilidad y fijación a lo largo del tiempo.

10 Ventajosamente se indica que la prótesis carece de cemento, no está enroscada y no busca un soporte en la cortical lateral. Se conoce bien que todos estos sistemas de anclaje óseo no tienen en cuenta la biomecánica y, aunque al principio puedan mostrar una determinada estabilidad, están destinados a fallar con el tiempo.

15 Con referencia a las figuras 10 y 11 se muestra una primera realización de la prótesis según la invención, generalmente indicada con 11A y mostrada según dos planos perpendiculares XX y YY que cortan el fémur 12.

La prótesis 11A presenta las mismas características de la prótesis 11, por tanto no se describen adicionalmente; los números similares indican partes similares con las mismas características y funciones.

20 Debe observarse que en esta prótesis los segundos medios antirrotación, es decir, aquéllos asociados al cuerpo 13, comprenden también una pluralidad de lengüetas 25 de interferencia que sobresalen radialmente desde la superficie del cuerpo 13.

25 Tales lengüetas 25, en el ejemplo mostrado, son tres, aunque también pueden ser dos, cuatro o más.

Del mismo modo, pueden estar igualmente separadas en la superficie externa del cuerpo 13 o pueden situarse una cerca de la otra o una alejada de la otra, dependiendo de las necesidades.

30 Las lengüetas 25, que sobresalen desde el cuerpo 13, mejoran la interferencia del último con el fémur 12, para favorecer que se evite que la prótesis 11A rote sobre su eje, por ejemplo debido a la acción de caminar.

Incluso en este caso es adecuado que la superficie del cuerpo 13 y la cola 14 presenten los parámetros de rugosidad Rz y Ra mencionados anteriormente, para mejorar la estabilidad del implante.

35 También es posible proporcionar variantes adicionales para los segundos medios antirrotación, algunas de las cuales se muestran a modo de ejemplo en las figuras 12-15 adjuntas que no entran dentro de la invención.

Estas últimas muestran cuatro variantes 11B, 11C, 11D, 11E de la prótesis descrita anteriormente.

40 En esta variante los números similares indican partes similares, por tanto no se describen adicionalmente, aunque debe recordarse que del mismo modo se proporcionan las mismas características de la prótesis 11.

La diferencia entre la prótesis 11 y las variantes 11B, 11C, 11D, 11E consiste principalmente en los segundos medios antirrotación, que en tales variantes consiste en una forma asimétrica del cuerpo 13B, 13C, 13D, 13E.

45 Aunque el cuerpo 13 presentaba una forma troncocónica con troncos de cono con una forma circular, en este caso la forma troncocónica se obtiene con bases de diferentes formas, por ejemplo una forma poligonal regular o irregular, tal como en 13B y 13D, o una base con una forma sustancialmente ovalada, tal como el caso del cuerpo 13E, o incluso una base asimétrica con respecto a al menos un plano, tal como el caso del cuerpo 13C, ovalado con dos ranuras.

50 Es evidente que, de este modo, el experto en la materia dispone de muchas opciones y que éstas dependen principalmente de los requisitos de implantación en diferentes pacientes.

55 Por tanto, se consigue el objetivo general mencionado en el preámbulo de la descripción mientras se superan todos los inconvenientes de la técnica anterior descrita.

60 Obviamente, las formas de la estructura para realizar una prótesis de cuello femoral de la invención pueden ser diferentes de las mostradas meramente a modo de ejemplo no limitativo en los dibujos, los materiales y los procedimientos de ensamblaje también pueden ser diferentes.

Por tanto, el campo de protección de la invención está delimitado por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Prótesis de cuello femoral (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E), que comprende

- 5 - un cuerpo troncocónico (13, 13B, 13C, 13D, 13E) que puede colocarse en un asiento (16) de un cuello (15) de un fémur (12),
- una cola (14) curva, que se extiende desde un extremo de dicho cuerpo troncocónico (13, 13B, 13C, 13D, 13E)
- 10 - unos primer y segundo medios antirrotación para evitar que dicha prótesis (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E) rote sobre su eje en el estado operativo,

15 coincidiendo sustancialmente dichos primeros medios antirrotación con dicha cola (14) curva y estando dichos segundos medios antirrotación previstos en dicho cuerpo (13, 13B, 13C, 13D, 13E);

caracterizada porque dichos segundos medios antirrotación comprenden una pluralidad de lengüetas (25) de interferencia que sobresalen radialmente desde la superficie de dicho cuerpo (13).

20 2. Prótesis (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E) según la reivindicación 1, caracterizada porque dicha cola (14) presenta una superficie externa que tiene una rugosidad de superficie Ra inferior a 0,1 micrómetros.

 3. Prótesis (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E) según una o más de las reivindicaciones 1 a 2, caracterizada porque dicho cuerpo (13, 13B, 13C, 13D, 13E) y dicha cola (14) están conectados entre sí sin interrupción.

25 4. Prótesis (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E) según una o más de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada porque dicha prótesis (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E) comprende además un terminal de conexión troncocónico (17), que se estrecha en un sentido opuesto al de dicho cuerpo (13, 13B, 13C, 13D, 13E), pudiendo conectarse dicho terminal de conexión (17) a un elemento semiesférico (20) para restaurar una cabeza femoral, en la que la conexión de dicho elemento semiesférico (20) y de dicho terminal (17) se realiza mediante una interferencia mutua, estando provisto el primero de un asiento cónico en el que encaja el último y con el que el último interfiere.

30

 5. Prótesis (11, 11A, 11B, 11C, 11D, 11E) según una o más de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque dichos segundos medios antirrotación consisten en una forma asimétrica de dicho cuerpo (13B, 13C, 13D, 13E).

35

Fig. 1

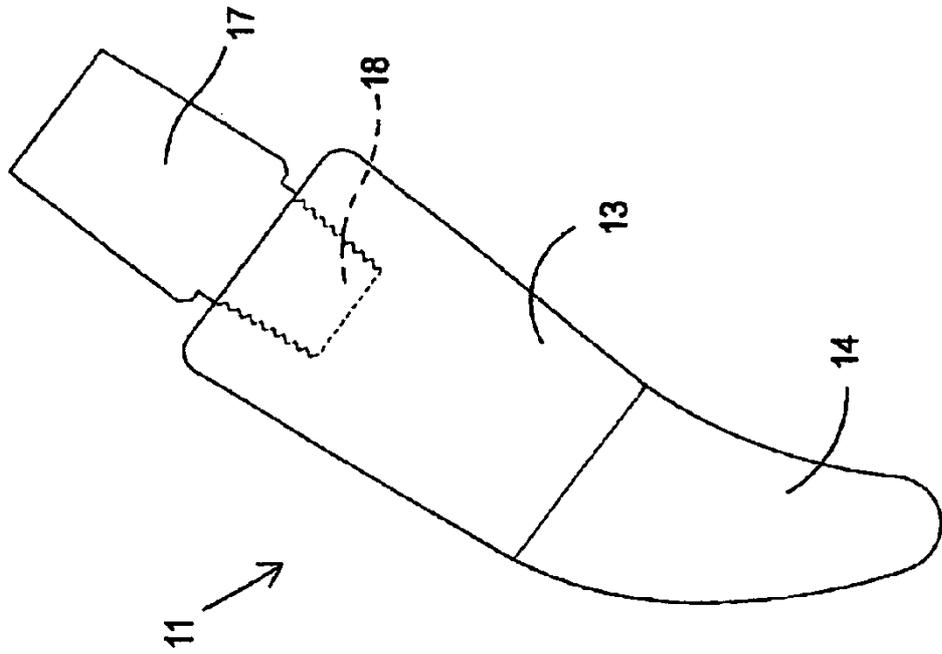


Fig. 2

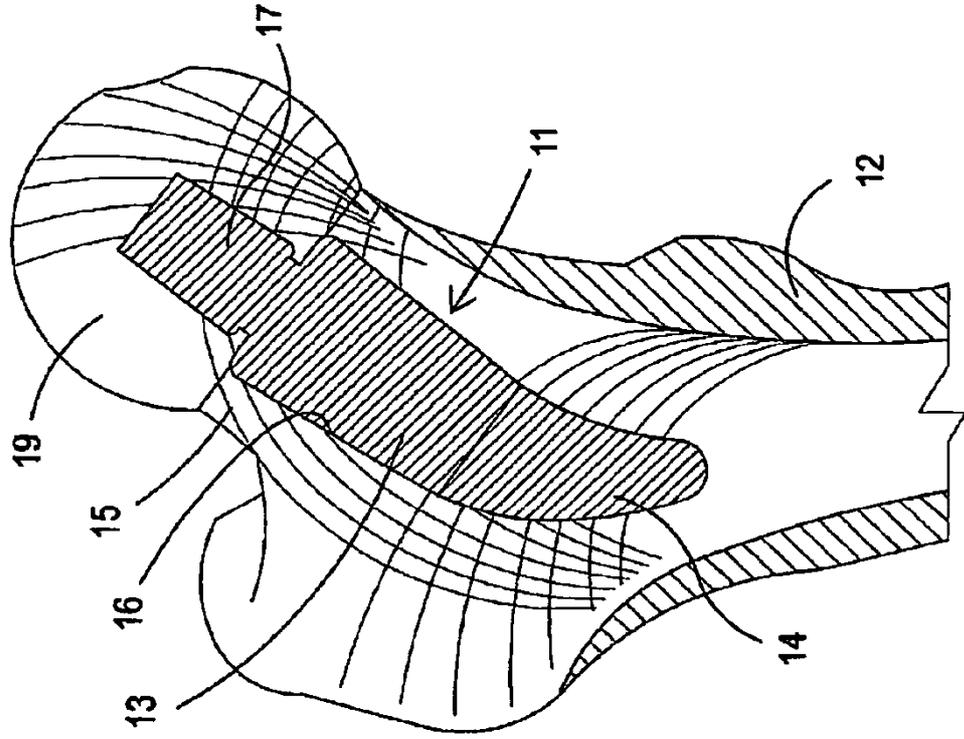


Fig. 4

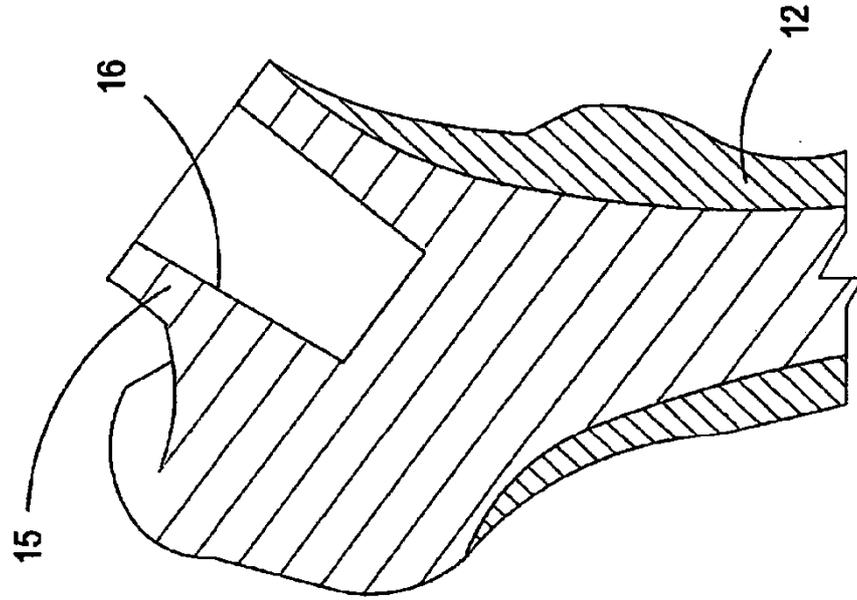


Fig. 3

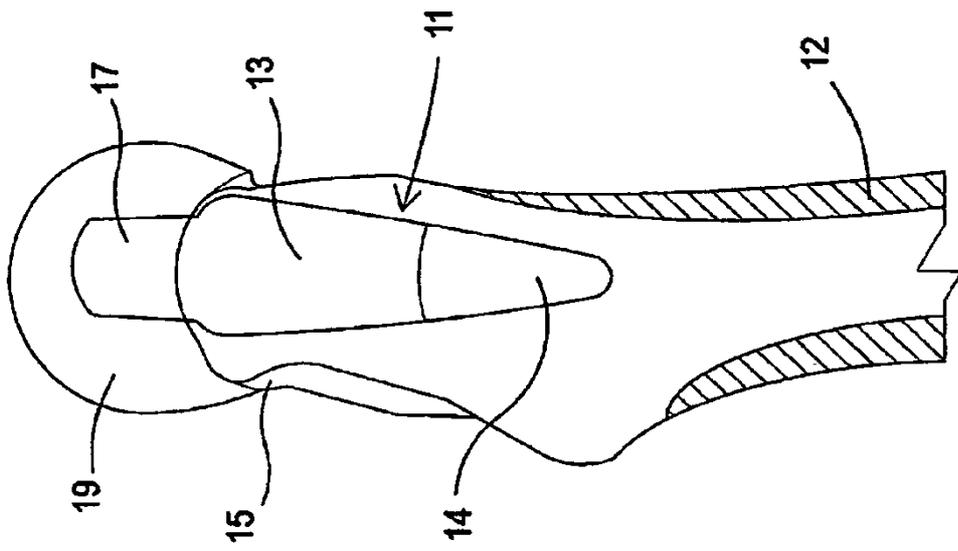


Fig. 5

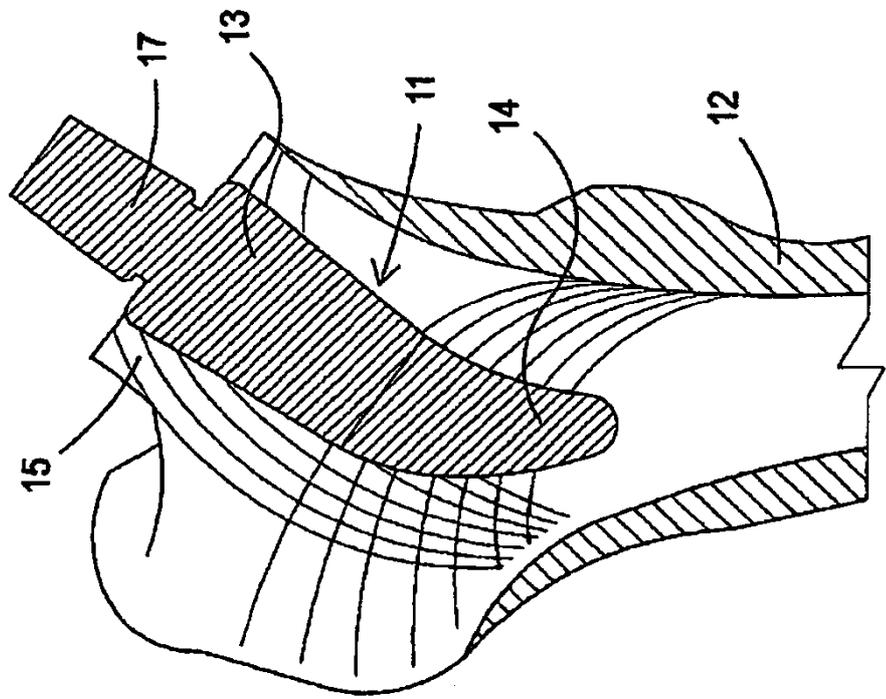


Fig. 6

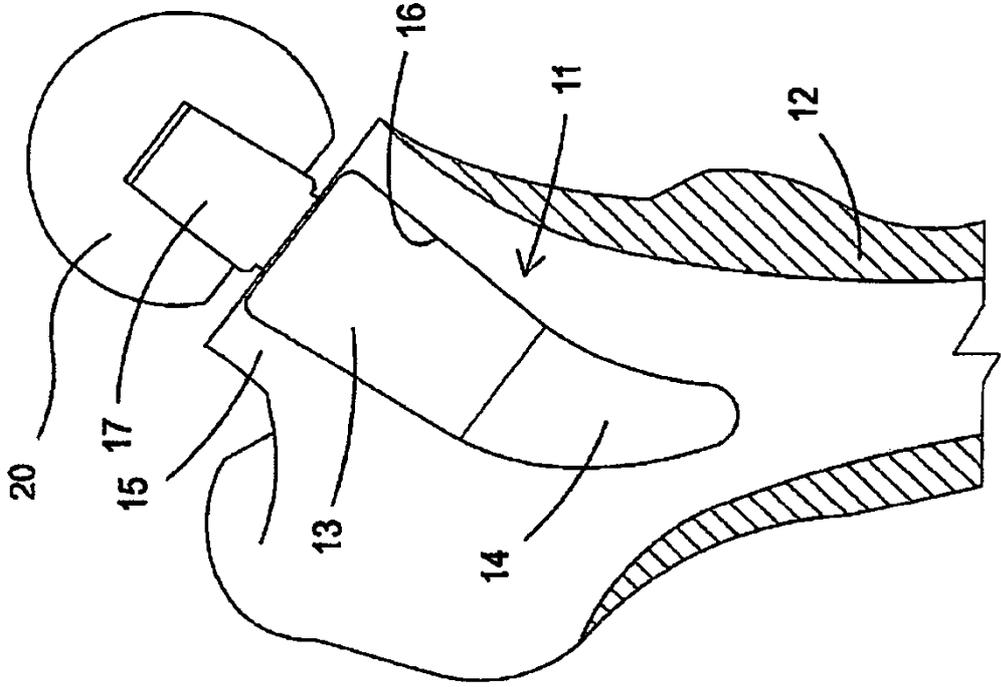
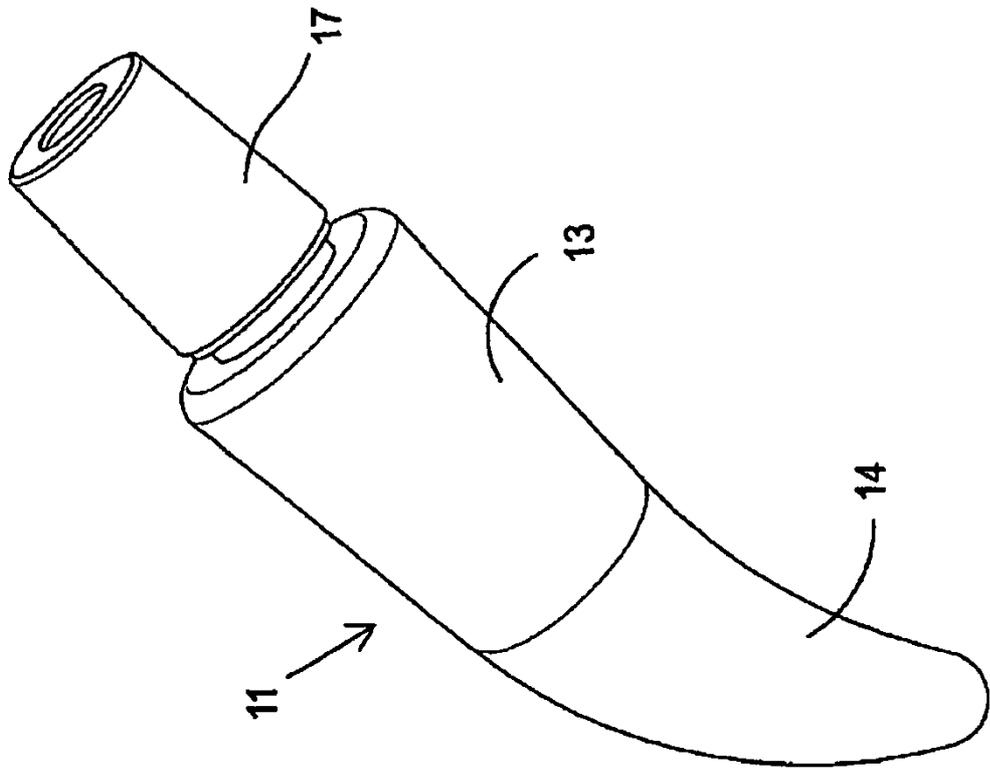


Fig. 7



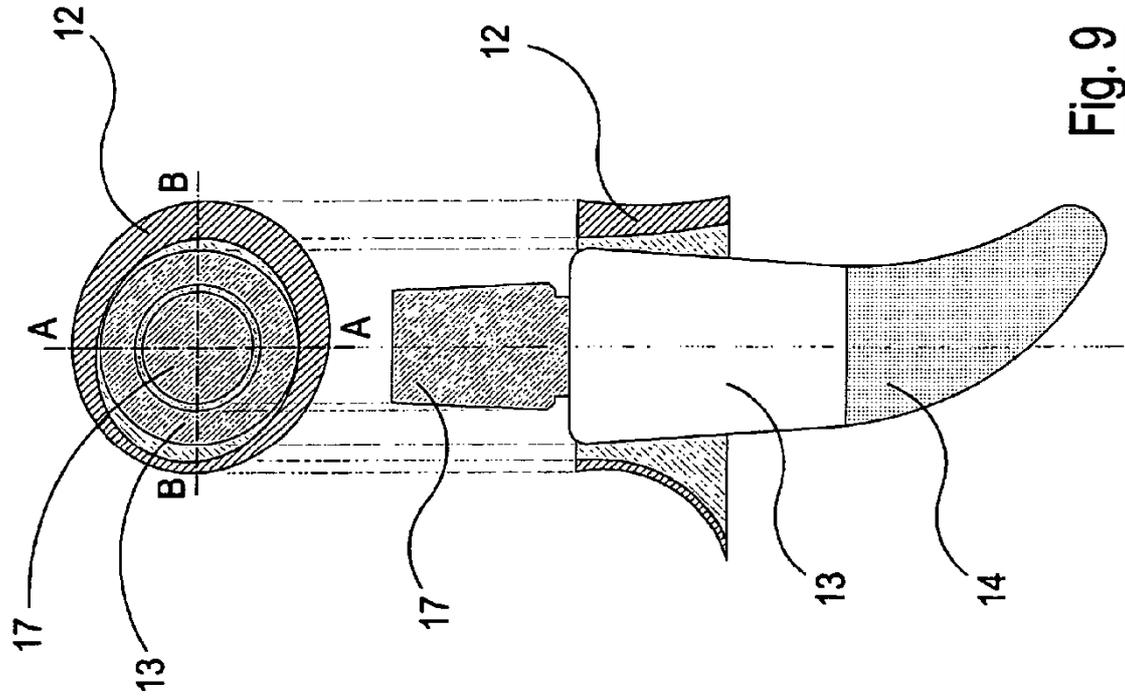


Fig. 8

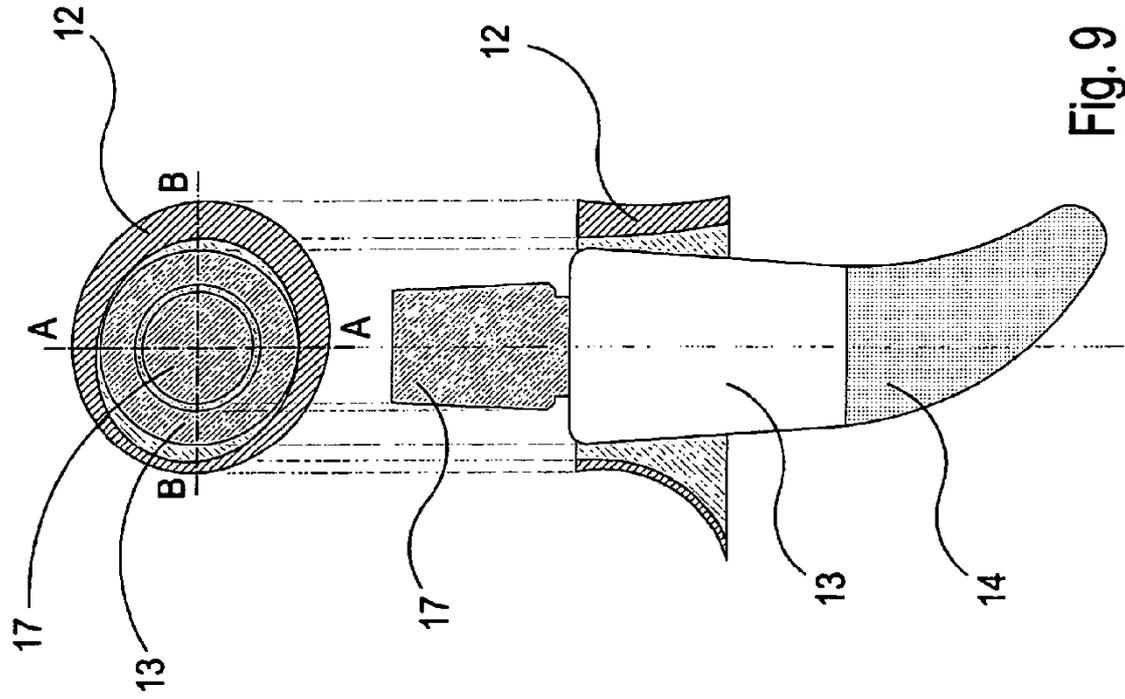


Fig. 9

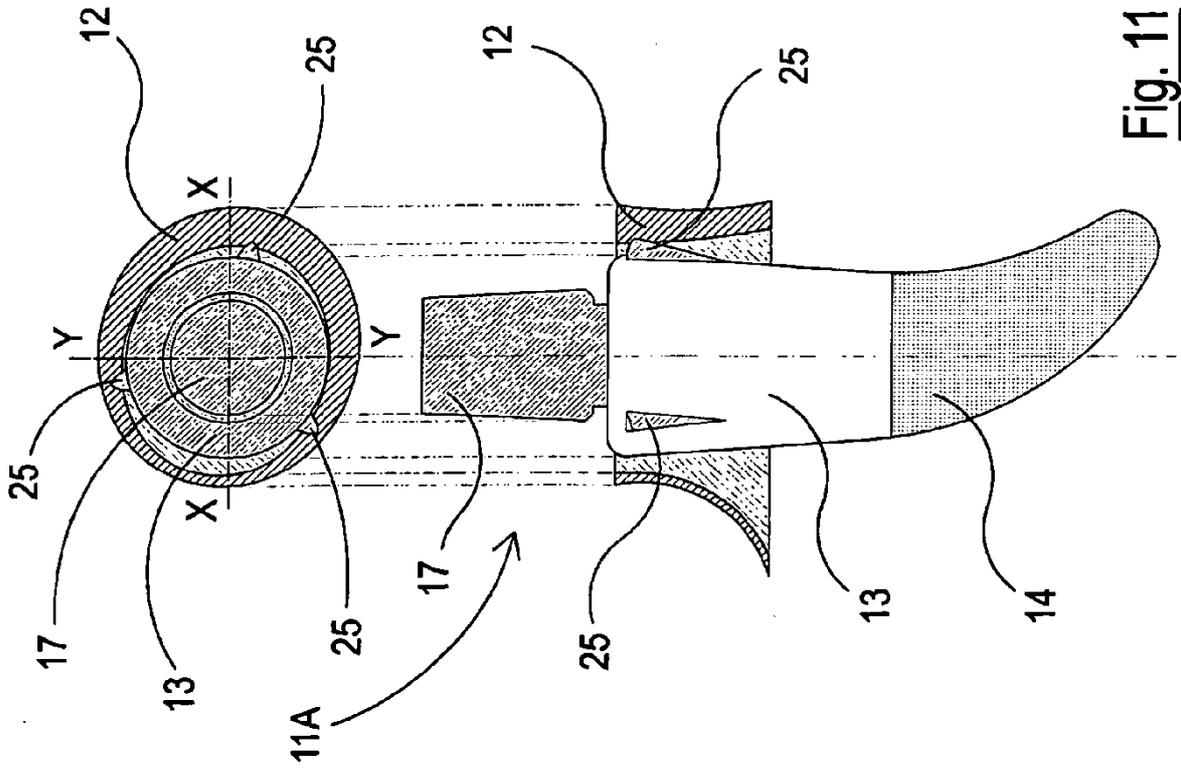


Fig. 10

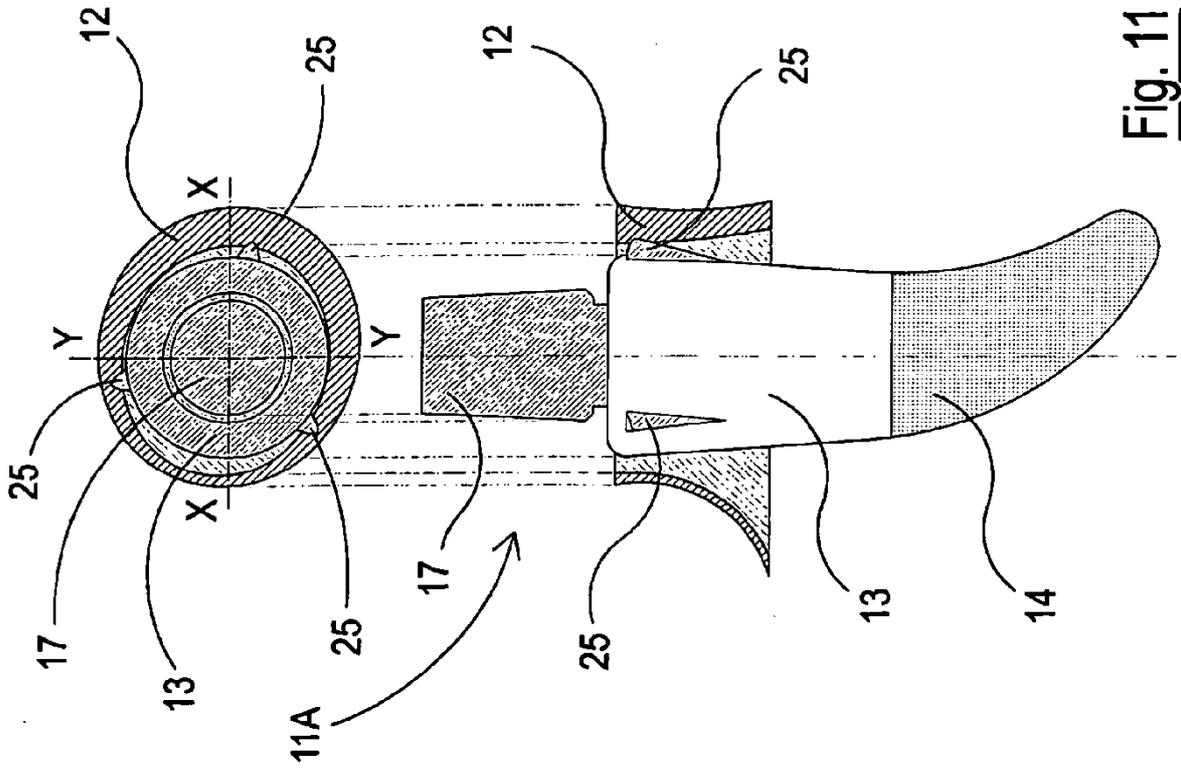


Fig. 11

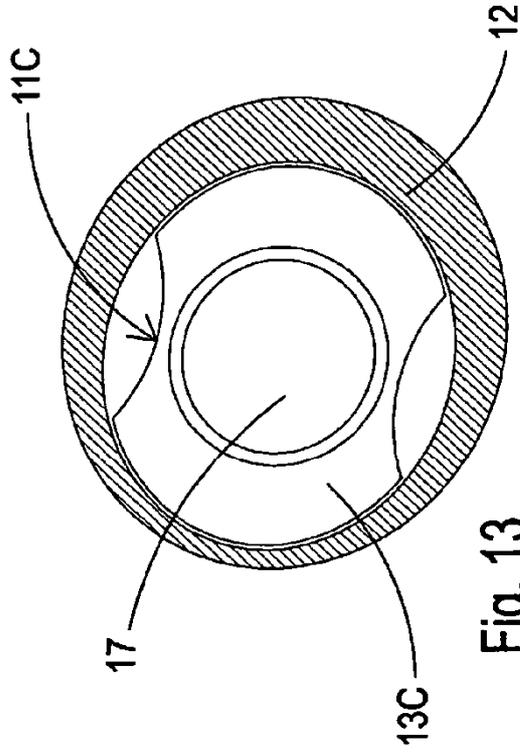


Fig. 13

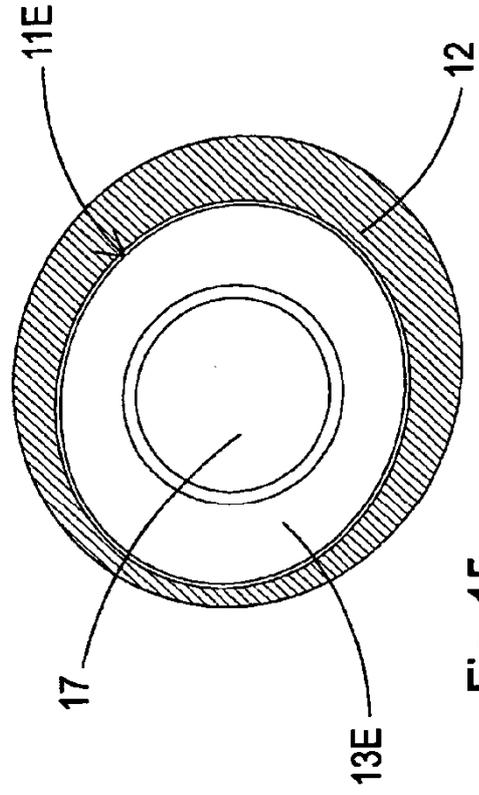


Fig. 15

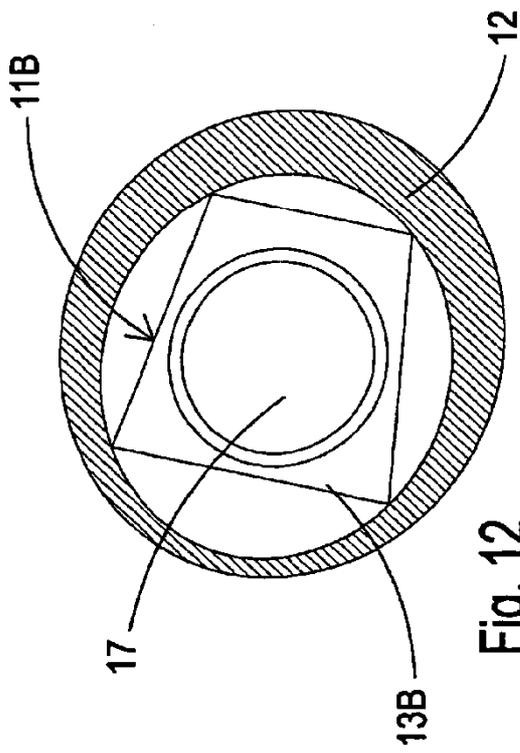


Fig. 12

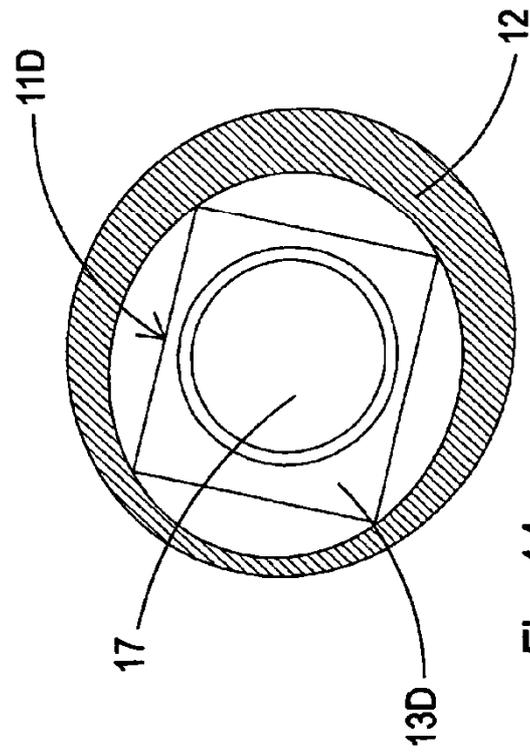


Fig. 14