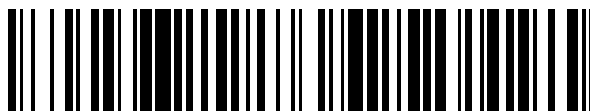


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 741 734**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

A61L 27/56 (2006.01)

A61B 17/68 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.11.2010** **E 15184034 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.05.2019** **EP 2982344**

54 Título: **Aparato de reemplazo de codo**

30 Prioridad:

16.11.2009 US 261575 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
12.02.2020

73 Titular/es:

**NEW YORK SOCIETY FOR THE RUPTURED AND
CRIPPLED MAINTAINING THE HOSPITAL FOR
SPECIAL SURGERY (100.0%)
535 East 70th Street
New York, NY 10021, US**

72 Inventor/es:

**BARTEL, DONALD L.;
FIGGIE, MARK P.;
HOTCHKISS, ROBERT N.;
LIPMAN, JOSEPH D.;
LO, DARRICK y
WRIGHT, TIMOTHY M.**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 741 734 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

Aparato de reemplazo de codo

5 Campo técnico

La presente invención se refiere a las articulaciones protésicas y, más específicamente, a un sistema de implante de codo que tiene una superficie articular diseñada para cambiar de manera gradual un punto de contacto entre los componentes exteriores cuando la articulación se somete a una rotación en varo/valgo e incluye además una construcción modular para permitir que el cirujano seleccione diferentes componentes para su uso en función de la aplicación y/o las observaciones específicas.

Antecedentes

La artroplastia articular es el tratamiento más exitoso hasta la fecha para aliviar el dolor y restaurar la función a los pacientes que sufren de artritis y otros problemas articulares destructivos. Los reemplazos de cadera y rodilla son muy comunes, con más de medio millón de cada procedimiento realizado anualmente en los Estados Unidos. La popularidad de la artroplastia de cadera y rodilla se ha establecido por la eficacia y la durabilidad de estos tipos de reemplazos articulares. Por ejemplo, el registro nacional de Australia informa de unas tasas de revisión acumulativas de solo el 4 % en siete años para la artroplastia total de rodilla primaria, mientras que el registro nacional sueco informa de supervivencias superiores al 93 % a los 10 años para la artroplastia de cadera. Para el reemplazo de codo total, los resultados no son tan buenos, reportando el registro de artroplastia noruego una tasa de fracaso del 8 % y el 15 % a los 5 y 10 años de seguimiento, respectivamente.

Las dos indicaciones clínicas principales para la artroplastia de codo total son la artritis reumatoide y la artritis postraumática. Los dos tipos de reemplazo de codo primarios usados para el tratamiento de estos casos artríticos son los diseños restringidos y sin restricciones, también conocidos como enlazados y no enlazados, respectivamente. Los reemplazos de codo enlazados tienen una estabilidad intrínseca como los componentes de húmero y de cúbito que están conectados de manera mecánica entre sí, por lo general, por una bisagra. Existe cierta laxitud para permitir un pequeño grado de movimientos de rotación en varo-valgo e internos-externos. Los componentes de húmero y de cúbito en los reemplazos de codo no enlazados, sin embargo, no están conectados de manera mecánica. Para estos implantes, el grado de movimientos de rotación en varo-valgo e internos-externos están en función principalmente de la calidad de la integridad de los ligamentos y los músculos.

En el pasado, se ha introducido un codo no enlazado con un recubrimiento poroso en las superficies de fijación de los componentes de húmero y de cúbito. Sin embargo, un estudio mostró que de 32 artroplastias de reemplazo de codo en el grupo de prueba (32 componentes de húmero cementados, 4 componentes de cúbito sin cementar), solo un paciente mostró una línea radiolúcida alrededor del componente de húmero después de un promedio de 3 años de seguimiento. No se exhibieron líneas radiolúcidas alrededor de los componentes de cúbito.

En la actualidad, existen diversos dispositivos para el reemplazo de codo. El sistema de artroplastia de codo total (TEA) de Coonrad-Morrey emplea componentes enlazados, incluyendo unos bujes de polietileno en los componentes de húmero y de cúbito a través de los cuales pasa un eje de metal, y una brida anterior en el componente de húmero usada junto con un injerto de hueso para aumentar la estabilidad de torsión y anteroposterior en vivo. Los componentes de húmero y de cúbito se cementan en su lugar. La bisagra permite $\pm 3,5^\circ$ de movimiento en varo-valgo, con la intención de que la carga se transfiera a los tejidos blandos antes de que se logre la angulación máxima.

Los estudios recientes han evaluado el éxito de las TEA Coonrad-Morrey y, en particular, un estudio evaluó 67 TEA Coonrad-Morrey. De ellas, 37 eran artroplastias primarias con una tasa de supervivencia a cinco años del 72 %. Las restantes 30 eran artroplastias de revisión, que tenían una supervivencia a cinco años del 64 %. Otros estudios han informado de una supervivencia a diez años del 51 % y de una supervivencia a quince años del 24 %. Los resultados clínicos solo han rivalizado con los reemplazos de cadera y de rodilla en pacientes menos activos, tales como las personas con artritis reumatoide. Para este grupo, la supervivencia del implante es de aproximadamente el 90 % en cinco a diez años.

Un modo de fallo relacionado con el implante de la TEA Coonrad-Morrey es el desgaste y la deformación de los bujes de polietileno, que provocan tanto la función disminuida de la articulación a medida que la restricción buje-eje disminuye como la osteólisis secundaria para la liberación de grandes volúmenes de partículas de desgaste de polietileno. Los estudios han reportado una evidencia radiográfica de desgaste del buje en tres de seis pacientes después de menos de cinco años, requiriendo que los pacientes se sometiesen a una cirugía de revisión. Del mismo modo, otro estudio informó del desgaste del buje como la causa del fallo en diez pacientes, todos los cuales requirieron una cirugía de revisión en un promedio de cinco años después de la operación. Un estudio ha demostrado que el 1 % de sus pacientes requirieron una cirugía de revisión para un intercambio de buje aislado en un promedio de ocho años después de su TEA. En otro estudio más, se examinaron los componentes recuperados de dieciséis codos en catorce pacientes y se encontró que los daños en los bujes de polietileno de húmero y de cúbito eran casi universales con un adelgazamiento asimétrico y una deformación plástica elíptica. El desgaste metálico en el vástago de fijación del

componente de cúbito, en consonancia con el aflojamiento en la interfaz implante-cemento, se observó en la mayoría de los casos, lo que subraya el problema adicional del aflojamiento aséptico en las TEA.

El sistema de codo de descubrimiento de Biomet, Inc. es un reemplazo de codo total cementado y enlazado. La bisagra tiene una forma de reloj de arena para maximizar el contacto de superficie articular entre los componentes de húmero y de cúbito. La resección de hueso mínima mantiene la integridad de los epicóndilos de húmero. El dispositivo protege el ligamento colateral de cúbito.

La prótesis de codo total de latitud de Tornier es un reemplazo de codo total cementado y modular. Este dispositivo está diseñado para restaurar las cinemáticas normales de la articulación del codo creando un carrete modular que permite al cirujano ajustar el desplazamiento central, posterior y anterior del eje de articulación. Un segundo componente articular puede unirse al componente de cúbito para convertirse de no enlazado a enlazado. El dispositivo también tiene un componente radial opcional. Limitaciones del uso de la latitud incluyen la disección completa del húmero distal que se requiere para la implantación de los componentes, el uso de múltiples plantillas para localizar el eje de articulación natural que puede no estar presente en un paciente con artritis reumatoide, la división de tríceps limitada para ganar acceso al canal de cúbito, y el uso de componentes cementados.

Sin embargo, ninguno de estos dispositivos permite un ajuste intra-operatorio de tensión de tejido blando. Para la condición de no enlazado, los dispositivos convencionales no mantienen una restricción mecánica al movimiento en varo/valgo. Sería deseable producir un reemplazo de codo con una superficie articular diseñada para cambiar de manera gradual el punto de contacto hacia fuera cuando se inicia más de un movimiento en varo/valgo, aumentando de este modo el momento de recuperación en la articulación. También sería deseable proporcionar unos aparatos y unos métodos para el reemplazo de codo total que permitan a un cirujano seleccionar intra-operativamente una restricción enlazada o no enlazada, una fijación cementada o no cementada adaptada, así como una tensión de tejidos blandos de ajuste de la articulación.

El documento DT 2447772 A1 divulga un dispositivo de articulación ósea endoprotésico desarrollado para el codo, que tiene dos componentes de bisagra que definen respectivamente unas superficies de apoyo primera y segunda complementarias para el acoplamiento mutuo articular, y cada una con unas aberturas para definir unas terceras superficies de apoyo; cuando se implantan los componentes de bisagra se acoplan primero por un componente adicional que pasa a través de las aberturas y que define las cuartas superficies de apoyo para articularse con las terceras superficies. En esta fase todas las superficies de apoyo se acoplan apropiadamente y la estabilización de la sujeción de implantación se facilita. Posteriormente el acoplamiento puede retirarse para reducir el efecto de tensiones de distracción en el dispositivo. La primera y segunda superficie son adecuadamente de forma de cabeza articular esférica, y pueden ser de forma combinada, mientras que la tercera y cuarta superficie son adecuadamente de forma cilíndrica circular y se extienden diametralmente a través de la cabeza articular.

Sumario

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un aparato para el reemplazo de codo total para permitir a un cirujano seleccionar de forma intraoperatoria una limitación enlazada o no enlazada utilizando una conexión ubicada en el cuerpo del vástago de cúbito y/o de húmero de acuerdo con la reivindicación 1. Un modularidad adicional también permite la selección de un vástago cementado o sin cementar como se describe en este documento. La modularidad y ajustabilidad proporciona un número de ventajas.

En una realización, una prótesis de codo incluye un componente de vástago de húmero que tiene un extremo distal y extremo proximal. La prótesis también incluye un componente de cóndilo de húmero (de cóndilo) que tiene un extremo distal y un extremo proximal, con el extremo proximal del componente de cóndilo de húmero adaptado para acoplarse de forma que pueda unirse al extremo distal del componente de vástago de húmero. El extremo distal del componente de cóndilo de húmero incluye porciones de extensión distal.

Un componente de vástago de cúbito se proporciona y tiene un extremo distal y un extremo proximal. El componente de vástago de cúbito se ahúsa desde el extremo proximal al extremo distal. El componente de apoyo de cúbito se adapta para acoplarse de forma que pueda unirse al extremo proximal del componente de vástago de cúbito y las porciones de extensión distal del componente de cóndilo de húmero.

En otra realización, una prótesis de codo incluye un componente de vástago de húmero y un componente de cóndilo de húmero asociado con el componente de vástago de húmero. El componente de cóndilo de húmero tiene porciones de extensión distal que definen superficies de apoyo de cóndilo. La prótesis también incluye un componente de vástago de cúbito y un componente de apoyo de cúbito asociado con el componente de vástago de cúbito. El componente de apoyo de cúbito tiene superficies de apoyo que reciben y se acoplan a las porciones de extensión distal del componente de cóndilo de húmero. Cada una de las superficies de apoyo de cóndilo y las superficies de apoyo del componente de apoyo de cúbito tiene una sección transversal en un plano coronario que exhibe al menos dos radios diferentes de manera que una rotación en varo/valgo del componente de cóndilo de húmero en relación con el componente de apoyo de cúbito provoca un punto de contacto entre la superficie de apoyo de cóndilo y las superficies de apoyo del componente de apoyo de cúbito para moverse hacia fuera (lateralmente).

En otra realización, la prótesis de codo incluye un implante de húmero que tiene un vástago y una porción de cóndilo de húmero dispuesta en un extremo del vástago. La porción de cóndilo de húmero incluye porciones de extensión distal. La prótesis también incluye un componente de vástago de cúbito que tiene un extremo distal y un extremo proximal. El componente de vástago de cúbito se ahúsa desde el extremo proximal al extremo distal. Un componente de apoyo de cúbito que es un componente separado en relación con el componente de vástago de cúbito se acopla de forma separable al extremo proximal del componente de vástago de cúbito y las porciones de extensión distal de la porción de cóndilo de húmero. Esta modularidad del implante de cúbito permite que un vástago de cúbito común se use con un componente de apoyo de cúbito que es bien de tipo enlazado o de tipo no enlazado.

Estos y otros aspectos, características y ventajas serán evidentes a partir de los dibujos adjuntos y la descripción de ciertas realizaciones de la invención.

Breve descripción de los dibujos

Algunas realizaciones a modo de ejemplo de la invención se representan en las figuras siguientes, en las que:

la figura 1 proporciona una vista en perspectiva de un dispositivo de reemplazo de codo no enlazado modular ilustrativo, de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 2 proporciona una vista en perspectiva de un dispositivo de reemplazo de codo enlazado modular ilustrativo de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 3A proporciona una vista en perspectiva de un componente de húmero no cementado no modular ilustrativo de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 3B proporciona una vista en perspectiva de un componente de húmero cementado no modular de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 3C proporciona una vista en perspectiva de un componente de húmero no cementado con un rebaje lateral de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 4 proporciona unas vistas en perspectiva de un manguito de húmero no cementado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 5 proporciona una vista en perspectiva de un componente de cóndilo de húmero modular de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 6 proporciona una vista en perspectiva de un vástago de húmero modular no cementado alternativo diseñado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 7 proporciona una vista en perspectiva de un componente de cúbito de articulación ajustable en el estado enlazado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 8 proporciona una vista en perspectiva de un vástago de cúbito no cementado alternativo diseñado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 9 proporciona una vista en perspectiva de un componente de cúbito de articulación ajustable en el estado no enlazado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 10 proporciona una vista en perspectiva de un vástago de cúbito y un apoyo de cúbito no enlazado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 11 proporciona una vista en perspectiva de un vástago de cúbito, un apoyo de cúbito enlazado, y una carcasa de apoyo de cúbito enlazado de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 12 ilustra unas diferencias en la geometría articular entre los cóndilos de húmero y las superficies de apoyo de cúbito de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado.

la figura 13 ilustra un cambio en el punto de contacto en la articulación cuando se aplica un momento externo de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 14A ilustra unas diferencias en la geometría articular de los cóndilos de húmero de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 14B ilustra unas diferencias en la geometría articular de las superficies de apoyo de cúbito de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 14C ilustra la articulación entre los componentes de húmero y de cúbito, de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 15 proporciona unas vistas en perspectiva de una tapa de agujero de buje y los bujes de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 16 proporciona una vista en sección de un buje y el eje de húmero de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 17 proporciona una vista en sección de una articulación de codo en el estado en varo-valgo de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado,

la figura 18 proporciona unas vistas en sección que ilustran una articulación de la tapa de agujero de buje y los bujes de la figura 15 de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado, y

la figura 19 proporciona una vista en perspectiva de un componente de cabeza radial de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado.

Descripción detallada de unas realizaciones a modo de ejemplo

Los aparatos y métodos para el reemplazo de codo total como se describen en el presente documento permiten a un cirujano seleccionar intra-operativamente una restricción enlazada o no enlazada usando una conexión localizada en el cuerpo del vástago de cúbito y/o de húmero. El sistema de codo puede ser o de un tipo enlazado o de un tipo no enlazado en que un componente de húmero o puede enlazarse a un componente de cúbito o puede no enlazarse y estar libre de unión. La modularidad adicional permite también la selección de un vástago cementado o no cementado tal como se ha descrito en el presente documento.

Un reemplazo de codo total modular de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado se muestra en sus versiones no enlazada y enlazada en las figuras 1 y 2, respectivamente.

Configuración de componente de húmero no cementado, no modular

En algunas realizaciones del objeto divulgado, el componente de húmero 19a puede ser no modular y no cementado como se ilustra en la figura 3A. En esta geometría, el vástago proximal 1a es un cilindro curvado. El extremo proximal del vástago 1a tiene una punta en forma de bala 1b para mejorar la distribución de la carga en el hueso. La geometría de la parte media 1c del componente de húmero 19a se curva anteriormente para seguir de manera aproximada la anatomía normal del húmero. La geometría de la parte media 1c tiene una concavidad posterior 1d que interactúa con la fosa del olécranon y una convexidad anterior 1e que crea una sección transversal similar a un cheurón, y está ahusada medio-lateralmente para transferir la carga al húmero tan de manera distal como sea posible. La superficie exterior de la parte media 1c puede estar recubierta con una pulverización de plasma o un metal poroso y posiblemente hidroxiapatita para promover la fijación sin cemento al hueso. El extremo distal del componente de húmero 19a tiene dos cuerpos que se extienden (los cóndilos medial 18_M y lateral 18_L) que están separados por una distancia β como se muestra en la figura 3B. En la mayoría de casos, el 18_M tendrá una mayor anchura (W_{Mh}) que el 18_L (W_{Lh}) (figura 14A), mejorando la transferencia de carga en el lado medial. Los cóndilos medial 18_M y lateral 18_L tienen unas superficies convexas 21_{M,L} que hacen contacto con el apoyo de cúbito no enlazado cóncavo 5a y el apoyo de cúbito enlazado 5b correspondientes. El contacto es no conforme. Cada uno de los cóndilos 18_{M,L} tiene un agujero cilíndrico 17 que comparte un eje 12 (eje de articulación de implante) que puede o no ser perpendicular al eje largo del extremo proximal del componente de húmero 19a.

Los agujeros 17 aceptan o unos bujes de húmero de encaje a presión 3b,c o unas tapas de agujero de buje 3a. El componente de húmero 19 puede tener un ángulo de transporte incorporado α como se muestra en la figura 3B. El componente de húmero 19 puede tener unos agujeros de sutura 16 (figuras 3a y 3c) en el lado medial y lateral para la unión de tejido blando/hueso. En la cara posterolateral de la geometría de la parte media 1c adyacente al cóndilo 18_L, puede haber un rebaje 27 para contener cualquiera de los fragmentos de hueso laterales provocados, por ejemplo, por una fractura por avulsión. El rebaje 27 protegerá la fijación de dichos fragmentos de las cargas de cizalladura cuando se usa junto con suturas que pasan a través de los agujeros de sutura 16. Se apreciará que la pulverización de plasma o el recubrimiento poroso alrededor de los agujeros de sutura 16, el rebaje 27, y la geometría de la parte media 1c como se ve en las regiones sombreadas en la figura 3C promoverá el crecimiento del hueso.

Configuración de componente de húmero cementado, no modular

En algunas realizaciones del objeto divulgado, el componente de húmero 19b, como se ve en la figura 3B, puede cementarse en el hueso. La forma del extremo distal del componente 19b puede ser idéntica al componente 19a. La forma de la región cementada del componente de húmero 19b puede ser similar a las realizaciones mostradas en la figura 3A, pero puede reducirse en tamaño para crear un espacio para el cemento (por ejemplo, ~ 1 a 2 mm de espesor de manto de cemento), tiene una sección transversal rectangular o triangular para la estabilidad rotacional, y tiene unos radios 20 en las esquinas respectivas para reducir el estrés en el cemento óseo. No hay un recubrimiento poroso en el componente cementado.

Manguito de húmero

En algunas realizaciones del objeto divulgado, la geometría de la parte media 1c del componente de húmero 19a puede sustituirse con un manguito de húmero 13, como se ilustra en la figura 4. El manguito tiene una geometría interior 14 que se acopla con el cuerpo 10. La superficie exterior 15 del manguito 13 puede estar recubierta con una pulverización de plasma o de metal poroso y posiblemente de hidroxiapatita para promover la fijación sin cemento al hueso. La sección transversal externa del manguito 13 tiene una concavidad posterior 13a que interactúa con la fosa del olécranon y una convexidad anterior 13b que crea un cheurón para mejorar el contacto hueso-implante, y está ahusada medio-lateralmente para transferir la carga al húmero tan de manera distal como sea posible. El sistema de reemplazo de codo puede incluir un número de manguitos de húmero de diferentes geometrías de manera que el cirujano puede seleccionar el manguito más adecuado para la anatomía intramedular del paciente. El manguito 13 puede tener unos agujeros de sutura 16 para permitir que un cirujano pase las suturas a través del implante para unir los tejidos blandos al implante, proporcionando de este modo una estabilidad de articulación adicional. El manguito 13 puede usarse con el componente de húmero modular o no modular.

Configuración de componente de húmero modular

Una realización alternativa para un diseño de componente de húmero no cementado y cementado se ilustra en la figura 4 de acuerdo con algunas realizaciones del objeto divulgado. El componente de cóndilo de húmero 2 se acopla con el cuerpo que se extiende de húmero 11 desde el vástago de húmero 1, estableciendo de este modo la modularidad en tanto los sistemas de codo enlazados como no enlazados. El extremo distal del componente 2a tiene una geometría idéntica al extremo distal del componente de húmero 19b como se ilustra en la figura 5. El sistema de codo no enlazado también puede usar un componente de cóndilo de húmero 2b que es idéntico al componente 2a, excepto en que no tiene los agujeros cilíndricos 17. El componente 2 puede tener un ángulo de transporte incorporado α .

El componente de cóndilo de húmero 2 puede tener unos agujeros de sutura 16 (figura 3C) en el lado medial y lateral para la unión de tejido blando/hueso. En el aspecto posterolateral del componente 2 adyacente al cóndilo 18_L, puede haber un rebaje 27 para contener cualquiera de los fragmentos de hueso laterales. Se apreciará que la pulverización de plasma o el recubrimiento poroso alrededor de los agujeros de sutura 16, el rebaje 27, y el componente 2, como se ve en las regiones sombreadas en la figura 3C, promoverá el crecimiento del hueso.

El sistema de reemplazo de codo puede tener unos componentes de cóndilo de húmero 2 de diferentes geometrías en el caso de que el cirujano desee ajustar el ángulo de transporte, la restricción, y/o las geometrías de cóndilo. El vástago de húmero 1 puede fijarse sin cemento como se ilustra en la figura 6, con un vástago proximal de cilindro curvado 1a, una punta de bala 1b, una geometría de la parte media 1c que es una pulverización de plasma o un recubrimiento poroso, y un cuerpo que se extiende distal 11 para acoplarse con el componente de cóndilo 2. Del mismo modo, la geometría de la parte media 1c puede sustituirse con un manguito de húmero 13, como se ilustra en la figura 4. El vástago de húmero 1 puede cementarse también con una sección transversal rectangular o triangular para la estabilidad rotacional, y tener unos radios en las esquinas respectivas para reducir el estrés en el cemento óseo. Además, la modularidad en el cuerpo que se extiende 11 permite la revisión sin la necesidad de retirar un vástago de húmero bien fijado 1 del canal del hueso en el caso de que, por ejemplo, las superficies de cóndilo se desgasten o se dañen.

La modularidad de los componentes de implante de húmero permite, por lo tanto, a un cirujano intercambiar y combinar un vástago de húmero con una parte de cóndilo de húmero. Basándose en esta característica, un hospital puede abastecerse principalmente de un modelo de un vástago de húmero y una variedad más amplia de partes de cóndilo de húmero o viceversa. Esto permite un mayor ahorro, siendo capaces de almacenar menos componentes, así como ofrecer una mayor versatilidad, así como permitir que se usen potencialmente menos componentes ya que un vástago implantado permanece en su lugar mientras que solo se sustituye el componente de apoyo.

Configuración de componente de cúbito de articulación ajustable

Como se ilustra en las figuras 7 y 8, un vástago de cúbito de articulación ajustable no cementado 4 tiene un vástago distal 4b que es de forma cónica y termina con una punta en forma de bala 4c para mejorar la distribución de la carga en el hueso. El cuerpo de parte media 4a tiene una cuña medial/lateral y anterior/posterior y proximal/distal y es aproximadamente pentagonal en la sección transversal 4d en la que el vértice interactúa con el proceso coronoideo para proporcionar la estabilidad rotacional. El cuerpo proximal tiene una gran superficie posterior plana 4e para resistir los momentos rotacionales adicionales sobre los ejes de vástago. El cuerpo proximal 29 del vástago de cúbito 4 tiene un mecanismo de captura de deslizamiento 28 que interactúa con un apoyo de cúbito no enlazado 5a (figura 1) o una carcasa de apoyo de cúbito enlazado 7 (figura 2) insertada desde aproximadamente una articulación ajustable que establece una dirección medial y/o lateral.

El mecanismo de captura 28 permite la selección de un componente dimensionado de manera apropiada, la revisión de los componentes desgastados y/o facilita la conversión entre los componentes no enlazados y enlazados cuando se requiere. En el estado no enlazado como se ilustra en la figura 9, el mecanismo de captura 28 interactúa con una característica de acoplamiento 33 (figura 10) en un apoyo de cúbito no enlazado 5a. En el estado enlazado, el mecanismo de captura 28 interactúa con una característica de acoplamiento 39 en la carcasa de apoyo de cúbito enlazado 7 (figura 11).

Como se usa en el presente documento, la expresión componente de apoyo de cúbito incluye al menos un apoyo de cúbito que está configurado para recibir y acoplar las partes que se extienden de manera distal (cóndilos) del componente de húmero de cóndilo. Como se describe en el presente documento, el componente de apoyo de cúbito puede ser de una configuración no enlazada o enlazada. En el caso de una configuración no enlazada, el apoyo de cúbito puede acoplarse directamente al vástago de cúbito. En el caso de una configuración enlazada, el componente de apoyo de cúbito puede incluir otro elemento (una carcasa o sustrato) que soporta el apoyo de cúbito y está adaptado para acoplar el vástago de cúbito.

Componente de apoyo de cúbito no enlazado

Un apoyo de cúbito no enlazado 5a, como se ilustra en la figura 10, por ejemplo, tiene una característica de acoplamiento 33 que interactúa con el mecanismo de captura de deslizamiento 28 del vástago de cúbito 4 y que puede insertarse desde aproximadamente la dirección medial y/o lateral. El apoyo 5a puede bloquearse de manera rígida al

vástago 4 usando, por ejemplo, un componente de bloqueo 8. El apoyo de cúbito no enlazado 5a tiene dos superficies cóncavas $31_{M,L}$ que se articulan con los cóndilos de húmero convexos $18_{M,L}$. La superficie medial 31_M puede tener una anchura mayor (W_{Mu}) que la superficie lateral 31_L (W_{Lu}) (figura 14B), que mejora la transferencia de carga en el lado medial. La articulación es no conforme. El apoyo 5a también tiene una sujeción central 30 que proporciona la estabilidad medial-lateral y una cara articular distal levantada 32 para resistir la dislocación posterior del cubito en flexión (figuras 9 y 10). La sujeción 30 puede ser rectangular o trapezoidal en forma. La articulación-ajustabilidad del vástago de cúbito 4 permite a un cirujano seleccionar los apoyos de cúbito 5a de diferentes tamaños/opciones definidas por el espesor de sujeción δ y/o el espesor de apoyo γ para el ajuste intra-operatorio del grado de restricción, y/o las diversas alineaciones de sujeción para ajustar el ángulo de transporte. El apoyo de cúbito no enlazado 5a puede fabricarse de un material de baja fricción, por ejemplo, un polietileno de peso molecular ultra-alto (UHMWPE).

Componente de apoyo de cúbito enlazado

Una carcasa de apoyo de cúbito enlazado 7, como se ilustra en la figura 11, tiene una característica de acoplamiento 39 que interactúa con el mecanismo de captura de deslizamiento 28 del vástago de cúbito 4. La carcasa 7 tiene una sujeción central 37 que proporciona una estabilidad medial-lateral del sistema de codo enlazado. La carcasa 7 tiene una primera abertura 40 para aceptar un apoyo de cúbito enlazado 5b desde una dirección medial y/o lateral. El apoyo de cúbito enlazado 5b tiene dos superficies cóncavas $41_{M,L}$ que se articulan con los cóndilos de húmero convexos $18_{M,L}$. La superficie medial 41_M puede tener una anchura mayor (W_{Mu}) que la superficie lateral 41_L (W_{Lu}) (figura 14B), mejorando la transferencia de carga en el lado medial. La articulación es no conforme. El apoyo 5b puede o estar bloqueado de manera rígida a la sujeción central 37 usando, por ejemplo, un componente de bloqueo 8, o actuar como una plataforma deslizante con respecto a la sujeción central 37. En el caso de que el apoyo 5b necesite reemplazarse, puede retirarse desde una dirección medial o lateral. El apoyo de cúbito enlazado 5b puede fabricarse de un material de baja fricción, por ejemplo, un polietileno de peso molecular ultra-alto (UHMWPE). El sistema de reemplazo de codo ofrece diversas opciones de carcasa. Las opciones de espesor de sujeción ε y/o espesor de apoyo λ permiten el ajuste intra-operatorio del grado de restricción. La sujeción 37 tiene una segunda abertura 38 para el eje 6. La opción de localización del agujero de eje 38 permite al cirujano ajustar el desplazamiento anterior-posterior η y/o superior-inferior ζ del eje de articulación 12. El eje 6 puede montarse desde la dirección medial y/o lateral a la sujeción central 37 en vivo. El eje 6 puede bloquearse de manera rígida a la carcasa 7 usando, por ejemplo, un componente de bloqueo 9. La parte central 6c del eje que coincide con la carcasa 7 puede tener una sección transversal en forma de D para evitar la rotación alrededor del eje de articulación 12. La parte central 6c puede tener un tope para evitar que la parte central avance más allá de la sujeción central 37. Los extremos 34 del eje se articulan con los diámetros interiores de los bujes de húmero 3b,c.

El vástago de cúbito cementado 4f (figura 11) tendrá una forma similar al componente de cúbito no cementado 4 (figura 8) proximalmente, pero puede tener una sección transversal rectangular o triangular con bordes redondeados en la parte medial 4a y distal 4b y reducirse en tamaño para crear un espacio para el cemento (por ejemplo, ~ 1 a 2 mm de espesor de manto de cemento).

Articulación no conforme entre los componentes de apoyo de húmero y de cúbito

La articulación entre los cóndilos de húmero $18_{M,L}$ y los apoyos de cúbito 5a,b no es completamente conforme en el plano sagital ($R_{3H} < R_{3u}$) como se ilustra en la figura 12. La relación de R_{3H}/R_{3u} es aproximadamente 0,95.

La articulación entre los cóndilos de húmero $18_{M,L}$ y los apoyos de cúbito 5a,b en el plano coronal no es completamente conforme como se ve en las figuras 13 y 14C. Las superficies articulares de cóndilo de húmero $21_{M,L}$, tienen un eje principal de rotación tal como se define por el eje de articulación 12 como se ve en las figuras 14A, B, C. La superficie articular 21_L se crea girando un solo radio R_{1HL} alrededor del eje 12 que crea una superficie convexa. Por lo tanto, en una realización, las superficies articulares 21_L y 21_M pueden definirse por el mismo radio (es decir, $R_{1HL} = R_{1HM}$) (véase la figura 14A).

Una realización alternativa de la superficie articular 21_L , como se ilustra en las figuras 14A y 14C, tiene de manera similar un eje principal, pero en su lugar tiene dos radios diferentes R_{1HL} (cerca de la línea media 12a) y R_{2HL} (lejos de la línea media 12a) que se reunirán tangencialmente a una distancia $\beta/2$ lejos de la línea media 12a. Los radios R_{1HL} y R_{2HL} se hacen girar alrededor del eje de articulación 12 para crear una superficie convexa. En otras palabras, la superficie de apoyo (la superficie articular 21_L , 21_M) de cada cóndilo $18_{M,L}$ está definida por al menos dos radios diferentes. En las figuras, el radio R_{1HL} representa un radio interior (medial) del cóndilo lateral 18_L , mientras que el radio R_{2HL} representa un radio exterior (lateral) del cóndilo lateral 18_L . Del mismo modo, el radio R_{1HM} representa un radio interior (medial) del cóndilo medial 18_M , mientras que el radio R_{2HM} representa un radio exterior (lateral) del cóndilo medial 18_M . Por lo tanto, se apreciará de este modo que los radios de los cóndilos $18_{M,L}$ en el centro del implante son diferentes de los radios en los bordes exteriores (lateral) de los cóndilos respectivos (bordes laterales del implante).

La anchura medial-lateral de los cóndilos 18_M y 18_L se define por W_{HM} y W_{HL} , respectivamente. La superficie articular medial 21_M puede no ser equivalente a la superficie articular lateral 21_L cuando existen las siguientes condiciones: el radio R_{1HM} no es igual al R_{1HL} , el radio R_{2HM} no es igual al R_{2HL} , y/o W_{HM} no es igual a W_{HL} .

La superficie articular 31_L, 41_L se crea haciendo girar un solo radio R_{1UL} alrededor del eje 12 que crea una superficie cóncava (figura 14B). Por lo tanto, en una realización, las superficies articulares 31_L y 31_M (y 41_L y 41_M) pueden definirse por el mismo radio (es decir, R_{1UL} = R_{1UM}) (véase la figura 14B).

Una realización alternativa de la superficie articular 31_L, 41_L como se ilustra en las figuras 14B y 14C, tiene en su lugar dos diferentes radios R_{1UL} (cerca de la línea media 12a) y R_{2UL} (lejos de la línea media 12a) que se hacen girar alrededor del eje de articulación 12 para crear una superficie cóncava. En las figuras, el radio R_{1UL} representa un radio interior (medial) de la superficie lateral 31_L, 41_L, mientras que el radio R_{2UL} representa un radio exterior (lateral) de la superficie lateral 31_L, 41_L. Del mismo modo, el radio R_{1UM} representa un radio interior (medial) de la superficie medial 31_M, 41_M, mientras que el radio R_{2UM} representa un radio exterior (lateral) de la superficie medial 31_M, 41_M. Por lo tanto, se apreciará de este modo que los radios de las superficies 31_{M,L} y 41_{M,L} en el centro del implante son diferentes de los radios en los bordes exteriores de los cóndilos respectivos (bordes laterales del implante).

La anchura medial-lateral de las superficies 31_M, 41_M se define por W_{UM}. La anchura medial-lateral de las superficies 31_L y 41_L se define por W_{UL}. Las superficies articulares mediales 31_M y 41_M pueden no ser equivalentes a las superficies articulares laterales 31_L y 41_L, respectivamente, cuando existen las siguientes condiciones: el radio R_{1UM} no es igual al R_{1UL}, el radio R_{2UM} no es igual al R_{2UL}, y/o W_{UM} no es igual a W_{UL}. Como los dos cóndilos de húmero de radio 18 realizan pivotaciones alrededor de las dos superficies de apoyo de cúbito de radio respectivas 31, 41 con un momento externo aplicado, como se ve en las figuras 13 y 14C, la localización de contacto en la articulación respectiva se desplaza hacia el exterior (lejos de la línea media 12a) aumentando de este modo de manera gradual el momento de restauración.

Las superficies articulares 31_{M,L} del apoyo de cúbito no enlazado 5a son muy similares a las superficies articulares 41_{M,L}. El apoyo no enlazado 5a, sin embargo, tiene una cara distal elevada 32, como se ve en la figura 9, y se extiende más superiormente que el apoyo enlazado 5b. Como resultado, la concavidad se abre a estas regiones que se extienden para aumentar el intervalo de movimiento de la articulación de codo.

En consecuencia, la articulación entre los cóndilos de húmero 18_{M,L} y los apoyos de cúbito 5a,b en el plano coronal no es completamente conforme como se ilustra en las figuras 13 y 14C. Las proporciones de R_{1HL}/R_{1UL}, R_{1HM}/R_{1UM}, R_{2HL}/R_{2UL} y R_{2HM}/R_{2UM} son aproximadamente de 0,85-0,98.

Se entenderá que la flecha superior de la figura 13 describe una fuerza de compresión aplicada (F) a través de la articulación, y las 2 flechas inferiores describen la fuerza de reacción de articulación (F/2). A medida que se aplica un momento en varo (M+) (representado por la primera flecha curva), la fuerza de reacción de articulación (F+) se hace mayor en el lado medial (la flecha inferior más larga) que en el lado lateral (la flecha inferior más corta). A medida que se aplica un mayor momento en varo (M++) (representado por la segunda flecha curva), la fuerza de reacción de articulación (F++) está completamente en el lado medial que crea un impulso en el lado lateral. Además, la localización de contacto de la fuerza de reacción de articulación (F++) se desplaza hacia fuera una distancia X a medida que R_{2HL} rueda sobre R_{2UL} como se indica en la figura más a la derecha de la figura 13.

Por lo tanto, de acuerdo con una realización de la presente invención, las superficies de apoyo de los cóndilos de húmero 18_{M,L} y los apoyos de cúbito 5a,b no son toroidales en forma como en los diseños convencionales, pero en su lugar, cada una de las superficies de apoyo asociadas tiene una sección transversal en un plano coronal que exhibe al menos dos radios diferentes. Esta construcción mantiene un contacto de desplazamiento o de migración (en la dirección lateral) entre los dos componentes de acoplamiento durante el movimiento entre los dos componentes y mantiene las ventajas descritas en el presente documento.

Bujes de húmero para la configuración enlazada

El buje de húmero 3b,c, como se ilustra en las figuras 15 y 16 a usarse en la configuración de codo total enlazada, tiene un diámetro exterior cilíndrico 24 que se ajusta a presión en el diámetro interior 17 de los cóndilos de húmero medial 18_M o lateral 18_L. En un ejemplo, el diámetro interno puede ser cónico 26a para aumentar el área de contacto cuando hace contacto con el extremo 34a de un eje de forma cónica 6a. El ángulo de cono del eje cónico 6a es menor que el ángulo de cono del diámetro interior 26a del buje cónico 3b. En otro ejemplo, la articulación 36 entre el buje en forma de barril 3c y el eje 6b en forma de barril es no conforme. Esta articulación curvada permite mejorar la presión de contacto en todos los intervalos de movimiento, en el que el eje 6b hace contacto con el buje 3c como se ilustra en la figura 17. La cara central del buje 25 se articula con la sujeción 37 de la carcasa de apoyo de cúbito enlazado durante el traslado medial-lateral, como se ilustra en la figura 18. El buje puede fabricarse de un material de baja fricción, por ejemplo, un polietileno de peso molecular ultra-alto (UHMWPE).

Tapa de buje de húmero para la configuración no enlazada

La tapa de agujero de buje de húmero 3a, como se ilustra en la figura 15, puede insertarse en el agujero cilíndrico 17 de o el cóndilo de húmero medial 18_M o lateral 18_L, y puede usarse en una configuración de codo total no enlazada. La cara central 23 de la tapa se articula con la sujeción 30 del apoyo de cúbito no enlazado 5a durante el traslado

medial-lateral, como se ilustra en la figura 18. En el caso de que el codo pueda convertirse en una configuración enlazada, las tapas 3a pueden retirarse y desecharse.

5 Un componente de cabeza radial 42, como se ilustra en la figura 19, tiene un cuerpo proximal 43 que se articula con el capitelum. El componente 42 tiene un vástago distal 44 que sigue al eje del árbol del radio. El vástago 44 está recubierto con una pulverización de plasma o de metal poroso y posiblemente de hidroxiapatita para promover la fijación sin cemento al hueso.

10 Un ángulo de transporte en general preferido del dispositivo de reemplazo de codo es 10° en el que el cúbito tiene 3° de ángulo de transporte, y el húmero tiene 7°.

El intervalo de movimiento del dispositivo puede ser de 0-160° grados de flexión.

15 El dispositivo puede insertarse con un material que se reabsorbe con el tiempo en paralelo con el tiempo necesario para que sanen las estructuras de los tejidos blandos del codo nativos. A medida que el codo nativo se fortalece durante el proceso de sanación, la reabsorción del material hace que la articulación del reemplazo de codo llegue a ser menos rígida.

20 En relación con los diseños no enlazados, los cóndilos de húmero convexos 18 se articulan con una superficie de apoyo de cúbito no enlazada cóncava 31. El vástago de cúbito de articulación ajustable 4 permite que se intercambie el apoyo de cúbito 5a si el componente se desgasta o si es necesario un tipo de restricción diferente. El apoyo de cúbito 5a puede venir en diversos espesores γ para proporcionar un ajuste intra-operatorio de la restricción de tejidos blandos. La sujeción 37 puede venir en diferentes espesores δ para proporcionar un ajuste intra-operatorio de la restricción de implante. El apoyo de cúbito 5a se monta al vástago de cúbito 4 desde aproximadamente un dirección medial y/o lateral con el fin de proteger la unión del tríceps al cúbito proximal. En el caso de que el componente de húmero no tenga una conexión de cóndilo modular 19a y 19b, pueden destaparse 3a los agujeros de bujes 17 para permitir que los cóndilos 18 y la cara central de tapa de buje 23 se articulen con el apoyo de cúbito no enlazado 5a.

30 En relación con el diseño enlazado, cada cóndilo de componente de húmero convexo 18 tiene unos agujeros cilíndricos 17 a lo largo del mismo eje que los bujes de húmero de captura de ajuste a presión 3b, c. La carcasa de apoyo de cúbito enlazado 7 se monta al vástago de cúbito 4 desde aproximadamente un dirección medial y/o lateral por medio de un mecanismo de captura de deslizamiento 28 para proteger la unión del tríceps al cúbito proximal. El apoyo de cúbito convexo enlazado 5b se acopla con la carcasa de apoyo de cúbito 7 y puede revisarse si, por ejemplo, la superficie de apoyo se desgasta con el tiempo. El eje 6 bloquea de manera rígida la carcasa de apoyo de cúbito 7 usando, por ejemplo, un componente de bloqueo 9. Las superficies articulares de húmero acoplan las superficies articulares de cúbito en secuencia (figuras 17 y 18): 1. Después de una rotación en varo/valgo, las superficies de cóndilo de húmero medial y/o lateral 21_{M,L} se articulan con las superficies de apoyo medial y/o lateral 41 del apoyo de cúbito enlazado, respectivamente. 2. Con una rotación adicional, se produce el impulso de un cóndilo de húmero desde una superficie de apoyo de cúbito, y el eje 6 se articula con las superficies interiores 26 de los bujes de húmero 3b,c. 3. Después de una rotación más y un traslado medial-lateral, las caras centrales 25 de los bujes de húmero 3b,c se articulan con la sujeción 37 de la carcasa de apoyo de cúbito enlazado.

45 La técnica quirúrgica para implantar en un paciente el dispositivo de reemplazo de codo divulgada en el presente documento evita que los tríceps se desprendan. Puede usarse un enfoque medial o lateral para implantar el dispositivo. El enfoque no es mínimamente invasivo, sino que más bien protege el tejido blando. Las estructuras de tejido blando laterales se protegen. Los epicóndilos de húmero distales pueden retenerse. La resección de la cabeza del radio es opcional.

50 Aunque la invención se ha descrito en relación con ciertas realizaciones de la misma, la invención es capaz de que se practique de otras formas y de que se usen otros materiales y estructuras. Por consiguiente, la invención se define por las reivindicaciones adjuntas del presente documento.

REIVINDICACIONES

1. Un conjunto de componentes modulares para formar selectivamente una prótesis de codo que tiene una configuración no enlazada o una configuración enlazada, comprendiendo dicho conjunto de componente modulares:

un componente de vástago de húmero (1) que tiene un extremo distal y un extremo proximal;
un componente de cóndilo de húmero (2) que tiene un extremo distal y un extremo proximal, el extremo proximal del componente de cóndilo de húmero (2) adaptado para unirse de forma acoplable al extremo distal del componente de vástago de húmero (1), incluyendo el extremo distal del componente de cóndilo de húmero (2) porciones de extensión distal (18M; 18L);
un componente de vástago de cúbito (4) que tiene un extremo distal y un extremo proximal; y
y un conjunto de componentes de apoyo de cúbito (5a; 5b) cada uno adaptado para acoplarse de forma que puede fijarse al extremo proximal del componente vástago de cúbito (4) y acoplarse a las porciones de extensión distal (18M; 18L) del componente de cóndilo de húmero (2) para definir selectivamente una configuración no enlazada del componente de cóndilo de húmero (2) en relación con el componente de apoyo de cúbito (5a) o una configuración enlazada del componente de cóndilo de húmero (2) en relación con el componente de apoyo de cúbito (5b);
en donde un componente de apoyo de cúbito (5a) incluye una sujeción (30) y un componente de apoyo de cúbito (5b) adicional es adecuado para acoplarse a una carcasa de apoyo de cúbito enlazado (7) que tiene una sujeción (37), en donde la sujeción (30; 37) está dispuesta tanto en la configuración enlazada como no enlazada, entre las porciones de extensión distal (18M; 18L) del componente de cóndilo de húmero (2), y está configurada para proporcionar una estabilidad medial-lateral de la prótesis de codo enlazada o no enlazada, en donde el extremo distal del componente de cóndilo de húmero (2) está formado por dos porciones de extensión distal (18M; 18L), teniendo cada porción de extensión distal un agujero (17) que se extiende a su través, en donde además los agujeros (17) de las porciones de extensión distal (18M; 18L) reciben de forma removible al menos uno de: (1) un par de tapas de agujeros de buje (3a) cuando el componente de cóndilo de húmero (2) está en una configuración no enlazada en relación con el componente de apoyo de húmero (5a); y (2) un par de miembros de buje de húmero (3b; 3c) que están configurados para recibir un eje (6) que pasa a través de los miembros de buje (3b; 3c) y a través de la sujeción (37) de la carcasa de apoyo de cúbito (7) (5b) cuando el componente de cóndilo de húmero (2) está en una configuración enlazada en relación con el componente de apoyo de cúbito (5b).

2. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde al menos uno del componente de vástago de húmero (1) y el componente de vástago de cúbito (4) tiene un revestimiento poroso.

3. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde el componente de vástago de cúbito (4) incluye una estructura en el extremo proximal del componente de vástago de cúbito (4) para acoplamiento con el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) para permitir que el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) se acople de forma separable al componente de vástago de cúbito (4), permitiendo así que el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) se retire incluso cuando el componente de vástago de cúbito (4) está unido fijamente al cúbito de un paciente.

4. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde cada porción de extensión distal (18M; 18L) tiene una superficie de apoyo de contacto (21M; 21L) definida por un único radio medido en un plano coronario.

5. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde cada porción de extensión distal (18M; 18L) tiene una superficie de apoyo de contacto (21M; 21L) que tiene una sección transversal en un plano coronario que exhibe al menos dos radios diferentes, teniendo el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) superficies de apoyo complementarias (41M; 41L) que coinciden con las superficies de apoyo de contacto (21M; 21L) de las porciones de extensión distal (18M; 18L), en donde cada una de las superficies de apoyo (41M; 41L) del componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) tiene una sección transversal en un plano coronario que exhibe al menos dos radios diferentes.

6. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde las superficies de apoyo (21M; 21L) de las porciones de extensión distal (18M; 18L) y las superficies de apoyo (41M; 41L) del componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) están configuradas de manera que una rotación en varo/valgo del componente de cóndilo de húmero (2) en relación con el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) provoca un punto de contacto entre el componente de cóndilo de húmero (2) en relación con el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) para moverse hacia fuera.

7. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde un radio interior de cada una de las superficies de apoyo (21M; 21L) de las porciones de extensión distal (18M; 18L) es menor que un radio exterior de las mismas.

8. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde al menos uno del componente de cóndilo de húmero (2) y el componente de vástago de húmero (1) tiene una cavidad en un extremo para recibir una extensión (11) formada en un extremo del otro del componente de cóndilo de húmero (2) y el componente de vástago de húmero (1), estando configurada la extensión (11) para proporcionar acoplamiento entre el componente de vástago de húmero (1) y el componente de cóndilo (2) para establecer así modularidad y permitir que el componente de cóndilo de húmero (2) se retire incluso cuando el componente de vástago de húmero (1) está unido de forma fija al húmero del paciente.

- 5 9. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde el componente de cóndilo de húmero (2) está separado del componente de vástago de cúbito (4) y se une de forma separable al vástago y junto con el componente de vástago de cúbito (4) forma un implante de húmero modular.
10. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) es de un tipo no enlazado en relación con el componente de cóndilo de húmero (2) y el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) está acoplado al componente de vástago de cúbito (4).
- 10 11. El conjunto de componentes modulares de la reivindicación 1, en donde las porciones de extensión distal (18M; 18L) definen superficies de apoyo de cóndilo (21M; 21L), cada superficie de apoyo de cóndilo (21M; 21L) y cada superficie de apoyo (41M; 41L) del componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) tiene una sección transversal en un plano coronario que exhibe al menos dos radios diferentes de manera que una rotación en varo/valgo del componente de cóndilo de húmero (2) en relación con el componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) provoca un punto de contacto entre
- 15 la superficie de apoyo de cóndilo (21M; 21L) y las superficies de apoyo (41M; 41L) del componente de apoyo de cúbito (5a; 5b) para moverse hacia fuera.

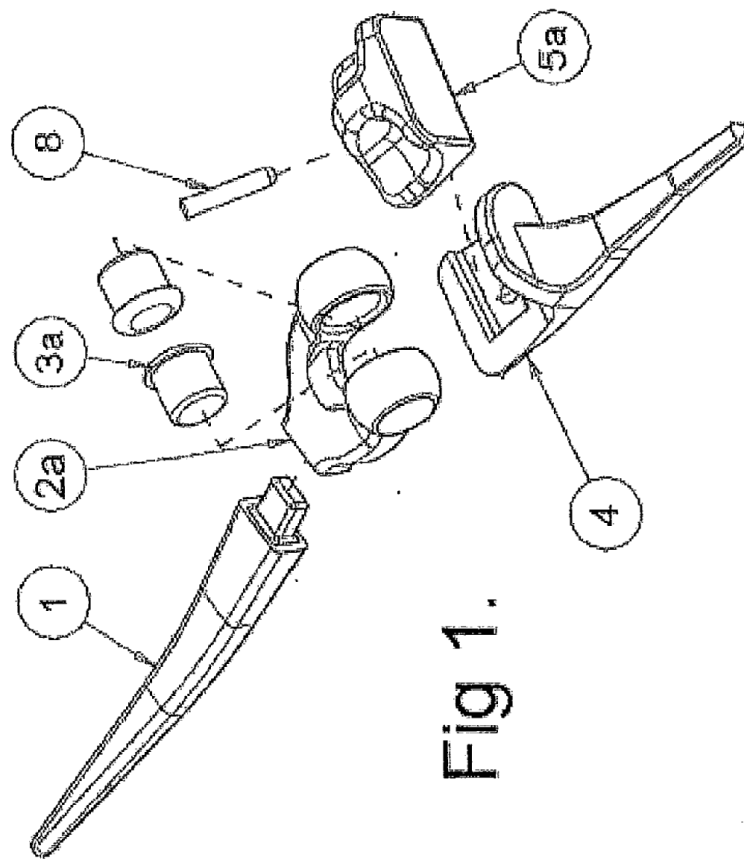


Fig 1.

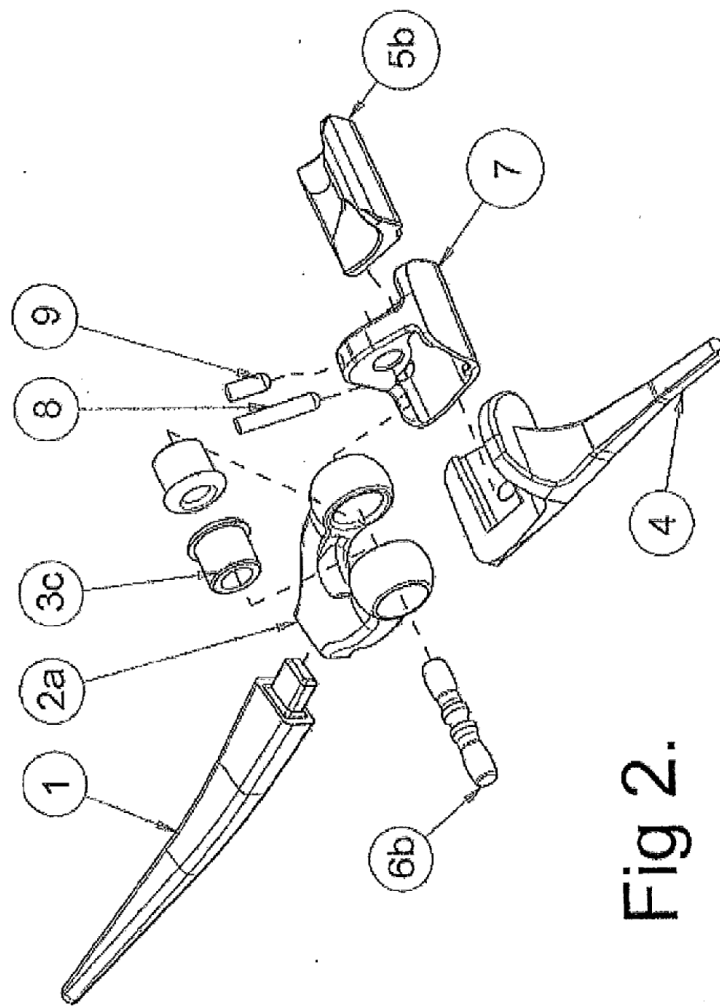


Fig 2.

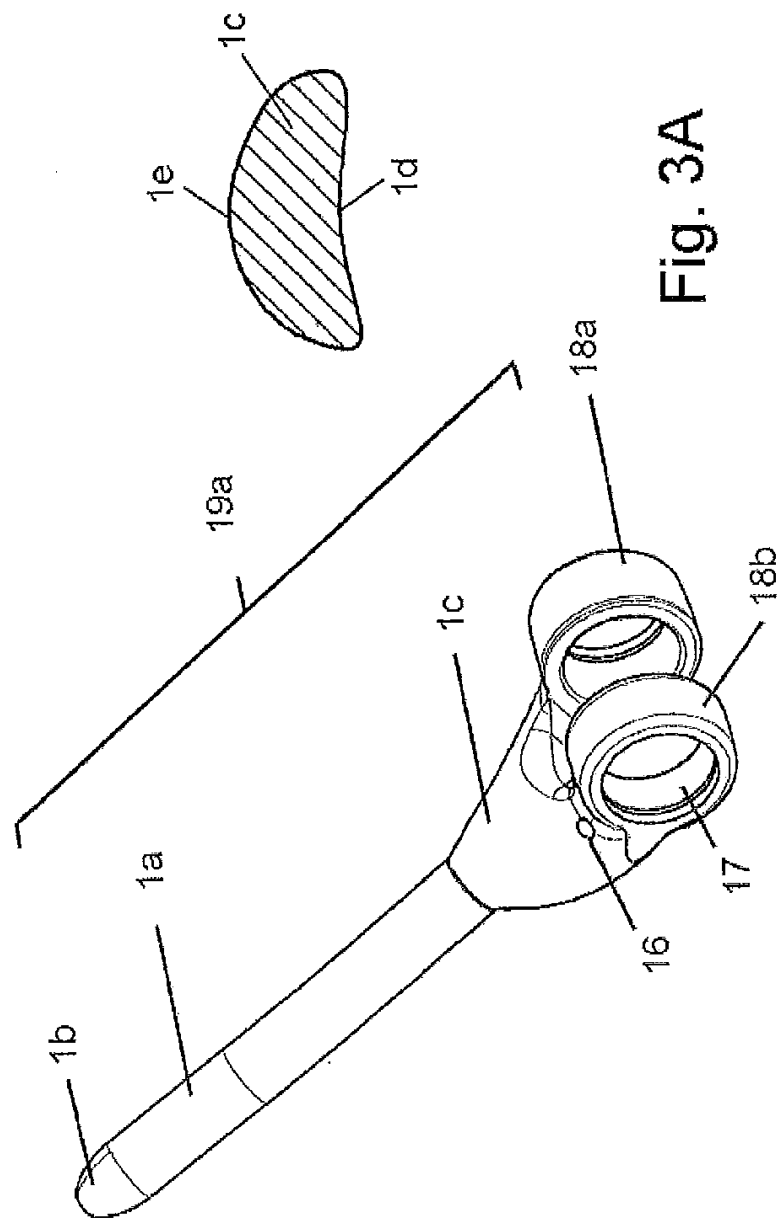


Fig. 3A

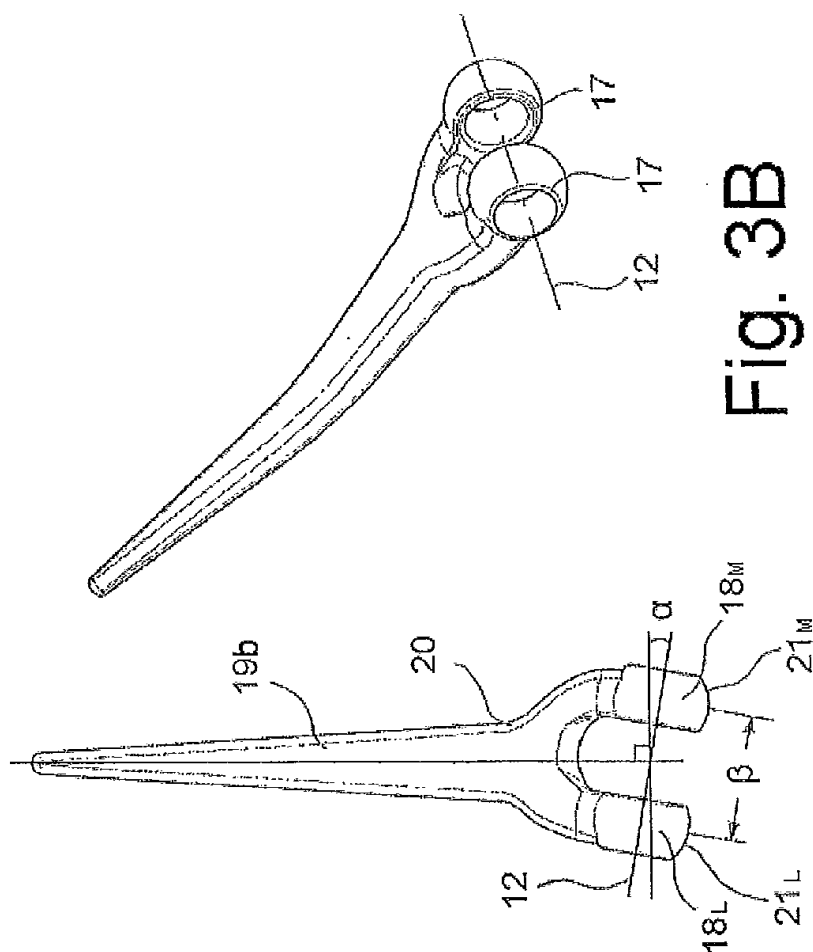


Fig. 3B

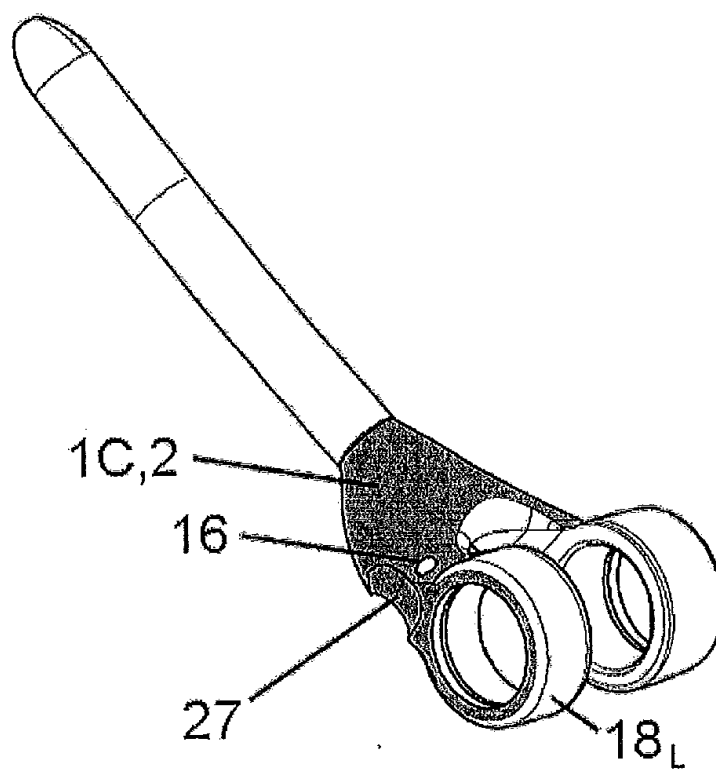
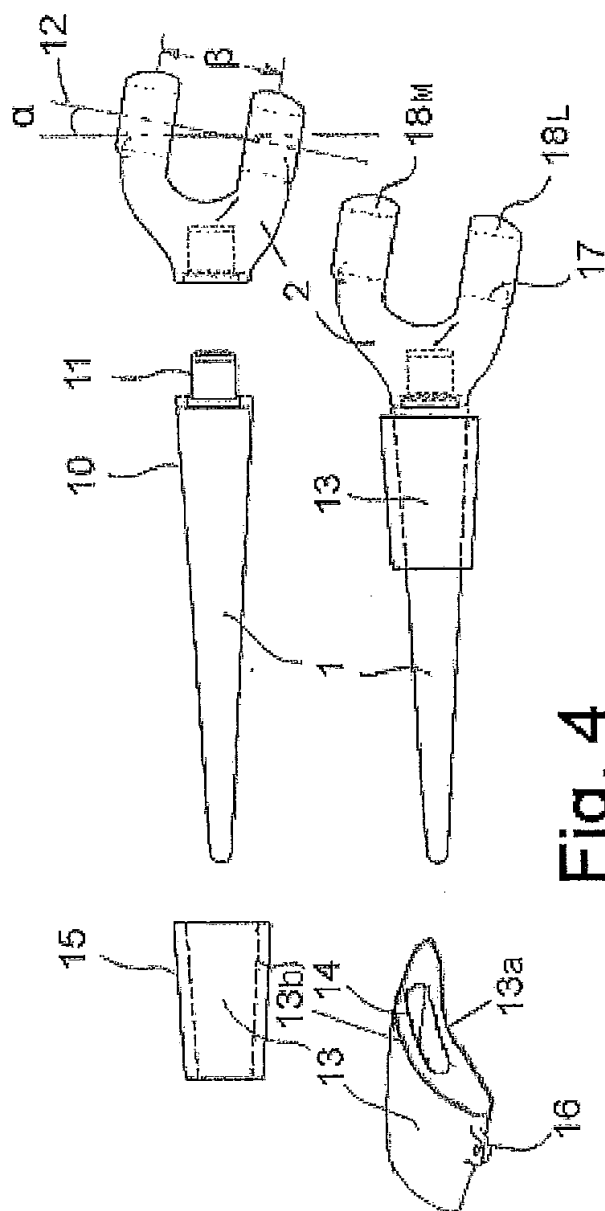


Fig. 3C



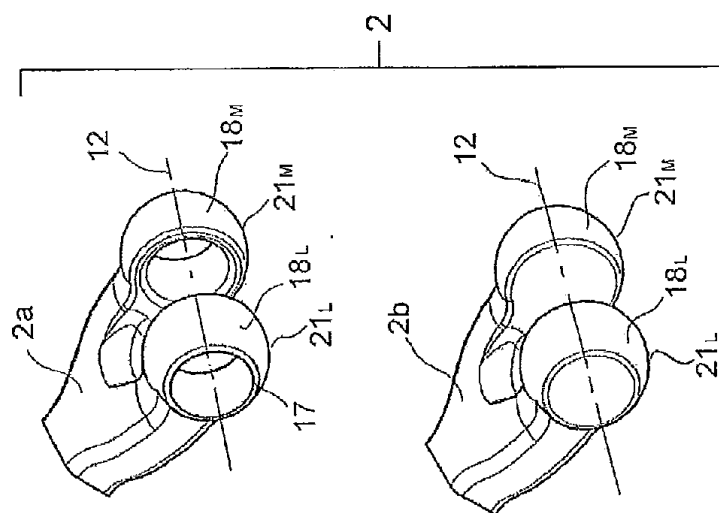
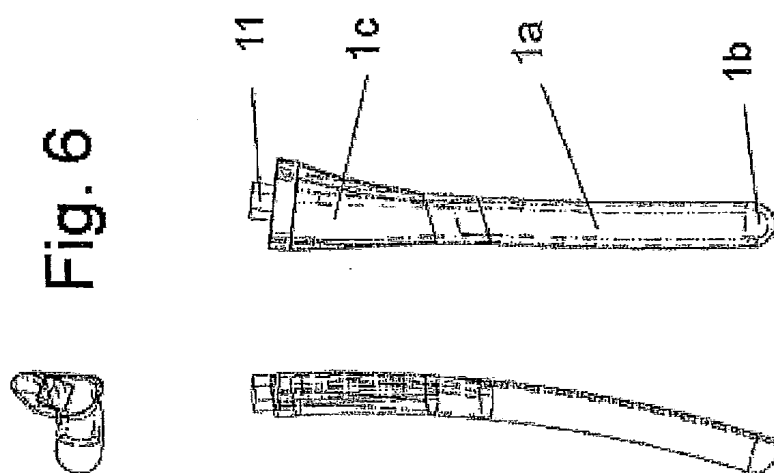


Fig. 5



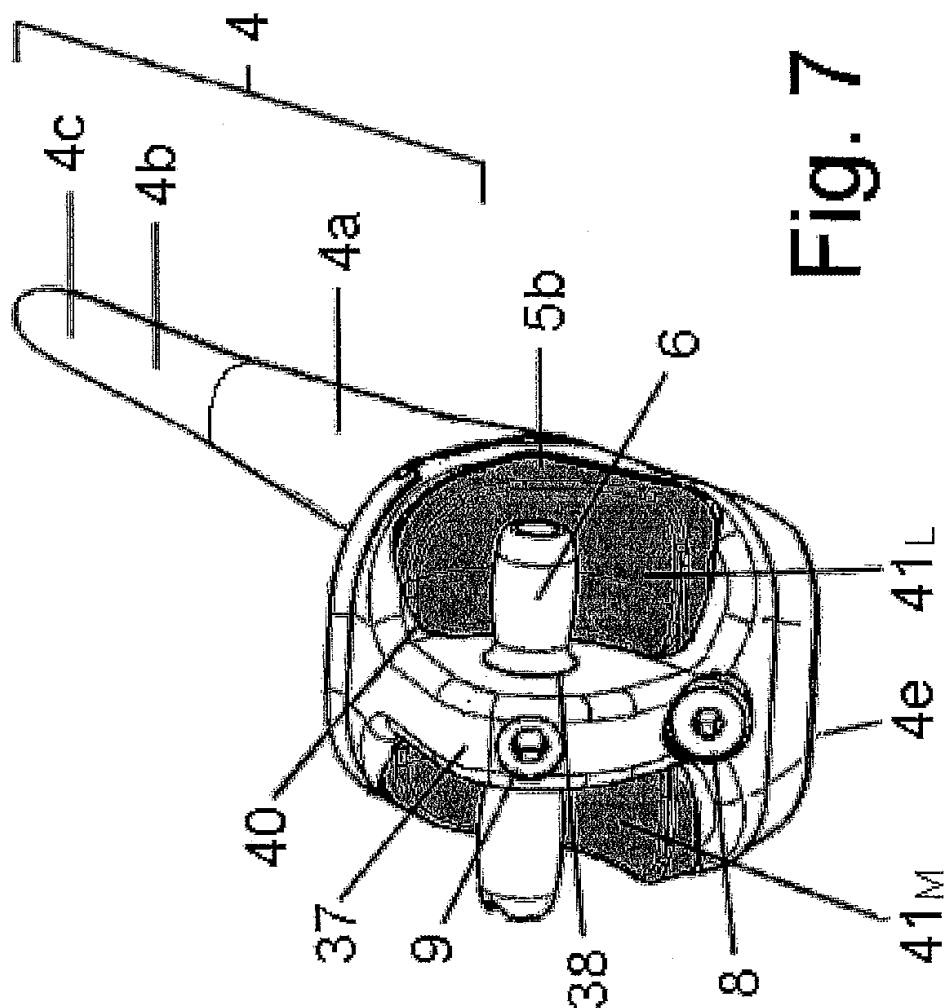
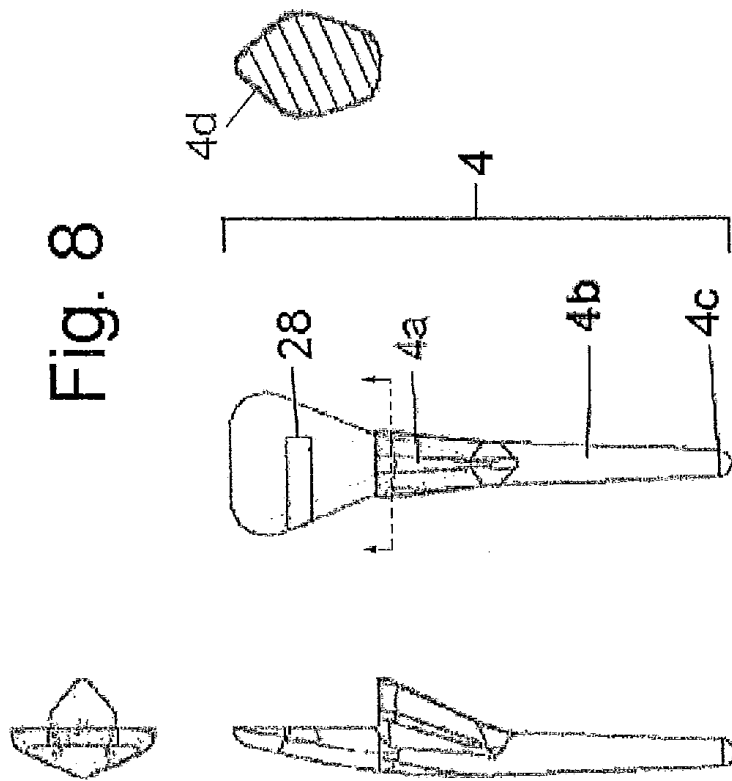
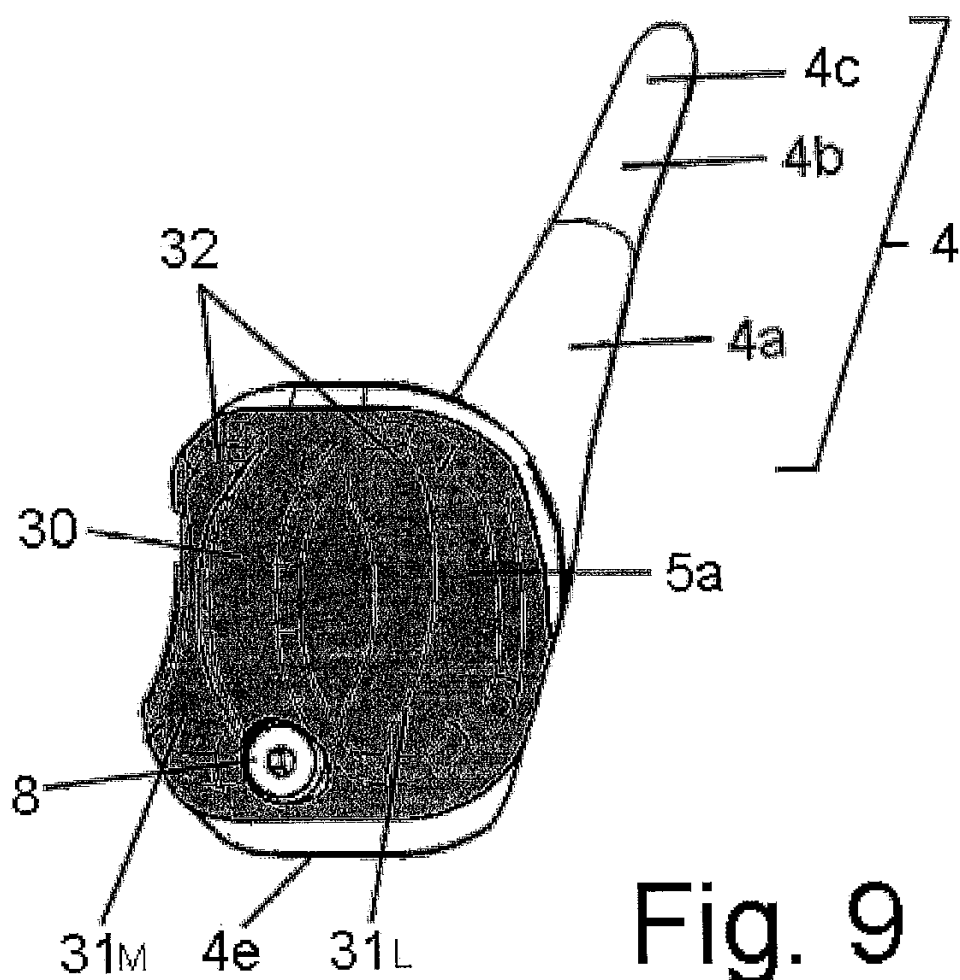


Fig. 7





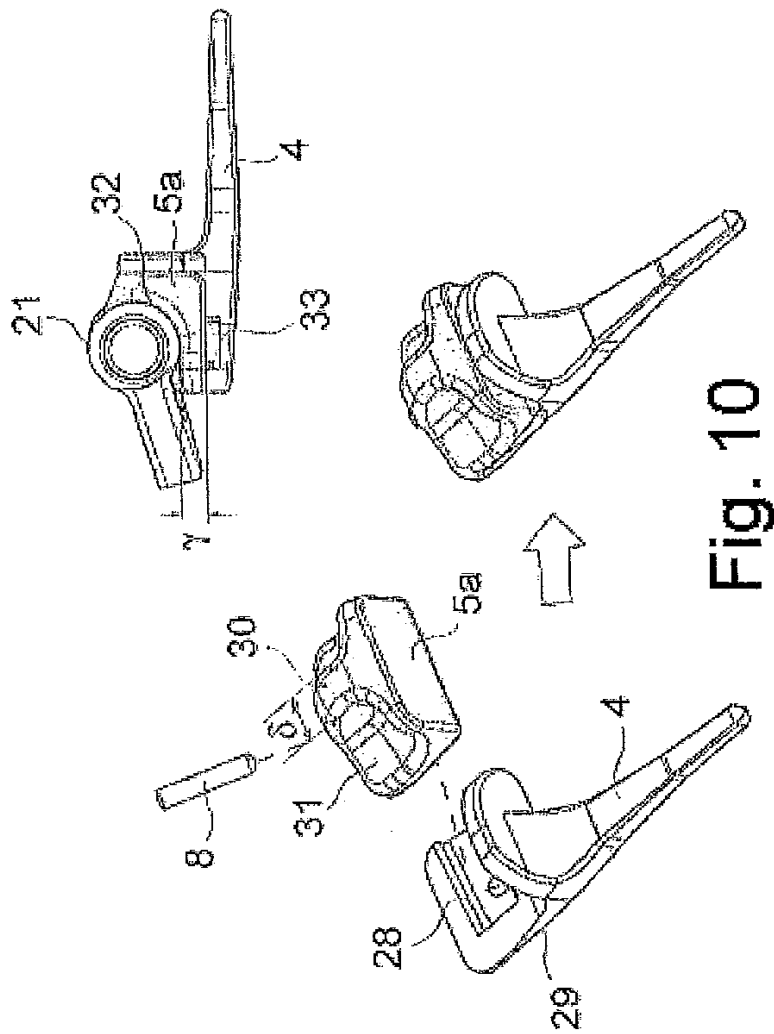


Fig. 10

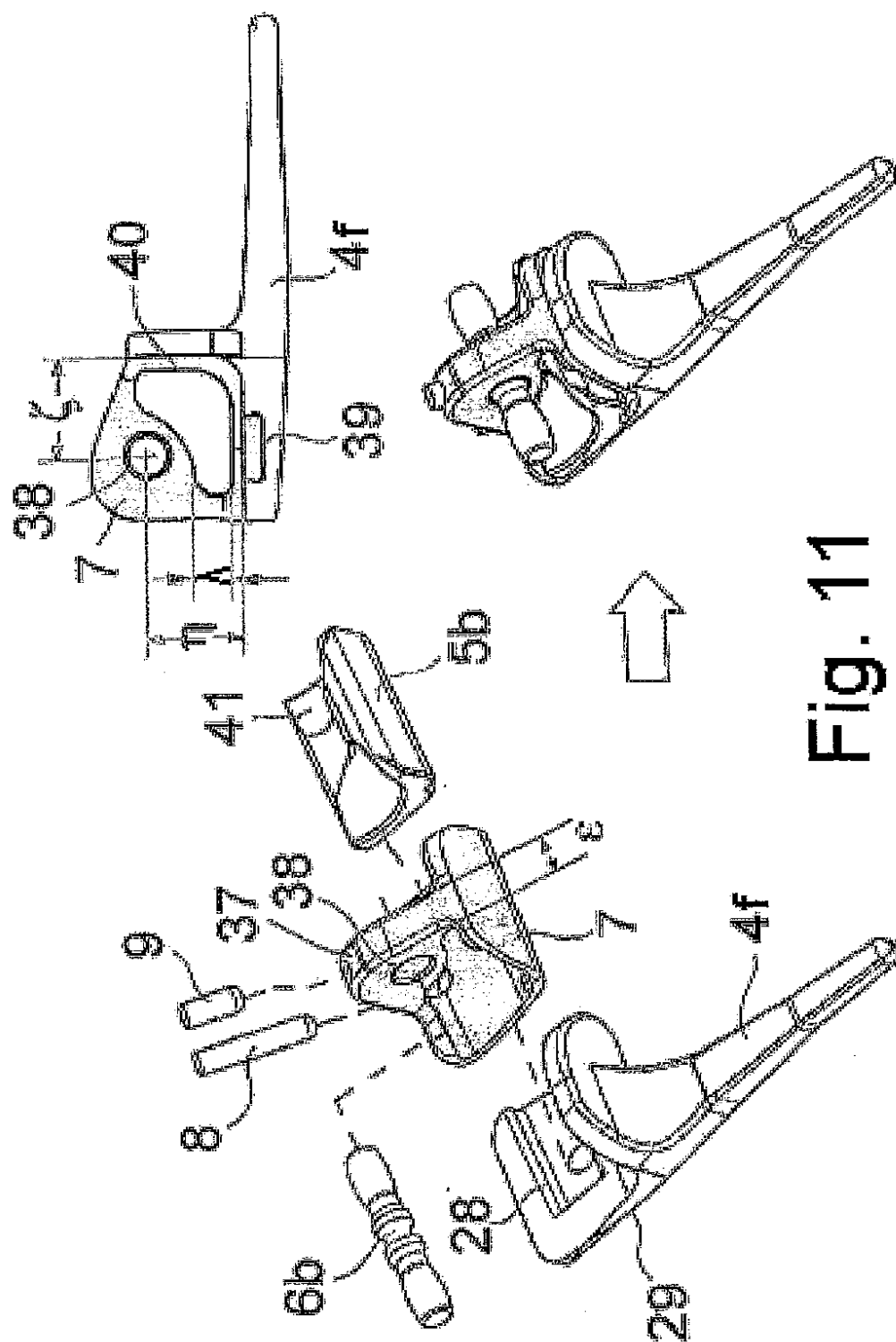


Fig. 11

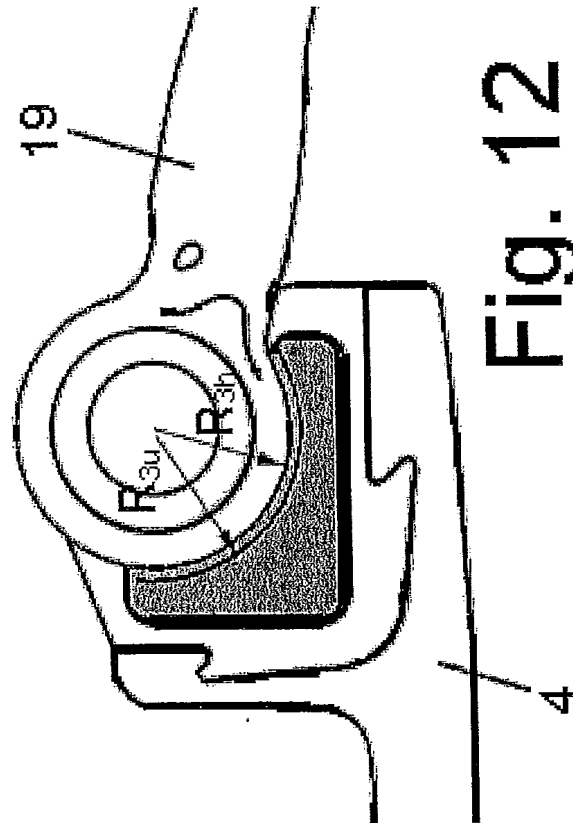


Fig. 12

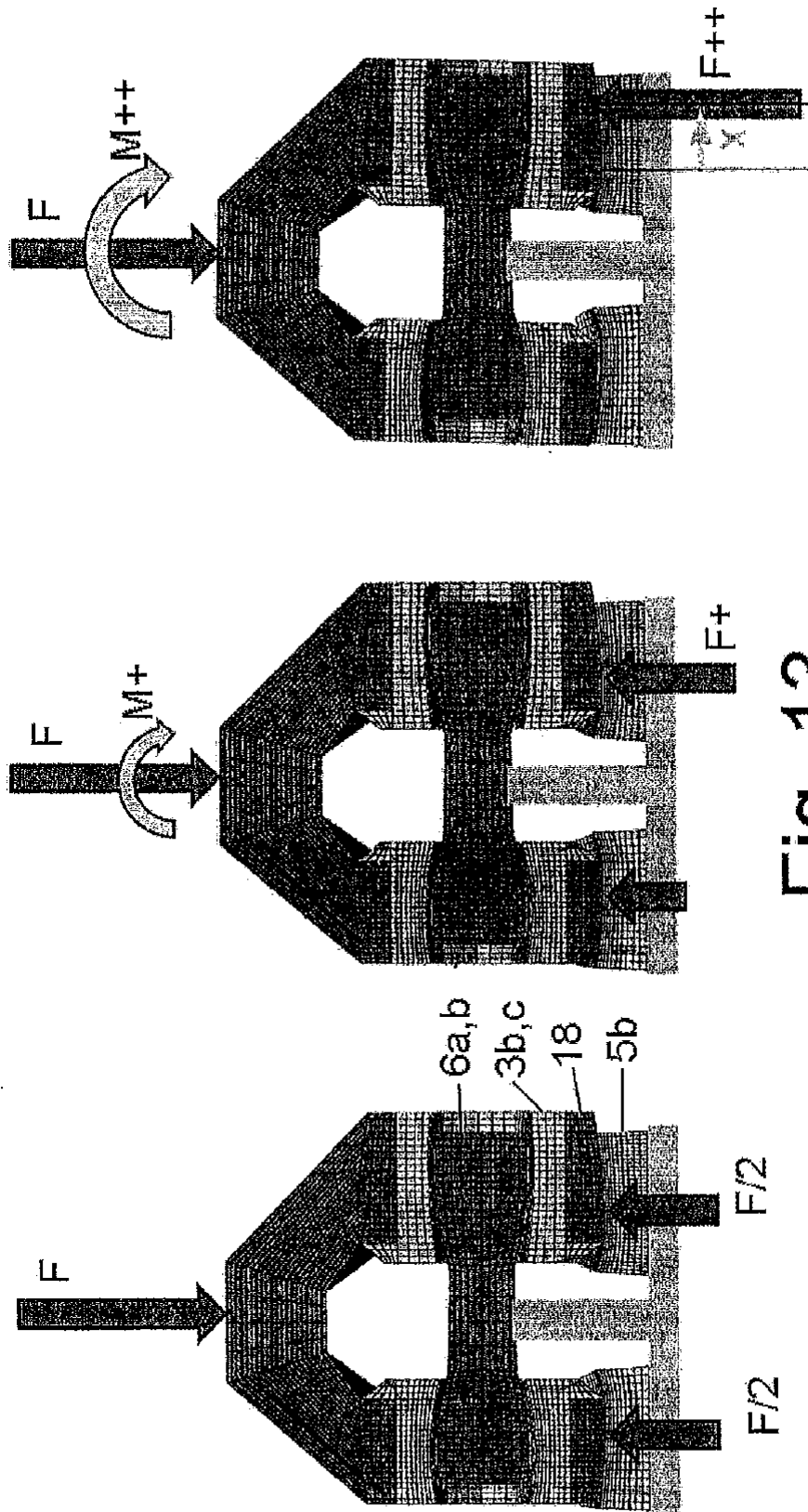


Fig. 13

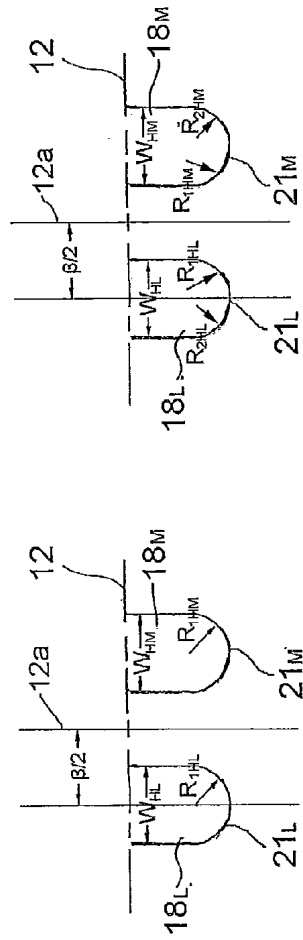


Fig. 14A

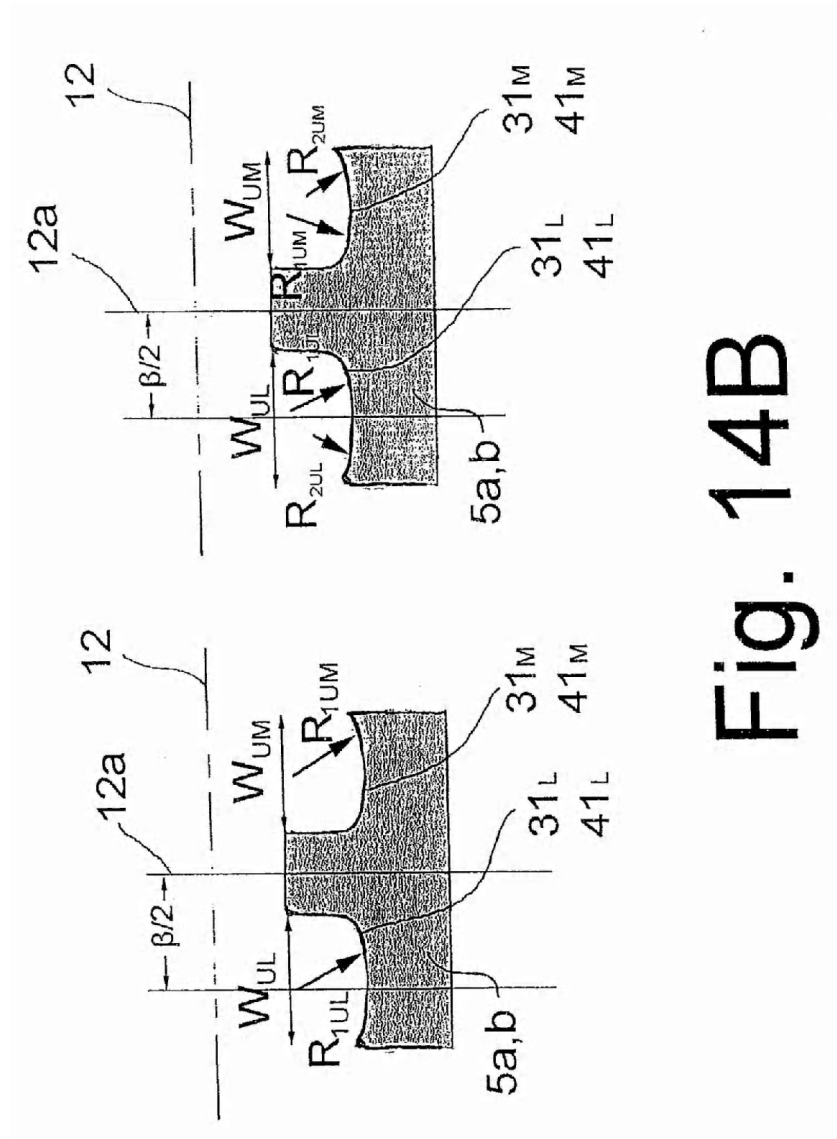


Fig. 14B

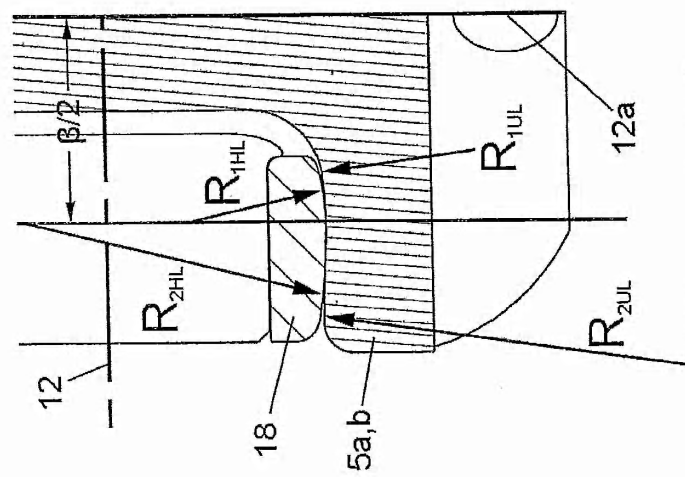


Fig. 14C

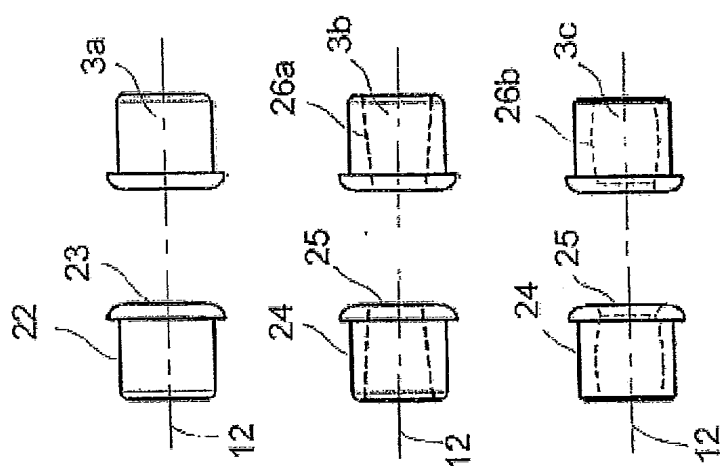


Fig. 15

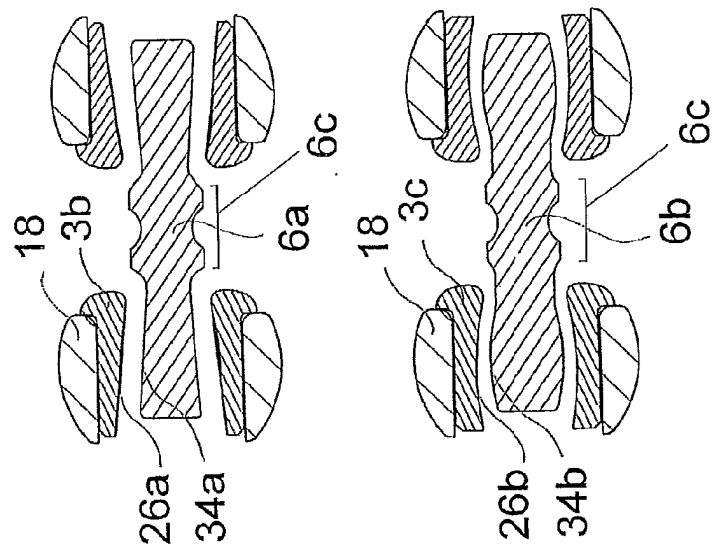


Fig. 16

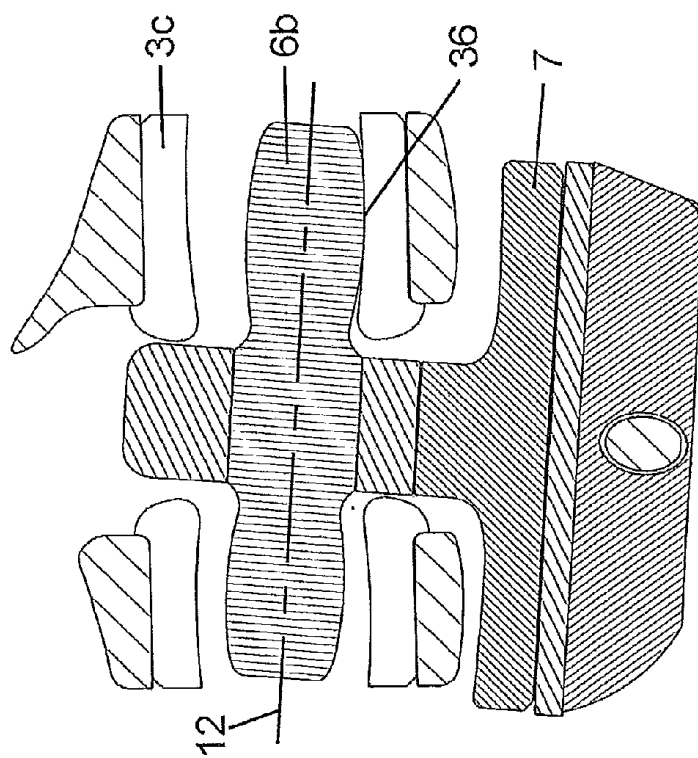


Fig. 17

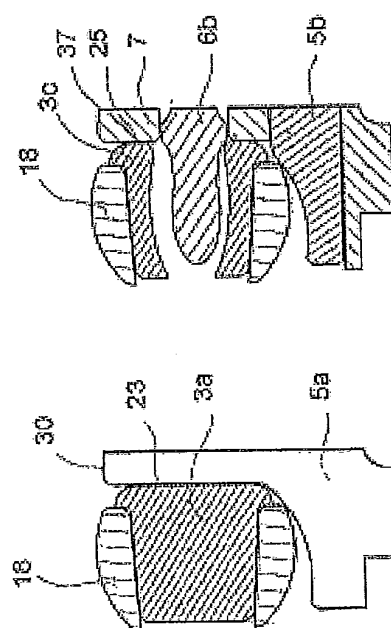


Fig. 18

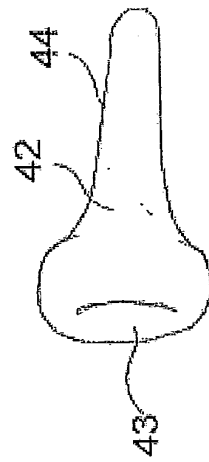


Fig. 19