



**República Federativa do Brasil**

Ministério do Desenvolvimento, Indústria,  
Comércio e Serviços

Instituto Nacional da Propriedade Industrial



**(11) BR 112018075272-0 B1**

**(22) Data do Depósito:** 06/06/2017

**(45) Data de Concessão:** 05/09/2023

---

**(54) Título:** MÉTODO E APARELHO DE SUBSTITUIÇÃO DE COTOVELO

**(51) Int.Cl.:** A61F 2/38.

**(30) Prioridade Unionista:** 06/06/2016 US 15/174,617.

**(73) Titular(es):** LIMACORPORATE S.P.A..

**(72) Inventor(es):** MICHELE PRESSACCO; NICOLA DEL NEGRO; ANDREA FATTORI; ROBERT N. HOTCHKISS; MARK P. FIGGIE; TIMOTHY M. WRIGHT; JOSEPH D. LIPMAN; DARRICK LO.

**(86) Pedido PCT:** PCT EP2017063691 de 06/06/2017

**(87) Publicação PCT:** WO 2017/211811 de 14/12/2017

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 06/12/2018

**(57) Resumo:** Aparelhos e métodos para a substituição total do cotovelo são fornecidos para permitir ao cirurgião a seleção intraoperativa de uma restrição ligada ou não-conectada, utilizando uma conexão localizada no corpo da haste ulnar (110) e / ou umeral (101). A modularidade adicional também permite a seleção de uma haste cimentada ou não cimentada como descrito aqui. A modularidade e ajustabilidade fornecem uma série de vantagens.

**MÉTODO E APARELHO DE SUBSTITUIÇÃO DE COTOVELO**Campo da Invenção

[001] A presente invenção se refere a juntas protéticas e, mais particularmente, a um sistema de implante de cotovelo que tem uma superfície articular concebida para deslocar progressivamente um ponto de contato entre os componentes para o exterior conforme a junta sofre rotação do varo / valgo e inclui ainda uma construção modular para permitir que o cirurgião possa selecionar componentes diferentes para o uso, dependendo da aplicação e / ou de observações particulares.

Antecedentes da Invenção

[002] A artroplastia da junta é o tratamento mais bem sucedido até agora para aliviar a dor e restaurar a função para pacientes que sofrem de artrite e outros problemas comuns destrutivos. Quadril e joelho são bastante comuns com mais de meio milhão de cada procedimento realizado anualmente nos E.U.A. A popularidade de artroplastia de quadril e joelho foi estabelecida pela eficácia e durabilidade destes tipos de próteses. Por exemplo, o registro nacional Australian relata taxas de revisão cumulativos de apenas 4% em sete anos para artroplastia total primária do joelho, enquanto o registro nacional sueco relata cumulativos superiores a 93% em 10 anos para artroplastia de quadril. Para a substituição total do cotovelo, os resultados não são tão bons, com relatórios do registro de artroplastia norueguês uma taxa de falha de 8% e 15% em 5 e 10 anos de acompanhamento, respectivamente.

[003] As duas principais indicações clínicas para

artroplastia total do cotovelo são a artrite reumatóide e artrite pós-traumático. Os dois tipos primários de substituição de cotovelo utilizados para tratar esses eventos artríticos são limitados e projetos sem restrições, também referida como ligados e não ligados, respectivamente. As substituições de cotovelo com ligações têm estabilidade intrínseca como os componentes do úmero e ulnar são mecanicamente ligados um ao outro, geralmente através de uma dobradiça. Alguns frouxidão existe para permitir um pequeno grau de varo e valgo, e movimentos de rotação interna-externos. Os componentes do úmero e ulnar em substituições de cotovelo não encadeadas, no entanto, não são mecanicamente ligados. Para estes implantes, o grau de movimentos rotacionais varus-valgus e interno-externos dependem principalmente da qualidade da integridade dos ligamentos e muscular.

[004] No passado, um cotovelo desassociada foi introduzida com um revestimento poroso nas superfícies de fixação dos componentes do úmero e ulnar. No entanto, um estudo mostrou que, de 32 artroplastias substituição cotovelo no grupo de teste (32 componentes do úmero não cimentadas, 4 componentes ulnar cimentado), apenas um deles apresentou um radiotransparente linha ao redor do componente do úmero após uma média de 3 anos de acompanhamento. Sem linhas radiolúcidas foram expostas ao redor dos componentes ulnar.

[005] Atualmente, existem vários dispositivos para substituição de cotovelo. O sistema *Coonrad-Morrey* de artroplastia total do cotovelo (TEA) emprega componentes ligados entre si, incluindo buchas de polietileno sobre os

componentes do úmero e ulnar através do qual um eixo de metal passa, e uma flange anterior no componente umeral usado em conjunto com o enxerto de osso para aumentar a torção e ântero-posterior estabilidade *in vivo*. Os componentes do úmero e ulnar são cimentadas no lugar. A dobradiça permite  $\pm 3,5^\circ$  de movimento varus-valgus, com a intenção de que a carga vai ser transferida para os tecidos moles antes max angulação é conseguido.

[006] Estudos recentes têm avaliado o sucesso dos TEAs Coonrad-Morrey e, em particular, um estudo avaliou 67 Coonrad-Morrey TEAs. Destes, 37 foram artroplastias primárias com uma taxa de sobrevivência de cinco anos, de 72%. Os restantes 30 foram artroplastia de revisão, que tiveram uma sobrevivência de 64% durante cinco anos. Outros estudos têm relatado sobrevivência de 51% e de quinze anos de sobrevivência de 24% de dez anos. Os resultados clínicos têm apenas competido da anca e do joelho substituição em doentes com menos ativos, tais como aqueles com artrite reumatóide. Para este grupo, sobrevivência do implante é cerca de 90% em cinco a dez anos.

[007] Um modo de falha relacionado com o implante com TEA Coonrad-Morrey é desgaste e deformação das buchas de polietileno, fazendo com que tanto a função da articulação, como a restrição da bucha de eixo diminui e osteólise secundário para a liberação de grandes quantidades de partículas de desgaste polietileno diminua. Estudos têm relatado evidências radiográficas de desgaste da bucha em três dos seis pacientes após menos de cinco anos, exigindo que os pacientes sejam submetidos a cirurgia de revisão. Da



mesma forma, outro estudo relatou desgaste da bucha, pois a causa da falha em dez pacientes, todos eles com necessidade de cirurgia de revisão, em média, cinco anos após a cirurgia. Um estudo mostrou que 1% dos seus pacientes necessitaram de cirurgia de revisão para uma troca de bucha isolada em uma média de oito anos após a sua TEA. Em ainda outro estudo, os componentes obtidos a partir de dezesseis cotovelos em catorze pacientes foram examinados e constatou que dano para as buchas de polietileno do úmero e ulnar foi quase universal com desbaste assimétrico e deformação plástica elíptica. O desgaste metálico sobre a haste de fixação do componente ulnar, consistente com o afrouxamento na interface implante-cimento, foi observado na maioria dos casos, ressaltando o problema adicional de afrouxamento asséptico em TEAs.

[008] O Discovery Elbow System da Biomet, Inc. é uma substituição de cotovelo total cimentada e ligada. A dobradiça tem uma forma de ampulheta para maximizar o contacto de superfície articular entre os componentes do úmero e ulnar. A ressecção óssea mínima mantém a integridade dos epicôndilos úmero. O dispositivo preserva o ligamento colateral ulnar.

[009] O Latitude Total Elbow Prosthesis da Tornier é substituição total do cotovelo modular cimentada. Este dispositivo está concebido para restaurar a cinemática normal da articulação do cotovelo criando um carretel modular que permite ao cirurgião ajustar o deslocamento central, posterior e anterior do eixo da articulação. Um segundo componente articular pode ser ligado ao componente ulnar converter de não revestido, ligado. O dispositivo também tem

um componente radial opcional. As limitações da utilização do LatITUDE incluem a dissecação completa do úmero distal que é necessária para a implantação dos componentes, o uso de múltiplos gabaritos para localizar o eixo da articulação natural que podem não estar presentes em um paciente com artrite reumatóide, tríceps limitados dividir a ganhar acesso ao canal ulnar, e o uso de componentes cimentados.

[0010] No entanto, nenhum destes dispositivos permitem a regulação da tensão intra-operatória do tecido mole. Para a condição desvinculado, dispositivos convencionais não fornecem para a restrição mecânica ao movimento varo / valgo. Seria desejável produzir um substituto do cotovelo, com uma superfície articular destinada a transferir gradualmente o ponto de contacto para o exterior à medida que mais movimento varo / valgo é iniciado, aumentando, assim, o momento de restabelecimento na articulação. Seria também desejável proporcionar um aparelho e métodos para a substituição total do cotovelo que permitem que um cirurgião para intraoperativamente selecionar um constrangimento ligado ou não ligado, acomodar cimentado ou fixação sem cimento, bem como ajustar a tensão do tecido macio da articulação.

[0011] Existe, portanto, uma necessidade para melhorar aparelhos e métodos de substituição cotovelo, que superam pelo menos uma das desvantagens do estado da técnica. Várias limitações e desvantagens das soluções e tecnologias convencionais serão evidentes para um técnico versado no assunto após a revisão da restante do presente pedido, com referência aos desenhos e descrição das concretizações que se

seguem, embora deva ser entendido que esta descrição da secção do "Antecedentes da invenção" relacionada não se destina a servir como uma admissão de que a matéria é descrita no estado da técnica.

#### Sumário da Invenção

[0012] Em conformidade com a presente invenção, aparelhos e métodos para a substituição total do cotovelo são fornecidos para permitir a um cirurgião para intraoperativamente selecionar uma restrição não ligada ou ligada através da utilização de uma ligação localizada sobre o corpo da haste ulnar e / ou umeral. A modularidade adicional também permite a seleção de uma haste cimentada ou sem cimento, como aqui descrita. A modularidade e ajustabilidade fornece um número de vantagens.

[0013] Em uma concretização, uma prótese de cotovelo inclui um componente de haste do úmero que tem uma extremidade distal e uma extremidade proximal. A prótese também inclui uma componente do úmero cômulo (cômulo) que tem uma extremidade distal e uma extremidade proximal, com a extremidade proximal do componente de cômulo umeral sendo adaptada para engatar anexável a extremidade distal do componente de haste do úmero. A extremidade distal do componente cômulo umeral inclui porções estendendo-se distalmente.

[0014] Um componente da haste ulnar é fornecido e tem uma extremidade distal e uma extremidade proximal. O componente de haste ulnar afunila a partir da extremidade proximal para a extremidade distal. O componente de apoio ulnar está adaptada para engatar anexável a extremidade

proximal do componente de haste ulnar e as porções que se estendem distalmente o componente de cômulo umeral.

[0015] Em outra concretização, uma prótese de cotovelo inclui um componente de haste do úmero e um componente cômulo umeral associado com o componente da haste do úmero. O componente cômulo umeral tem que se prolongar distalmente a porções que definem superfícies de rolamento cômulo. A prótese também inclui um componente de haste ulnar e um componente de apoio ulnar associado com o componente da haste ulnar. O componente de apoio ulnar tem superfícies de rolamento que receber e engatar as porções que se estendem distalmente o componente de cômulo umeral. Cada um dos cômulo superfícies de apoio e as superfícies de apoio do componente de apoio ulnar tem uma secção transversal num plano coronal que exhibe pelo menos dois raios diferentes, tais que varo ou valgo rotação do componente cômulo umeral em relação ao componente de apoio ulnar provoca um ponto de contato entre a superfície de apoio cômulo e as superfícies de apoio do componente de apoio se desloquem para fora ulnar (lateralmente).

[0016] Em outra concretização, uma prótese de cotovelo inclui um implante tendo uma haste umeral e uma parte cômulo umeral disposto em uma extremidade da haste. A porção cômulo umeral inclui porções estendendo-se distalmente. A prótese também inclui um componente de haste ulnar tendo uma extremidade distal e uma extremidade proximal. O componente de haste ulnar é afunilado a partir da extremidade proximal para a extremidade distal. Um componente de apoio ulnar que é um componente separado em relação ao

componente de haste ulnar está ligado de forma amovível à extremidade proximal do componente de haste ulnar e as porções que se estendem distalmente da porção côndilo umeral. Esta modularidade do implante ulnar permite uma haste ulnar comum para ser usado com um componente de apoio ulnar que é qualquer um de um tipo ligado ou um tipo não ligados.

[0017] Estes e outros aspectos, características e vantagens serão aparentes a partir dos desenhos e descrição de certas concretizações da invenção que acompanham. Os desenhos, que são incorporados e constituem uma parte deste relatório descritivo, ilustram concretizações da presente matéria e, em conjunto com a descrição, servem para explicar os princípios da presente descrição.

[0018] Os vários aspectos e características descritas no presente relatório descritivo podem ser aplicados, individualmente, sempre que possível. Estes aspectos individuais, por exemplo, os aspectos e características descritas nas reivindicações dependentes em anexo podem ser submetidos de pedidos de patentes divisionais.

[0019] Note-se que qualquer coisa encontrada para já ser conhecido durante o processo de patenteamento não é entendida a ser reivindicado e ser objeto de um aviso.

#### Breve Descrição dos Desenhos

[0020] Algumas concretizações exemplificativas da invenção estão representadas nas figuras seguintes, em que:

[0021] A FIG. 1 proporciona uma vista em perspectiva de um ilustrativo modular, dispositivo de substituição de cotovelo não ligado, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0022] A FIG. 2 proporciona uma vista em perspectiva de um ilustrativo modular, dispositivo de substituição cotovelo ligado de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0023] A FIG. 3A proporciona uma vista em perspectiva de um componente ilustrativos não-modular não cimentado do úmero, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0024] A FIG. 3B proporciona uma vista em perspectiva de um não-modular cimentada componente do úmero, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0025] A FIG. 3C proporciona uma vista em perspectiva de um componente do úmero não cimentada com recesso lateral, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0026] A FIG. 4 proporciona vistas em perspectiva de uma manga umeral não cimentada, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0027] A FIG. 5 proporciona uma vista em perspectiva de um componente modular, o côndilo umeral em de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0028] A FIG. 6 proporciona uma vista em perspectiva, um design alternativo haste não cimentadas modular do úmero, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0029] FIG. 7 apresenta uma vista em perspectiva de um componente de articulação ulnar-ajustável no estado de ligada, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0030] A FIG. 8 proporciona uma vista em perspectiva de uma alternativa, não cimentadas concebido da haste ulnar,

de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0031] A FIG. 9 proporciona uma vista em perspectiva de um componente de articulação ulnar-ajustável no estado de não ligados de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0032] A FIG. 10 proporciona uma vista em perspectiva de uma haste ulnar e rolamento ulnar não ligados de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0033] A FIG. 11 proporciona uma vista em perspectiva de uma haste ulnar, rolamento ligado ulnar, e alojamento de chumaceira ulnar ligado de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0034] A FIG. 12 ilustra as diferenças na geometria articular entre os côndilos do úmero e superfícies ulnar rolamento de acordo com algumas concretizações da matéria revelada.

[0035] A FIG. 13 ilustra uma mudança no ponto de contacto na articulação como momento externa é aplicada de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0036] FIG. 14A ilustra as diferenças na geometria articular dos côndilos do úmero, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0037] FIG. 14B ilustra as diferenças na geometria articular das superfícies de apoio ulnar de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0038] FIG. 14C ilustra a articulação entre os componentes do úmero e ulnar, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0039] FIG. 15 proporciona uma vista em perspectiva

de uma tampa de orifício da bucha e buchas, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0040] A FIG. 16 proporciona uma vista em corte de um bucha do úmero e do eixo, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0041] A FIG. 17 proporciona uma vista em corte de uma articulação do cotovelo no estado de varo e valgo, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada,

[0042] A FIG. 18 proporciona uma vista em corte, ilustrando a articulação da tampa orifício da bucha e buchas da FIG. 15, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada, e

[0043] A FIG. 19 proporciona uma vista em perspectiva de um componente radial da cabeça de acordo com algumas concretizações da matéria revelada.

[0044] A FIG. 20 proporciona uma vista em perspectiva de um dispositivo de substituição cotovelo modular ilustrativo de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0045] A FIG. 21 proporciona uma vista em perspectiva de um corpo côndilo umeral de um dispositivo de substituição cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0046] A FIG. 22 proporciona uma vista em perspectiva de um dispositivo de substituição cotovelo modular ilustrativo de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0047] A FIG. 23 proporciona uma vista em perspectiva de um ilustrativo modular, dispositivo de substituição



cotovelo ligado de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0048] A FIG. 24 proporciona uma secção transversal de um dispositivo de substituição cotovelo modular ilustrativo de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0049] A FIG. 25 proporciona uma vista ampliada da FIG. 24;

[0050] A FIG. 26 proporciona uma vista em planta de topo de um corpo côndilo umeral de um dispositivo de substituição cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0051] A FIG. 27 proporciona uma vista em perspectiva de um corpo côndilo umeral de um dispositivo de substituição cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0052] A FIG. 28 proporciona uma vista em plano de topo de uma haste do úmero de um dispositivo de substituição cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0053] A FIG. 29 proporciona uma vista em perspectiva de um corpo cubital de um dispositivo de substituição cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0054] A FIG. 30 proporciona uma vista em perspectiva de uma haste de um cotovelo ulnar modular do dispositivo de substituição, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0055] A FIG. 31 proporciona uma vista em plano de

topo de uma haste cubital de um dispositivo de substituição cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0056] A FIG. 32 proporciona uma secção transversal de um dispositivo de substituição cotovelo modular ilustrativo, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada;

[0057] A FIG. 33 proporciona uma vista em perspectiva de um sistema de prótese anatômica obtido por um dispositivo de substituição de cotovelo modular de acordo com algumas concretizações da matéria revelada.

#### Descrição Detalhada de Concretizações Exemplificativas

[0058] Referência será feita agora em detalhe às várias concretizações da invenção, um ou mais exemplos da qual são ilustrados nas figuras. Dentro da seguinte descrição dos desenhos, os mesmos números de referência referem-se aos mesmos componentes. Em geral, somente as diferenças em relação a concretizações individuais são descritas. Cada exemplo é proporcionado pela forma de explicação da presente invenção e não se entende como uma limitação do invento. Por exemplo, as características ilustradas ou descritas como parte de uma concretização podem ser usadas no ou em conjunto com outras concretizações para produzir ainda uma outra concretização. Pretende-se que a presente invenção inclua tais modificações e variações.

[0059] Aparelho e métodos para a substituição total do cotovelo, tal como aqui descrito permite a um cirurgião intraoperativamente selecionar uma restrição ligada ou não ligada, utilizando uma ligação localizada sobre o corpo da

haste ulnar e / ou umeral. O sistema de cotovelo podem ser quer de um tipo ligado ou não ligado, em que um componente do úmero qualquer um deles pode ser ligado a um componente ulnar ou eles podem ser ligados e livres de fixação. A modularidade adicional também permite a seleção de uma haste cimentada ou sem cimento, como aqui descrito.

[0060] Uma substituição cotovelo total modular, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada é mostrado em suas versões não ligada e ligada nas Figuras 1 e 2, respectivamente.

Configuração de componentes do úmero Não-modular, não-cimentada

[0061] Em algumas concretizações da matéria revelada, o componente do úmero 19a pode ser não modular e não cimentado como ilustrado na Figura 3A. Nesta geometria, a haste proximal 1a é um cilindro curvo. A extremidade proximal da haste 1a tem uma forma de ponta de bala 1b para melhorar a distribuição da carga sobre o osso. A geometria da porção média 1c do componente do úmero 19a curva anteriormente para aproximadamente seguir anatomia normal do úmero. A geometria da porção média 1c tem uma concavidade posterior 1d que interage com fossa olecrano e uma convexidade anterior 1e criando uma seção transversal semelhante a bifurcação, e é afunilada medial-lateral para transferir a carga para o úmero como distalmente quanto possível. A superfície externa da porção média 1c pode ser revestida com pulverização de plasma ou pode incluir metal poroso fornecido por aditivo de fabricação e, possivelmente, hidroxiapatita para promover a fixação sem cimento para ossos. A extremidade distal do

componente umeral 19a possui dois corpos que se estendem (côndilo médio 18M e lateral 18L) que são separados por distância  $\beta$  como se mostra na Figura 3B. Na maioria dos casos, 18<sub>M</sub> terá uma largura maior ( $L_{Mh}$ ) do que 18<sub>L</sub> ( $L_{Lh}$ ) (Figura 14A), a melhoria da transferência de carga no lado medial. O côndilo médio 18M e côndilo lateral 18L têm superfícies convexas 21<sub>mL</sub>, que contacta ulnar desassociada côncava correspondendo tendo rolamento ulnar 5a e 5b ligado. O contacto não está em conformidade. Os côndilos 18M, L cada um tem um orifício cilíndrico 17 que compartilha um eixo 12 (o eixo da articulação do implante) que podem ou não ser perpendicular ao eixo longo da extremidade proximal do componente do úmero 19a.

[0062] Os orifícios 17 aceitam qualquer bucha de pressão por encaixe do úmero 3b, c ou bucha tampas dos orifícios 3a. O componente umeral 19a pode ter um ângulo de transporte embutido como mostrado na Figura 3B. O componente umeral 19, pode ter orifícios de sutura 16 (Figuras 3 A e 3C) no lado medial e lateral para a ligação de tecido / osso macio. No aspecto postero-lateral da porção média geometria 1C adjacente ao côndilo 18L, pode haver uma cavidade 27 para conter quaisquer fragmentos ósseos laterais causadas por uma fratura avulsão por exemplo. O recesso 27 vai proteger a fixação dos ditos fragmentos a partir de cargas de cisalhamento quando usado em conjunto com as suturas que passam através de orifícios de sutura 16. Será apreciado que a pulverização de plasma ou o revestimento poroso em torno de orifícios de sutura 16, o recesso 27, e na geometria da porção media lc como pode ser visto nas regiões sombreadas na

Figura 3C irão promover o crescimento ósseo.

Configuração do componente umeral cimentado, não-modular

[0063] Em algumas concretizações da matéria revelada, o componente do úmero 19b, como pode ser visto na Figura 3B, pode ser cimentado no osso. A forma da extremidade distal do componente 19b pode ser idêntico ao componente 19a. O formato da região cimentado do componente umeral 19b pode ser semelhante a concretizações mostradas na Figura 3 A, mas pode ser reduzida em tamanho para criar espaço para o cimento (por exemplo, ~ 1 a 2 mm de espessura do manto de cimento), têm uma forma retangular ou de seção transversal triangular para a estabilidade de rotação, e ter um raio de 20 em respectivos cantos para reduzir o stress no cimento ósseo. Não há revestimento poroso sobre o componente cimentada.

Luva umeral

[0064] Em algumas concretizações da matéria revelada, a geometria da porção média 1c do componente umeral 19a pode ser substituído com uma luva umeral 13, como ilustrado na Figura 4. A luva tem uma geometria interna 14 que encaixa com o corpo 10. A superfície exterior 15 da luva 13 pode ser revestida com pulverização de plasma ou podem incluir metal poroso fornecido por aditivo de fabricação e, possivelmente, hidroxiapatita para promover a fixação sem cimento para ossos. A seção transversal exterior transversal da luva 13 tem uma concavidade posterior 13a que interage com fossa olecrano e uma convexidade anterior 13b criando uma viga para melhorar o contato do implante-osso, e é afunilada medial-lateral para transferir a carga para o úmero como distalmente quanto possível. O sistema de substituição de cotovelo pode

incluir um número de luvas umerais de diferentes geometrias, de tal forma que o cirurgião pode selecionar a luva mais adequada para a anatomia intramedular do paciente. A luva 13 pode ter orifícios de sutura 16 para permitir a um cirurgião para passar suturas através do implante para prender tecidos moles para o implante, proporcionando, assim, a estabilidade da articulação adicional. A luva 13 pode ser usada com o componente umeral modular ou não modular.

#### Configuração do componente umeral modular

[0065] Uma concretização alternativa para um *design* de componentes umerais não cimentados e cimentados é ilustrado na Figura 4, de acordo com algumas concretizações da matéria revelada. Os componentes cômulo umeral 2 acopla com o corpo umeral 11 que se estende a partir da haste do úmero 1, estabelecendo, assim, a modularidade em ambos os sistemas de cotovelo ligados e não ligados. A extremidade distal do componente 2a tem uma geometria idêntica à da extremidade distal do componente umeral 19b, tal como ilustrado na Figura 5. O sistema de cotovelo não ligado também pode usar um componente cômulo umeral 2b, que é idêntico ao componente 2a, exceto que não têm o orifício cilíndrico 17. O componente 2 pode ter um ângulo de transporte embutido  $\alpha$ .

[0066] O componente cômulo umeral 2 pode ter orifícios de sutura 16 (Fig. 3C) sobre o medial e lateral para a ligação de tecido / osso macio. No aspecto postero-lateral do componente 2 adjacente ao cômulo 18L, pode haver uma cavidade 27 para conter quaisquer fragmentos ósseos laterais. Será apreciado que de pulverização de plasma ou o

revestimento poroso em torno dos orifícios de sutura 16, recessos 27, e do componente 2 como visto nas regiões sombreadas na Figura 3C irão promover o crescimento ósseo.

[0067] O sistema de substituição de cotovelo pode ter componentes cômulo do úmero 2 de várias geometrias deve o cirurgião deseja ajustar o ângulo de carga, a restrição, e / ou as geometrias condilares. A haste umeral 1 pode ser cimentada, tal como ilustrado na Figura 6, com um cilindro curvo haste proximal 1a, ponta da bala 1b, uma geometria porção média 1c que é de pulverização de plasma revestidos ou dotados de metal poroso por aditivo de fabricação, e um corpo que se prolonga distalmente 11 para o acoplamento com o componente de cômulo 2. Do mesmo modo, a geometria de porção média 1c pode ser substituída com luva umeral 13, como ilustrado na Figura 4. A haste umeral 1 também pode ser cimentada com uma forma retangular ou de seção transversal triangular para a estabilidade rotacional, e têm raios nos respectivos cantos para reduzir o stress no cimento ósseo. Além disso, a modularidade no que se estende do corpo 11 permite a revisão, sem a necessidade de remover uma haste umeral bem fixa 1 do canal ósseo deve, por exemplo, as superfícies condilares ser desgastados ou danificadas.

[0068] A modularidade dos componentes do implante do úmero permite, assim, um cirurgião para trocar e combinar uma haste do úmero com uma porção cômulo umeral. Com base nesta característica, um hospital pode predominantemente estocar um modelo de uma haste umeral e uma variedade mais ampla de porções de cômulo umeral ou vice-versa. Isto permite uma maior economia por ser capaz de estocar menos componentes,

bem como oferecendo maior versatilidade, bem como permitir menos componentes a ser potencialmente usado desde um tronco implantado permanecer no local, enquanto apenas o componente de rolamento é substituído.

#### Configuração de articulação do componente ulnar ajustável

[0069] Tal como ilustrado nas Figuras 7 e 8, uma haste de articulação ajustável ulnar não cimentada 4 tem uma haste distal 4b que tem uma forma cônica e termina com uma forma de ponta de bala 4c para melhorar a distribuição da carga sobre o osso. A porção média do corpo 4a tem um medial / lateral e anterior / posterior e proximal cunha / distal e é aproximadamente pentagonal em secção transversal 4d onde os vértices interagem com o processo coronoide para proporcionar estabilidade rotacional. O corpo proximal tem uma grande superfície posterior plana 4e para resistir a momentos de rotação adicionais sobre o eixo da haste. O corpo proximal 29 da haste ulnar 4 tem um mecanismo de captação deslizante 28 que interage com um rolamento ulnar desassociado 5a (Fig. 1) ou um alojamento ulnar de chumaceira 7 ligado (Fig. 2) introduzido a partir de aproximadamente uma direção medial e / ou lateral, que estabelece a articulação ajustável.

[0070] O mecanismo de captura 28 permite a seleção de tamanho adequado do componente, revisão de componentes gastos e / ou facilita a conversão entre os componentes não ligados e ligados, conforme necessário. No estado não ligados, tal como ilustrado na Figura 9, o mecanismo de captura 28 interage com acoplamento apresentam 33 (Fig. 10) no rolamento ulnar não ligado 5a. No estado ligado, o mecanismo de captura 28 interage com acoplamento 39 presente no rolamento do



alojamento ulnar ligado 7 (Fig. 11).

[0071] Tal como aqui utilizado, o componente de apoio ulnar termo inclui, pelo menos, um rolamento ulnar que está configurado para receber e engatar as porções que se estendem distalmente (côndilos) do componente condílye umeral. Tal como aqui descrito, o componente de apoio ulnar pode ser de uma configuração não ligados ou ligados. No caso de uma configuração não ligados, o rolamento ulnar pode engatar directamente a haste ulnar. No caso de uma configuração associada, o componente de apoio ulnar pode incluir um outro membro (habitação ou substrato) que suporta o rolamento ulnar e está adaptado para engatar a haste ulnar.

#### Componente de rolamento ulnar não-ligado

[0072] Um rolamento ulnar não ligado 5a, tal como ilustrado na Figura 10, por exemplo, tem um elemento de engate 33, que interage com o mecanismo de captação deslizante 28 da haste ulnar 4 e que pode ser inserido a partir de aproximadamente direção medial e / ou lateral. O rolamento 5a pode ser rigidamente bloqueado para a haste 4, utilizando, por exemplo, um componente de bloqueio 8. O rolamento ulnar não ligado 5a tem duas superfícies côncavas  $31_{M,L}$  que se articulam com os côndilos do úmero convexas 18, a L-  $31_M$  superfície medial pode ter uma maior largura ( $W_{MU}$ ) de  $31_L$  superfície lateral ( $W_{LU}$ ) (Fig. 14B), a melhoria da transferência de carga no lado medial. A articulação é não-conformidade. O rolamento 5a também tem um poste central 30 que fornece estabilidade medial-lateral e uma face articular levantada distal 32 para resistir à deslocação posterior do cúbito em flexão (Figs. 9 e 10). O poste 30 pode ser

retangular ou em forma trapezoidal. A articulação-ajustabilidade de haste ulnar 4 permite que um cirurgião para selecionar rolamento ulnar 5a de diferentes tamanhos / opções definidas por pós  $\delta$  espessura e / ou tendo  $\gamma$  espessura para ajuste intra-operatória do grau de restrição, e / ou vários alinhamentos de pós para ajustar o ângulo de transporte. O rolamento ulnar 5a não ligado pode ser feito de um material de baixo atrito, por exemplo, polietileno de peso molecular ultra-elevado (UHMWPE).

#### Componente de rolamento ulnar ligado

[0073] Um alojamento de rolamento ulnar ligado 7, tal como ilustrado na Figura 11, tem uma característica de recepção 39 que interage com o mecanismo de captação deslizante 28 da haste ulnar 4. O alojamento 7 tem um poste central 37 que fornece estabilidade medial-lateral do sistema de cotovelo ligado. A caixa 7 tem uma primeira abertura 40 para aceitar um 5b rolamento ulnar ligados a partir de um medial e / ou direcção lateral. O rolamento ulnar ligado 5b tem duas superfícies côncavas  $41_{M,L}$  que se articulam com os côndilos do úmero convexas 18, L-A superfície medial  $41_H$  pode ter uma largura maior ( $W_{M_L}$ ) do que a superfície lateral,  $41_L$  ( $W_m$ ) (Fig- 14B), melhoria da transferência de carga no lado medial. A articulação é não-conformidade. O rolamento 5b pode ser rigidamente bloqueado para posto central 37, utilizando, por exemplo, um componente de travamento 8, ou actua como uma plataforma deslizante com respeito ao posto central 37. Se o rolamento 5b precisam de ser substituídos, isto pode ser removido a partir de uma direcção medial ou lateral. O rolamento ulnar 5b ligado pode ser feito de um material de

baixo atrito, por exemplo, polietileno de peso molecular ultra-elevado (UHMWPE). O sistema de substituição cotovelo oferece várias opções de alojamento. A espessura  $\epsilon$  de pós e / ou opções de rolamento X espessura permitir o ajustamento intra-operatória do grau de restrição. O poste 37 tem uma segunda abertura 38 para o eixo 6. A localização da opção de orifício de eixo 38 permite ao cirurgião ajustar o deslocamento do eixo de articulação 12. O eixo 6 ântero-posterior  $\eta$  e / ou superior- $\zeta$  inferior pode ser montado a partir da medial e / ou direcção lateral para o poste central 37 *in vivo*. O eixo 6 pode ser rigidamente bloqueado a estrutura 7, utilizando, por exemplo, um componente de travamento 9. A porção central 6c do eixo que coincide com alojamento 7 pode ter uma seção transversal em forma de D para evitar a rotação em torno do eixo comum 12. A porção central 6c pode ter um batente para evitar que a porção central de avançar para além do poste central 37. as extremidades 34 do eixo articulado com os diâmetros interiores das buchas do úmero 3 b,c.

[0074] A haste ulnar cimentada 4f (Figura 1 1) vai ter uma forma semelhante à do componente ulnar não cimentado 4 (Figura 8) proximal, mas pode ter uma seção transversal retangular ou triangular com arestas arredondadas na parte média 4a e parte distal 4b e ser reduzida em tamanho para criar espaço para o cimento (por exemplo, ~ 1 a 2 mm de espessura do manto de cimento).

#### Articulação não conforme entre componentes de rolamentos umeral e ulnar

[0075] A articulação entre os côndilos do úmero 18M,

$G^m$  & ulnar rolamentos 5a, b não está em conformidade completamente no plano sagital ( $R_{3h} < R_{3u}$ ) como ilustrado na Figura 12. A razão entre  $R_{3h} / R_{3u}$  é de aproximadamente 0,95.

[0076] A articulação entre o cõndilos do úmero 18M, L um rolamentos d ulnar 5a, b no plano coronal não é completamente conforme como pode ser visto nas Figuras 13 e 14C. A articular cõndilo umeral superfícies  $21_m$ , L tem um eixo principal de rotação, tal como definido pelo eixo de articulação 12, como visto nas Figuras 14A, B, C. A superfície articular  $21_L$  é criado pela rotação de uma única Rihl raio em torno do eixo 12, criando uma superfície convexa. Assim, em uma concretização, a superfície articular  $21_L$  e  $21M$  pode ser definido pelo mesmo raio (ou seja,  $RI_{HL} = HM$ ) (ver Figura 14A).

[0077] Uma concretização alternativa da superfície articular  $21_L$ , como ilustrado nas Figuras 14A e 14C, de forma semelhante tem um eixo principal, mas em vez disso tem dois diferentes raios  $R_{1HL}$  (próximo 12a da linha média) e  $R_{2HL}$  (longe a mediana 12a) que tangencialmente encontram-se em uma distância  $p/2$  longe da linha média 12a. Raios  $R_{1HL}$  e  $R_{2HL}$  são revolvidos em torno do eixo comum 12 para criar uma superfície convexa. Em outras palavras, a superfície de apoio ( $21_L$  articular superfície,  $21_m$ ) de cada cõndilo 18M, L é definido por pelo menos dois raios diferentes. Nas figuras, o raio  $RI_{HL}$  representa um raio (medial) interior do cõndilo lateral, 18L, enquanto raio  $R_{2HL}$  representa um raio exterior (lateral) do cõndilo lateral 18L- Da mesma forma, o raio  $R_{1m}$  representa um interior (medial) de raio a 18M cõndilo médio,

enquanto raio  $R_2$  HM representa um raio exterior (lateral) do côndilo médio 18M- será, por conseguinte, assim, ser apreciado que os raios da 18M côndilos, L no centro do implante são diferentes do que o raio em os exteriores (lateral) com bordas dos respectivos côndilos (bordas laterais do implante).

[0078] A largura medial-lateral dos côndilos 18M e 18L são definidos por WHM e WHL, respectivamente. A superfície articular medial  $21_H$  pode não ser equivalente à superfície articular  $21_L$  lateral. Quando as seguintes condições: o raio  $R_{1HM}$  não ser igual a  $R_{1HL}$ , raio  $R_2$  HM não ser igual a  $R_2$  HL, e / ou WHM não é igual a WHL-  $31_L$  superfície articular,  $41_L$  é criado através da rotação de um único raio RHJL em torno do eixo 12, a criação de uma superfície côncava (Fig. 14B). Assim, em uma concretização, a superfície articular  $31_L$  e  $31_M$  (e  $41_L$  e  $41_M$ ) pode ser definido pelo mesmo raio (ou seja,  $R_{1UL} = R_{1UM}$ ) (ver Figura 14B).

[0079] Uma concretização alternativa da superfície articular  $31_L$ ,  $41_L$ , como ilustrado nas Figuras 14B e 14C, tem em vez de dois raios diferentes  $R_{1UL}$  (12a próximo da linha média) e  $R_{2UG}$  (longe da linha média 12a) que são revolvidos em torno do eixo comum 12 para criar uma superfície côncava. Nas figuras, o raio RHJL representa um raio interno (medial) da superfície lateral  $31_L$ ,  $41_L$ , enquanto que o raio  $R_2$  UL representa um raio exterior (lateral) da superfície lateral  $31_L$ ,  $41_L$ . Da mesma forma, o raio  $R_{1UM}$  representa um (medial) raio interno da superfície medial  $31_M$ ,  $41_M$ , enquanto raio  $R_2$  UM representa um raio exterior (lateral) da superfície medial

31<sub>M</sub>, 41<sub>M</sub>. Será, portanto, assim, ser apreciado que os raios da superfície de 31<sub>m</sub>, G e 41<sub>m</sub>, G, no centro do implante são diferentes do que os raios nos bordos exteriores dos respectivos côndilos (bordas laterais do implante).

[0080] A largura medial-lateral de superfícies 31<sub>M</sub> e 41<sub>M</sub> é definida por WUM- A largura medial-lateral de superfícies 3 e 41<sub>L</sub> Ele é definida por WUL- O superfícies articulares medial 31<sub>M</sub> e 41<sub>M</sub> pode não ser equivalente ao articular superfícies laterais 31 e 41<sub>M</sub>, respectivamente, quando existem as seguintes condições: raio RIUM não ser igual a Riul ? raio R<sub>2</sub> tem a UM não ser igual a R<sub>2</sub> UL, e / ou WUM não é igual WUL- como os dois côndilo umerais 18 pivôs concretização cerca de raios respectiva superfície de apoio dois raios ulnar 31,41 com um momento externo aplicado, como pode ser visto nas as Figuras 13 e 14C, o ponto de contato na respectiva articulação desloca para o exterior (fora da linha média 12a), desse modo aumentando gradualmente o momento de restabelecimento.

[0081] A superfície articular 31<sub>M,L</sub> do rolamento ulnar não ligado 5a são muito semelhantes a superfície articular 41<sub>M,L</sub>. O rolamento não ligado 5a, no entanto, tem uma face distal elevada 32, como visto na Figura 9, e estende-se ainda superiormente do que o rolamento ligado 5b. Como resultado, a concavidade abre nestas regiões que se estendem para aumentar a amplitude de movimento da articulação do cotovelo.

[0082] Deste modo, a articulação entre os côndilos do úmero 18<sub>M</sub>, G e rolamentos ulnar 5a, b no plano coronal não é completamente conformes como ilustrado nas Figuras 13 e 14C. As razões de R<sub>1HL</sub>/R<sub>1UL</sub>, R<sub>1HM</sub>/R<sub>1UM</sub>, R<sub>2HL</sub>/R<sub>2UL</sub>, e R<sub>2HM</sub>/R<sub>2UM</sub> são

aproximadamente 0,85 - 0,98.

[0083] Deve entender-se que a seta superior da Figura 13 descreve uma força de compressão aplicada (F) através da junta, e as setas inferiores 2 descrevem a força de reação de unir ( $F / 2$ ). Como um momento varo (M +) (representado pela primeira seta curva) é aplicada, a força de reação de unir ( $F +$ ) torna-se maior no lado medial (seta mais inferior) do que o lado lateral (seta inferior mais curto). Como um maior momento varo (M ++ ) (representada pelo segundo seta curva) é aplicada, a força de reação de unir ( $F ++$ ) é completamente sobre o lado medial criação de lift-off no lado lateral. Além disso, a localização do contacto de força de reação de unir ( $F ++$ ) e se desloca para o exterior distância X como R? Rolos HL para R<sub>2</sub> UL como indicado na figura mais à direita da Figura 13.

[0084] Assim, de acordo com uma concretização da presente invenção, as superfícies de apoio dos côndilos do úmero 18<sub>M</sub>, L e rolamentos ulnar 5a, b são não toroidal em forma como em modelos convencionais, mas em vez disso, cada uma das superfícies de apoio associadas tem uma cruz-section num plano coronal que exhibe pelo menos dois raios diferentes. Esta construção proporciona um deslocamento ou a migração de contacto (no sentido lateral) entre os dois componentes de acoplamento, durante o movimento entre os dois componentes e proporciona as vantagens aqui descritas.

#### Buchas do úmero para configuração ligada

[0085] A bucha do úmero 3b, c, tal como ilustrada nas Figuras 15 e 16 para ser usada na configuração do cotovelo total ligado, tem um diâmetro exterior cilíndrico 24, que é

de encaixe por pressão dentro do diâmetro interno 17 do côndilo medial 18<sub>M</sub> ou côndilo lateral 18<sub>L</sub> do úmero. Em um exemplo, o diâmetro interno pode ser cônico 26a para aumentar a área de contato quando entra em contato com a extremidade 34a de um eixo 6a de forma cônica. O ângulo do cone do eixo cônico 6a é menor do que o ângulo do cone 26a do diâmetro interno da bucha cônica 3b. Em outro exemplo, a articulação 36 entre a bucha 3c em forma de tambor e o eixo 6b em forma de cano é não conforme. Esta articulação curva permite a pressão de contato melhorada em todas as faixas de movimento, onde o eixo 6b contata a bucha 3c, tal como ilustrado na Figura 17. A face central da bucha 25 se articula com posto 37 da ulnar ligada caixa de rolamentos durante a tradução medial-lateral, conforme ilustrado na figura 18. A bucha pode ser feita de um material de baixo atrito, por exemplo, de polietileno de peso molecular ultra-elevado (UHMWPE).

Revestimento da bucha do úmero para configuração não-ligado

[0086] O orifício do úmero bucha tampão 3a, tal como ilustrado na Figura 15, pode ser inserido no orifício cilíndrico 17, quer do 18<sub>M</sub> medial ou lateral côndilo umeral 18<sub>L</sub>, e pode ser utilizado em uma configuração total de cotovelo não ligados. A face central 23 da tampa articula-se com o poste 30 do ulnar desassociada rolamento 5 um durante a tradução medial-lateral, conforme ilustrado na Figura 18. No caso do cotovelo ser convertido para uma configuração ligada, as tampas 3 um pode ser removido e descartado.

[0087] A componente cabeça radial 42, como ilustrado na Figura 19, tem um corpo proximal 43 que se articula com o capitellum. O componente 42 tem uma haste 44 distal que segue



o eixo do veio do raio. A haste 44 é revestido com pulverização de plasma ou fornecida com metal poroso por aditivo de fabrico e, possivelmente, hidroxiapatite para promover a fixação sem cimento para ossos.

[0088] Um ângulo de carga global preferida do dispositivo de substituição do cotovelo é de 10 °, onde o cúbito tem 3 ° de ângulo de carregamento, e do úmero tem 7 °.

[0089] O intervalo de movimento do dispositivo pode ser de 0-160 ° graus de flexão.

[0090] O dispositivo pode ser encaixado com um material que é reabsorvido ao longo do tempo em paralelo com o tempo que leva para as estruturas de tecidos moles do cotovelo nativa para curar. Como o cotovelo nativa fortalece durante o processo de cura, a reabsorção do material faz com que o conjunto da substituição do cotovelo para se tornar menos rígida.

[0091] No que diz respeito à concepção não ligados, o úmero convexa côndilos 18 articulado com uma superfície de rolamento ulnar desassociada côncava 31. A haste de articulação ulnar-ajustável 4 é permite a troca 5a rolamento ulnar se o componente usa ou, se é necessário um tipo de restrição diferente. A 5a rolamento ulnar pode vir em diversas espessuras y para fornecer ajustamento intra-operatória de restrição de tecido mole. O poste 37 pode vir em diversas ð espessuras para proporcionar um ajustamento intra-operatória do implante restrição. A 5a rolamento ulnar é montado na haste ulnar 4 a partir de aproximadamente um medial e / ou direcção lateral, a fim de preservar a fixação triceps ulna proximal. No caso do componente do úmero não têm

uma ligação 19a cômulo modular e 19b, as buchas orifícios 17 podem ser cobertas de fora 3a para permitir que os cômulos 18 e a face central tampão bucha 23 para articular com a 5a rolamento ulnar não ligados.

[0092] No que diz respeito à concepção ligados, cada componente convexo umeral cômulo 18 tem orifícios cilíndricos 17 ao longo do mesmo eixo que as buchas do úmero captura de encaixe por pressão 3b, c. O ulnar ligada caixa de rolamentos 7 é montado para ulnar haste 4 a partir de aproximadamente um medial e / ou direco lateral por meio de um mecanismo de captação deslizante 28, para preservar o acessório triceps ulna proximal. A, 5b rolamento ulnar convexa ligada engata com a ulnar alojamento do rolamento 7 e pode ser revisto se, por exemplo, a superfície de apoio usa ao longo do tempo. O eixo 6 bloqueia rigidamente ao alojamento de chumaceira 7 ulnar, utilizando, por exemplo, um componente de bloqueio 9. As superfícies articulares do úmero engatar as superfícies articulares ulnar em sequência (Figuras 17 e 18): 1. Com a rotação varo / valgo, medial e / ou laterais, superfícies de cômulo umeral 21, m , G articulada com o medial e / ou de rolamento superfícies laterais 41 do rolamento ulnar ligada, respectivamente. 2. Com a rotação ulterior, lift-off de um cômulo umeral de superfície de apoio uma ulnar ocorre, e o eixo 6 articula com as superfícies internas 26 da 3b buchas do úmero, c. 3. Após a continuação da rotação e tradução medial-lateral, o centro de caras 25 do 3b buchas do úmero, C articular com o poste 37 da caixa de rolamento ligada ulnar.

Dispositivo de substituição total do cotovelo

[0093] As Figuras 20 a 33 são usados para descrever as concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, de um dispositivo de substituição cotovelo total de 100 de acordo com a presente divulgação. O dispositivo de substituição total de cotovelo 100 é desenvolvido para ser utilizado para as substituições totais e para permitir a um cirurgião para seleccionar uma intra-operatório não ligados ou um constrangimento ligado, por simples adição / remoção de um pino de articulação ou eixo 106. Ver por exemplo a Figura 23, que é utilizada para descrever um, cotovelo ligado dispositivo de substituição modular 100 de acordo com concretizações da presente divulgação.

[0094] De acordo com concretizações, o eixo de articulação 106 pode incluir uma rosca e afunilada, ou cônica em forma, no meio da parte 106a (ver por exemplo, Figuras 20, 22, 24 e 25).

[0095] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o dispositivo de substituição total de cotovelo 100 inclui basicamente duas partes principais, isto é, um componente do úmero, ou implante do úmero, 119 e um componente ulnar, ou implante, ulnar 104. O componente 119 e do úmero o componente ulnar 104 são configurados para articular um com o outro em torno de um eixo de articulação. No caso da configuração ligada restrição, as duas partes, componente umeral 119 e o componente ulnar 104, pode ser mecanicamente articulada um ao outro em torno de um eixo de articulação 112, que coincide neste caso com o eixo de articulação mencionadas acima,

através da inserção, acasalamento e enroscando o eixo acima mencionados que articula-se 106, que pode ser, por exemplo, um eixo metálico. O eixo de articulação 106 pode ser acoplado e aparafusado ao componente ulnar 104 pela rosca e afilado, ou em forma cônica, no meio da parte 106a. Para a mudança de configuração ligada à restrição não ligados, é suficiente para remover o eixo de articulação 106, por exemplo desparafusando e dissociação. Na configuração não ligados, em que o eixo de articulação 106 é removido, sem restrição de articulação mecânica é fornecido, no entanto, o componente umeral 119 e o componente ulnar 104 pode articular em qualquer caso, entre si em torno do eixo de articulação.

[0096] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o componente do úmero 119 pode incluir uma haste umeral 101, um corpo côndilo umeral 102 e duas buchas úmero 103.

[0097] O corpo côndilo 102 pode ser ligada à extremidade distal da haste do úmero

[0098] 101. De acordo com possíveis implementações, haste umeral 101 e corpo côndilo umeral 102 pode ser ligado de um modo libertável, isto é, de ligação do corpo côndilo 102 para a extremidade distal da haste do úmero 101 pode ser do tipo removível, estabelecendo, assim, modularidade em ambos os sistemas de cotovelo ligado e não ligado. O corpo côndilo 102 pode ser ligada à extremidade distal da haste do úmero 101 por ligação mecânica, por exemplo, uma ligação de afunilamento. Taper ligações, tal como utilizado em associação com as concretizações descritas aqui pode referir-se, por exemplo, para formas padronizadas afuniladas,

essencialmente definidos por pistas de corte em uma haste.

[0099] Em possíveis implementações, um parafuso do úmero 108 pode ser fornecida para ligar o corpo cômulo 102 e a haste umeral 101. O parafuso umeral 108 pode ser usado para ligar com segurança o corpo cômulo 102 e a haste umeral 101. Por exemplo, o parafuso 108 do úmero pode ligar o corpo cômulo 102 e a haste do úmero 101 através da ligação mecânica mencionada acima, por exemplo, a ligação de conicidade.

[00100] Em implementações possíveis do corpo cômulo 102 pode ser fornecida com uma porção bicondilar, em particular, compreendendo que se estende distalmente e espaçadas entre si porções condilares, ou cômulos, 118 (isto é, cômulos médio e lateral). As porções condilares 118 estão afastadas entre si para receber uma parte do componente ulnar 104, conforme descrito abaixo em mais detalhe. Além disso, as porções condilares 118 são configurados para articular com caixas de acoplamento de articulação 139 previstos no componente ulnar 104 durante a translação medial-lateral, tal como descrito abaixo em mais detalhe. Em particular, as porções condilares 118 está configurada para definir rolamento cômulo superfícies 121.

[00101] De acordo com concretizações, cada uma das duas porções espaçadas cômulo umeral 118 é fornecida com paredes anulares interior de articulação 115, que define as faces centrais 116 das porções condilares úmero 118. As paredes anulares 115 radialmente para o interior a partir de projecto os bordos periféricos internos das porções condilares 118. as paredes anulares 115 pode ser, por exemplo definidas

por faixas anulares ou uma estrutura em forma de anel, tais como um radial anular ou saliência que tem bordos ou apêndice. Em implementações possíveis, as paredes anulares 15 pode ser abauladas ou convexo e, por outro lado, o seu bordo periférico pode ser chanfradas ou arredondadas.

[00102] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, as duas buchas úmero 103 pode ser inserido no corpo do côndilo umeral 102, em particular nas porções de côndilo 118.

[00103] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, as duas buchas úmero 103 e o corpo côndilo umeral 102 pode ser configurado para ligação recíproca e posicionamento estável por interferência mecânica. Em particular, de acordo com possíveis implementações, as duas buchas úmero 103 e o corpo côndilo umeral 102, em particular as porções de côndilo 118, pode ser fornecida com macho de acoplamento e porções cilíndricas fêmea para ligação mecânica recíproca com interferência (ou seja, de encaixe por pressão), para proporcionar a ligação recíproca acima mencionado e posicionamento estável. Em particular, as buchas de conexão do úmero 103 e o côndilo umeral corpo 102, em particular as porções de côndilo 118, pode ser ligado por interferência entre as porções cilíndricas masculinos e femininos presentes nos componentes envolvidos.

[00104] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, as duas buchas úmero 103 pode ser inserido no interior das pores de côndilo 1 18 do corpo côndilo umeral 102, para definir uma geometria de

articulação específica e para permitir a inserção do eixo de articulação 106, em caso de uma configuração ligada.

[00105] Em possíveis implementações, o corpo côndilo umeral 102 pode ser fornecida com orifícios de bucha 117. Especificamente, cada uma das porções condilares 118 do corpo côndilo umeral 102 podem ser fornecidas com um orifício de bucha 117. Os orifícios das buchas 117 podem cada um ser configurados para receber e posicionar de forma estável nos respectivas buchas umeral 103. Por exemplo, os orifícios de bucha 117 pode ser dimensionada para acasalar com as buchas do úmero 103. Em particular, as buchas do úmero 103 pode ser montado por pressão nos orifícios de bucha 117. a bucha orifícios 117 pode ser alinhado ao longo do eixo que articula-se acima mencionado 112. os orifícios 117 na bucha 117 são feitas como buracos que passam através das porções condilares 118 ao longo do eixo de articulação 112, e estão delimitadas, no lado interno do corpo côndilo 102, pelas paredes acima mencionados articulação anular 115. as paredes anulares articulação 115 projectam-se radialmente, de modo circunferencial em torno, dos orifícios 117 da bucha 117 no lado interior das porções condilares 118, estreitando desse modo o diâmetro metros dos orifícios de bucha 117, a fim de se axialmente bloquear o bucha do úmero 103 recebida no respectivo bucha de orifício 117, enquanto que, no lado exterior das porções condilares 118, o diâmetro dos orifícios de bucha 117 não é reduzida, ie é maior, a fim de permitir a inserção da bucha umeral 103 ao longo do eixo de articulação 112. Devido à disposição das paredes anulares de articulação 115, as buchas do úmero 103 pode ser inserido nos orifícios

da bucha 117 a partir do lado de fora as porções condilares 118, ao longo do eixo de articulação 112.

[00106] As buchas do úmero 103 pode ser retido no interior dos respectivos orifícios da bucha 117 por interferência mecânica, em particular a interferência cilíndrico, ao longo de todo o comprimento dos orifícios de bucha 117. Em particular, cada uma das buchas do úmero 103 pode ter um diâmetro exterior cilíndrico que pressionar-se encaixam um diâmetro interno de orifícios 17 na bucha 1 porções de côndilo umeral de 118.

[00107] Além disso, as paredes articulação anulares 1 15 fornecida internamente entre as duas porções condilares 1 18 também definem as superfícies de articulação adequados, ou seja, as faces centrais acima mencionados 1 16, para articular com o centro cobrindo barbatana 130 de ulnar do rolamento 105, como abaixo descrito em maiores detalhes.

[00108] O eixo 106 que articula-se acima pode ser disposta ao longo do eixo de articulação 112, através dos orifícios 17 na bucha 1 das porções condilares 118 e os buchas 103 do úmero (ver por exemplo a Figura 22). Desta forma, o dispositivo de substituição total de cotovelo 100 aqui descrito pode ser configurado com um constrangimento ligado (ver por exemplo, Figura 23). Ao remover o eixo de articulação 106, o dispositivo de substituição total de cotovelo 100 aqui descrito pode ser configurado com uma restrição de não ligados.

[00109] De acordo com possíveis concretizações vantajosas descritas utilizando as Figuras 20 a 32, não há necessidade de proporcionar diferentes tipos de buchas do



úmero quando intra-operatório de comutação de um para o outro de configuração.

[00110] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, a haste do úmero 101, o corpo côndilo umeral 102, em particular as porções de côndilo umeral 118, o eixo de articulação 106 e o parafuso do úmero 108, podem ser feitos de metal, em particular de metal biocompatível. Um exemplo de metal pode ser de titânio ou de liga à base de titânio.

[00111] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, as duas buchas úmero 103 pode ser feito de material de baixa fricção, em particular de polímero plástico, mais em particular de polímero plástico biocompatível. Um exemplo de polímero plástico pode ser de polietileno ou polímero à base de polietileno. Um exemplo específico pode ser ultra-elevado peso molecular de polietileno (UHMWPE).

[00112] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o componente ulnar 104 pode incluir uma haste ulnar 110, um corpo ulnar proximal, ou carcaça ulnar, 107 e um rolamento ulnar 105. O corpo 107 e o ulnar ulnar rolamento 105 pode ser configurado para acoplamento recíproco em uma condição de acoplamento. Além disso, a ulnar rolamento 105 e o côndilo porções 118 do componente do úmero 119 são configurados para articulação mútua em torno do eixo de articulação 112 em uma condição de articulação.

[00113] O corpo ulnar 107 pode ser ligada à haste ulnar 110. De acordo com possíveis implementações, haste

ulnar 110 e corpo ulnar 107 pode ser ligado de maneira amovível, ou seja, a ligação do corpo ulnar 107 para a haste ulnar 110 pode ser do tipo removível, estabelecendo assim modularidade em ambos os sistemas de cotovelo vinculados e não vinculados. De acordo com concretizações, o corpo ulnar proximal 107 pode ser ligada à haste ulnar 110 por ligação mecânica, por exemplo, uma ligação de afunilamento.

[00114] Em possíveis implementações, um parafuso ulnar 109 pode ser fornecida para ligar o corpo ulnar proximal 107 e a haste ulnar 110. O ulnar parafuso 109 pode ser usado para ligar com segurança o corpo ulnar proximal 107 e a haste ulnar 110. Por exemplo, o parafuso ulnar 109 pode ligar o corpo ulnar proximal 107 e a haste ulnar 110 através da ligação mecânica mencionada acima, por exemplo, a ligação de conicidade.

[00115] De acordo com concretizações, o corpo ulnar proximal 107 pode ser ligado ao suporte ulnar 105 por ligação mecânica, por exemplo, por um mecanismo de bloqueio de encaixe à pressão.

[00116] De acordo com concretizações, a ulnar rolamento 105 pode ser fornecida com uma central, que cobre aleta 130, que define, em lados opostos, dois respectivos alojamentos de articulação 139, para receber e articulando com o corpo côndilo umeral acima mencionados 102, em particular a duas espaçadas côndilo além do úmero porções 118. Além disso, as faces das porções centrais do úmero 116 das paredes anulares de articulação 115 articulado com superfícies laterais 131 do centro de barbatana que cobrem 130 do rolamento 105 ulnar durante a tradução medial-lateral.

[00117] Com vantagem, nas concretizações em que as porções de côndilo umeral 118 são feitas de metal e a ulnar rolamento 105 é feito de material de baixa fricção, tal como descrito aqui a seguir em maior detalhe, da porção central do úmero caras 116 das paredes anulares de articulação 1 15 de as porções de côndilo umeral 1 18 resultado também de ser feito de metal e pode articular-se com a cobertura central de aleta 130 que resultará também ser feito de material de baixa fricção. Articulação entre os componentes ou as superfícies feitas respectivamente de metal e material de baixo atrito pode ser desejável no contexto de prótese de substituição de cotovelo de acordo com a presente revelação, a fim de melhorar a articulação e reduzir o desgaste das peças de articulação.

[00118] De acordo com concretizações, o corpo ulnar proximal 107 pode ser fornecida com uma aleta central, ou pós, 137. A central de aleta 137 é configurado para acoplamento com o ulnar do rolamento 105. Em particular, a ulnar rolamento 105 é fornecida com uma ranhura de acoplamento 141 (ver por exemplo, Figuras 24 e 25), configurado para receber a aleta 137. acima mencionado centro em particular, a ranhura de acoplamento 141 é proporcionada na região central cobrindo aleta 130 da ulnar do rolamento 105. o ulnar rolamento 105 está disposta sobre a aleta centro 137, que é assim inserido dentro da ranhura de acoplamento 141 da ulnar abrangendo pós 130, de modo a que a central de aleta 130 que cobre as tampas ou incorpora o centro de aleta 137. a central de aleta 137 pode assim ser completamente contido na massa do pós ulnar cobrindo 130. a central de

aleta 137 pode ser vantajosa para diminuir tensões de flexão sobre o ulnar do rolamento 105, por exemplo, na configuração de não ligados.

[00119] De acordo com possíveis implementações, a aleta 137 central pode ser fornecida com

[00120] um orifício de engate ulnar, ou abertura, 143. Desta forma, a central de aleta 137 pode permitir a insero do eixo de articulao 106 para a configuração ligada.

[00121] De acordo com concretizações, o eixo de articulao 106 pode ser fixamente acoplável para o orifício de engate ulnar 143. Em possíveis implementações, o orifício de engate ulnar 143 pode ser fornecida com uma rosca e afilado, ou em forma cônica, a porção 143a (ver por exemplo, Figuras 20, 22, 24 e 25) de acoplamento com o acima citado roscado e afilado, ou em forma cônica, no meio da parte 106a do eixo de articulao 106, para acoplamento e de enroscamento ao referido eixo de articulao 106. a disposição do acasalamento obtido pela forma de afunilada ou cônica porções em conjunto com o enroscamento das porções roscadas do eixo de articulao 106 e a ulnar orifício de engate 143 é vantajosa porque ela fortalece e torna estável e fiável do acoplamento entre articulando eixo 106 e o acoplamento ulnar orifício 143, que de outra forma pode tender para desenroscar e afrouxar no caso em que eles só foram aparafusados em conjunto.

[00122] Em particular, o eixo de articulação 106 pode ser acoplado e aparafusado ao centro de aleta 137 pelo orifício de engate ulnar 143. O ulnar rolamento 105 pode também ser fornecida com um orifício de articulação ulnar, ou abertura, 145, que está alinhada axialmente, quando o ulnar

rolamento 105 é acoplado ao corpo ulnar proximal 107, com o orifício de acoplamento ulnar 143. o orifício de articulação ulnar 145 e o orifício de acoplamento ulnar 143 são feitas através do orifício, respectivamente, através do ulnar rolamento 105 e o corpo 107 para permitir que ulnar completa através da passagem do eixo de articulação 106 ao longo do eixo de articulação 112.

[00123] De acordo com possíveis implementações, o roscado e afilado, ou cônica em forma, parte 143 um do orifício de engate ulnar 143 pode ser fornecida com uma superfície de rosca interior 147 e, por exemplo, com uma superfície de ligação de afunilamento 149, por exemplo uma conexão de conicidade (ver por exemplo, Figura 25). Por conseguinte, o mencionado acima roscado e afilado, ou cônica em forma, no meio da parte 106a do eixo de articulação 106 pode ser fornecida com um acoplamento roscado superfície 151 e uma superfície afunilada 152 (ver Figuras 20, 22, 24 e 25), configurado para parafuso ajuste, respectivamente, com o interior da superfície roscada 147 e a superfície de ligação afunilamento 149 do roscado e afilado, ou cônica em forma, parte 143 um. O acasalamento superfície 151 e a superfície afunilada 152 pode ser enfiado, por conseguinte, em uma porção central do eixo de articulação 106. O eixo de articulação 106 também pode ser proporcionado com uma porção de extremidade em forma de barril 153 e uma porção de extremidade em forma de barril 155 oposto. as porções de extremidade em forma de barril 153, 155 são configurados para se articulam com as superfícies interiores das buchas do úmero acima mencionados 103. a superfície de acoplamento 151

e roscada superfície afunilada 152 do eixo de articulação 106 pode ser em uma porção central entre a porção de extremidade em forma de barril 153 e a porção de extremidade oposta 155. A porção de extremidade 153 podem ter um diâmetro mais estreito secção transversal em relação ao diâmetro da secção transversal a porção de extremidade oposta 155, a mais estreita diâmetro secção transversal da porção de extremidade 153 estar apto para a inserção através do orifício de acoplamento ulnar 143, enquanto que o diâmetro secção transversal da porção de extremidade oposta 155 pode ser sobredimensionada com respeito ao diâmetro do ulnar orifício de acoplamento 143. desta forma, é possível definir uma direcção de inserção unívoca do eixo que articula-se através do orifício de acoplamento ulnar 143 ao longo do eixo de articulação 106. Em outras concretizações, uma ou ambas as porções de extremidade 153, 155 pode ser por exemplo de forma cilíndrica ou de forma cónica. Por exemplo, a porção de extremidade oposta 155 pode ser cilíndrica, ou axialmente afilado para o meio do eixo de articulação 106.

[00124] O eixo de articulação 106 pode também ser fornecida com uma poligonal, por exemplo hexagonal, da cabeça oca, por exemplo, proporcionada na porção de extremidade 153 ou, em alternativa, na porção de extremidade oposta 155, e configurado para receber um acasalamento ferramenta de aparafusamento, por exemplo, uma chave Allen.

[00125] De acordo com possíveis implementações, o ulnar corpo 107 pode ser fornecida com um ou mais saliente cume de fixação, ou o dente, 148 ou características de engate semelhantes. Por conseguinte, a ulnar rolamento 105 pode ser

fornecida com uma ou mais fendas de encaixe 150, ou mecanismo de captura semelhante, configuradas para engate com um respectivo cume de fixação 148 do corpo ulnar 107 (ver por exemplo a Figura 32). Acoplamento entre crista de fixação 148 e da ranhura 150, portanto, pode proporcionar ligação mecânica do corpo ulnar 107 e o rolamento 105 ulnar.

[00126] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, a haste ulnar 110, o corpo ulnar proximal 107 e o parafuso ulnar 109 pode ser feito de metal, em particular de metal biocompatível. Um exemplo de metal pode ser de titânio ou de liga à base de titânio.

[00127] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o ulnar rolamento 105 pode ser feito de material de baixa fricção, em particular de polímero plástico, mais em particular de polímero plástico biocompatível. Um exemplo de polímero plástico pode ser de polietileno ou polímero à base de polietileno. Um exemplo específico pode ser ultra-elevado peso molecular de polietileno (UHMWPE).

[00128] De acordo com concretizações vantajosas da presente divulgação, o eixo de articulação 106 e o corpo ulnar 107 são feitos de metal, tal como acima descrito, e, por conseguinte, uma resistência mecânica adequada é obtida para a articulação da componente umeral 119 e o componente ulnar 104 sobre o eixo de articulação 112 na configuração ligada. Além disso, a ligação roscada do eixo de articulação 106 para o corpo ulnar 107 alcança a segurança e fiabilidade da ligação entre o componente umeral 119 e ulnar componente 104.

[00129] De acordo com concretizações vantajosas da presente divulgação, as buchas do úmero 103 são feitos de material de baixo atrito mencionada acima e isso permite uma articulação apropriada do eixo de articulação 106 feito de metal nas buchas do úmero 103, tanto na configuração ligados e não ligados.

[00130] De acordo com concretizações vantajosas da presente divulgação, o corpo côndilo umeral 102 é feita de metal tal como descrito acima e a ulnar rolamento 105 é feito de material de baixo atrito mencionada acima e isso permite uma articulação apropriada do corpo côndilo umeral 102 feito de metal com respeito ao ulnar do rolamento 105, tanto na configuração ligados e não ligados. Em particular, em tais formas de realiza o rolamento côndilo superfícies 121 e interiores paredes articulação anulares 1 15 do corpo côndilo umeral 102 pode ser feito de metal e, tanto no ligado e na configuração não ligados, que respectivamente estão em contacto e articulada com o alojamentos de articulação 139 e as faces laterais da aleta central, ou pós, 137 que pode ser feito do material de atrito baixo acima mencionado.

[00131] Concretizações aqui descritas, referem-se também a um método de conversão de uma prótese de cotovelo 100 que inclui o componente umeral 1 19 e o componente ulnar 104 a partir de uma configuração não ligados a uma configuração ligada, ou vice-versa, enquanto que a prótese é cotovelo *in situ*.

[00132] No caso de conversão a partir de uma configuração não ligados a uma configuração ligado o método consiste em:



[00133] ligando o componente umeral 119 e o componente ulnar 104 por passagem, ao longo do eixo de articulação 1 12, o eixo de articulação 106 através das buchas do úmero 103 das porções condilares 1 18 do componente do úmero 1 19 e através da ulnar orifício de articulação 145 e ulnar orifício de engate 143 alinhados ao longo do referido eixo de articulação 1 e 12, respectivamente, formadas na ulnar rolamento 105 e o corpo 107 ulnar que fazem parte do componente ulnar 104, e por meio de cruzamentos e enroscando o eixo de articulação 106 para o orifício de engate 143 ulnar.

[00134] No caso de conversão a partir de uma configuração associada a um desassociada configuração do método consiste em:

[00135] desassociar o componente umeral 119 e o componente ulnar 104 desaparefusando e dissociando o eixo de articulação 106 a partir do orifício de engate ulnar 143 e através da passagem, ao longo do eixo de articulação 112, o eixo de articulação 106 através das buchas do úmero 103 das porções condilares 1 18 do componente umeral 119 e através do buraco de charneira ulnar 145 e o acoplamento ulnar orifício 143 alinhado ao longo do referido eixo de articulação 112 e, respectivamente, formadas na ulnar rolamento 105 e o corpo 107 ulnar que fazem parte do componente ulnar 104.

[00136] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, a substituição cotovelo total de 100 pode ser fornecido com a configuração modular do componente umeral 119 e a ulnar componente 104 e, em particular, pela ligação amovível entre a haste do úmero 101 e o corpo côndilo umeral 102 e entre a haste ulnar 110 e

o corpo proximal ulnar 107. Em implementações possíveis, a haste do úmero 101 e / ou a haste ulnar 110 pode ser fornecido com uma ou mais superfícies ou porções configurados para promover a fixação sem cimento ao osso, ou seja, para promover a osteointegração. De acordo com implementações específicas, tais um ou mais superfícies ou porções configurados para promover a fixação sem cimento para ossos são fornecidos apenas na haste umeral 101 e / ou a haste ulnar 110, e não no corpo côndilo 102 e / ou o corpo ulnar 107.

[00137] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o corpo côndilo umeral 102 pode ser fornecida com um úmero que se estende do corpo 157 de acoplamento com um assento do úmero 159 (ver por exemplo a Figura 28) fornecida em uma porção de extremidade 161 da haste do úmero 101, estabelecendo assim modularidade em ambos os sistemas de cotovelo e ligações não encadeadas para o componente umeral 119. a porção de extremidade 161 da haste do úmero 101 pode ser configurada para promover a fixação sem cimento de osso, isto é, para promover a osteointegração. Em particular, em possíveis implementações, a superfície exterior da porção de extremidade 161 da haste do úmero 101 pode ser revestido com pulverização de plasma ou podem incluir metal poroso fornecido por aditivo de fabrico e, possivelmente, hidroxiapatita. Em implementações específicas, a porção de extremidade 161 da haste do úmero 101 pode ser fornecida, pelo menos em parte com uma estrutura trabecular, tais como um (por exemplo, liga de titânio T1 à base de titânio  $\text{Ti-6Al}_4\text{V}$ ) ou uma estrutura trabecular à base

de liga de cobalto, para promover a osteointegração.

[00138] Por exemplo, de acordo com possíveis concretizações, uma estrutura pode ser trabecular definido por uma estrutura reticular com células definir uma pluralidade de cavidades dispostas de modo tridimensional, aberto e inter-comunicar, ligados uns com os outros. Em particular, a estrutura reticulada pode ser formado, sem quebra de continuidade, por um ou mais modelos de uma pluralidade de malhas geométricas que se repetem no espaço, possuindo uma geometria celular com células elementares abertas e contíguas, de modo a definir uma pluralidade de polígonos, por exemplo, hexágonos, com um desenvolvimento espacial que delimita as cavidades, de modo que a rede é capaz de promover osteo-integração. Em implementações possíveis, cada malha geométrico pode ter um poligonal, por exemplo hexagonal, moldar com vértices que são não co-planar e a área aberta livre de cada célula primária podem ter uma equivalência a um círculo com um diâmetro equivalente compreendido num intervalo entre cerca de 0,3 mm a cerca de 1,5 mm.

[00139] De acordo com a presente divulgação, uma estrutura trabecular que pode ser utilizada com as concretizações aqui descritas podem ser obtidas, por exemplo, por uma grande variedade de técnicas, a partir de síntese de aditivo de fabrico (AM), incluindo DMSLS (directo do metal Sinterização Laser), SLM (Selective Laser de fusão), EBM (Electron Beam de fusão), para maquinagem convencional, onde aplicável.

[00140] De acordo com concretizações, combináveis com

todas as concretizações aqui descritas, a haste ulnar 1 10 pode ser fornecido com uma porção de extremidade 162 que tem uma ulnar que se estende do corpo 163 de acoplamento com um assento ulnar 165 (ver por exemplo a Figura 29) proporcionado no corpo ulnar 107, estabelecendo assim modularidade em ambos os sistemas de cotovelo ligados e não ligados também para o componente ulnar 104. a porção de extremidade 162 da haste ulnar 110 pode ser configurada para promover a fixação sem cimento de osso, isto é, para promover a osteointegração. Em particular, em possíveis implementações, a superfície exterior da porção de extremidade 162 da haste ulnar 1 10 pode ser revestido com pulverização de plasma ou podem incluir metal poroso fornecido por aditivo de fabrico e, possivelmente, hidroxiapatita. Em implementações específicas, a porção de extremidade 162 da haste ulnar 1 10 pode ser fornecida, pelo menos em parte com uma estrutura trabecular, tais como um (por exemplo, liga de titânio Ti-base de titânio  $\text{Ti-6Al}_4\text{V}$ ) ou uma estrutura trabecular à base de liga de cobalto, para promover a osteointegração.

[00141] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o úmero corpo 157 que se estende e o assento de acoplamento do úmero 159, bem como a ulnar corpo 163 e o assento de acoplamento ulnar 165 que se prolonga são fornecidos com respectivos orifícios 157A, 159A, 163 A e 165A para a inserção do parafuso e do úmero 108 ulnar parafuso acima mencionado 109, respectivamente (ver por exemplo, Figuras 26, 27, 28, 29, 30 e 31).

[00142] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o corpo do úmero 157

e o assento de acoplamento do úmero 159, bem como a ulnar que se estende do corpo 163 e a ulnar acasalamento assento 165 que se prolonga, pode ser configurado, em em forma particular, para definir um acoplamento geométrica recíproca, mais especificamente um acoplamento cônico, por exemplo uma conexão por cone, como acima divulgado.

[00143] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, o úmero corpo 157 que se estende e o assento de acoplamento do úmero 159, bem como a ulnar corpo 163 que se estende e a ulnar acasalamento assento 165 pode ser fornecida com um ou mais relevos ou cortes inferiores e pode igualmente ser fornecida com uma forma de curva dupla assimétrica. Esta dupla curva em forma assimétrica pode ser eficaz para o anti-rotação dos componentes acoplados, isto é, da haste do úmero 101 e do úmero corpo 102 e uma haste ulnar 10 e corpo ulnar 107. Em particular, tal forma pode ser, por exemplo, delimitada por uma dupla assimétrica perfil periférico exterior -curved 169 A, 169B, 169D e 169c (ver por exemplo, Figuras 26, 27, 28, 29, 30 e 31). Em implementações possíveis, este perfil periférico 169A, 169B, 169D e 169c pode ser definida por duas circunferências espaçadas com diferentes diâmetros, isto é, uma circunferência com um diâmetro de comprimento e outra circunferência com um diâmetro curto. Além disso, as duas circunferências podem ser unidos por um perfil de superfície de união, por exemplo tendo segmentos convergentes, tais como segmentos curvos ou linear. Esta dupla curva em forma assimétrica na perfis 169A e 169D periférica do corpo 157 do úmero e a ulnar que se estende do corpo 163 que se estende

pode ser proporcionado com relevos ou cortes inferiores na superfície de união das duas circunferências. Uma vantagem desta configuração de forma pode ser que está assim garantido um contacto fiável do assento do úmero 159 e o assento ulnar 165 nas superfícies das duas circunferências da umeral que se estende do corpo 157 e a ulnar que se estende do corpo 163, em que o perfil pode ser controlados de uma forma eficaz. Uma outra vantagem da disposição de relevos ou cortes inferiores, sobre os perfis periféricos 169 A e 169D do úmero corpo 157 e a ulnar corpo 163 que se estende pode ser que as superfícies de contacto reduzidas pode ser conseguido estendendo o que pode resultar em um desenvolvimento reduzido de partículas causadas por se preocupar. Por exemplo, as duas circunferências dos perfis periféricos 169 A e 169D do úmero corpo 157 e a ulnar corpo 163 que se estende podem ser unidos por segmentos convergentes, tais como segmentos curvos linear ou estendendo-se, que podem ser formadas de modo a definir o acima citado relevos ou enfraquece. Esta forma pode proporcionar a vantagem de otimizar a resistência a tensões mecânicas durante a utilização.

[00144] De acordo com concretizações, combináveis com todas as concretizações aqui descritas, modularidade geral dos componentes da substituição cotovelo total de 100 pode ser fornecida pela configuração modular do componente umeral 1 19 e o componente ulnar 104 e, em particular, pela ligação amovível entre a haste do úmero 101 e o corpo côndilo umeral 102 e entre o ulnar haste 1 10 e o corpo proximal ulnar 107. Esta modularidade permite a seleção de diferentes tipos de umeral e / ou ulnar hastes, por exemplo, cimentada, não

cimentadas / cimentado ou revisão e diferentes partes do úmero distal, por exemplo, bobina anatómica 180 (tal como para o sistema de prótese de hemi, ver por exemplo a Figura 33) ou corpo cômulo umeral 102 e torná-lo mais fácil os passos de funcionamento em caso de intervenção cirúrgica revisão.

[00145] A técnica cirúrgica para implantação num doente do dispositivo de substituição cotovelo aqui revelado evita derrubar os tríceps. Uma abordagem medial ou lateral pode ser usado para implantar o dispositivo. A abordagem não é minimamente invasivo, mas o tecido bastante suave preservar. As estruturas de tecidos moles laterais são preservadas. Os epicôndilos distais do úmero podem ser retidos. Ressecção da cabeça do rádio é opcional.

[00146] Embora a invenção tenha sido descrita em conexão com certas concretizações da mesma, a invenção é capaz de ser praticada em outras formas e utilizando outros materiais e estruturas. Por conseguinte, o invento é definido pelas recitações nas reivindicações anexas e seus equivalentes.

**REIVINDICAÇÕES**

1. Prótese de cotovelo compreendendo:

um componente do úmero (119) compreendendo uma haste umeral (101) e um corpo côndilo umeral (102), sendo o corpo do côndilo umeral (102) provido de uma porção bicondilar compreendendo porções de côndilo que se estendem distalmente e espaçadas (118);

um componente ulnar (104) compreendendo uma haste ulnar (110), um corpo ulnar (107) e um rolamento ulnar (105), o rolamento ulnar (105) e as porções de côndilo (118) sendo configurados para articulação recíproca em torno de um eixo articulado (112) em uma condição de articulação;

em que o corpo ulnar (107) e o rolamento ulnar (105) são configurados para acoplamento recíproco em uma condição de acoplamento, ainda em que o corpo ulnar (107) é amovivelmente conectado à haste ulnar (110), estabelecendo, assim, a modularidade do componente ulnar (104);

em que a haste ulnar (110) é fornecida com uma porção de extremidade (162) tendo um corpo de extensão ulnar (163) combinando com um assento ulnar (165) fornecido no corpo ulnar (107)

**caracterizada pelo** fato de que o referido corpo de extensão ulnar (163) e o referido assento ulnar (165) são fornecidos, cada um, com uma forma de curva dupla assimétrica;

em que a referida forma de curva dupla assimétrica é delimitada por um perfil periférico externo de curva dupla assimétrica (169C, 169D);

em que o referido perfil periférico (169C, 169D) é



definido por duas circunferências espaçadas com diâmetros diferentes, unidas por um perfil de superfície de união.

2. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que o corpo ulnar (107) é amovivelmente conectado à haste ulnar (110), através de ligação mecânica.

3. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizada pelo** fato de que a referida conexão mecânica é uma conexão cônica.

4. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a referida prótese compreende um parafuso ulnar (109) para conectar o corpo ulnar (107) e a haste ulnar (110).

5. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que o corpo ulnar (107) e a haste ulnar (110) são feitos de metal.

6. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 4, **caracterizada pelo** fato de que o parafuso ulnar (109) é feita de metal.

7. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a haste umeral (101) e / ou a haste ulnar (110) são fornecidas com uma ou mais superfícies ou porções configuradas para promover a fixação sem cimento para ossos.

8. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a porção de extremidade (162) da haste ulnar (110) é configurada para promover a fixação sem cimento para ossos.

9. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação

8, **caracterizada pelo** fato de que a superfície exterior da porção de extremidade (162) da haste ulnar (110) é revestida com pulverização de plasma ou fornecida com metal poroso por aditivo de fabricação, e, possivelmente, hidroxiapatita.

10. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 8, **caracterizada pelo** fato de que, a porção de extremidade (162) da haste ulnar (110) é fornecida, pelo menos em parte com uma estrutura trabecular.

11. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que o referido corpo de extensão ulnar (163) e o referido assento ulnar (165) estão configurados para definir um acoplamento geométrica recíproco.

12. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a referida prótese compreende um parafuso ulnar (109) para conectar o corpo ulnar (107) e a haste ulnar (110), em que o referido corpo de extensão ulnar (163) e o referido assento ulnar (165) são fornecidos com respectivos orifícios (163A, 165A) para inserir o referido parafuso ulnar (109).

13. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que o corpo côndilo umeral (102) é amovivelmente conectado à haste umeral (101), estabelecendo, assim, a modularidade de ambos o componente umeral (119) e o componente ulnar (104).

14. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 13, **caracterizada pelo** fato de que o corpo côndilo (102) é amovivelmente conectado à haste do úmero (101), através de ligação mecânica.

15. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizada pelo** fato de que a referida ligação mecânica é uma conexão cônica.

16. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 13, **caracterizada pelo** fato de que a referida prótese compreende um parafuso umeral (108) para conectar o corpo cômulo (102) e a haste umeral (101).

17. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que o corpo cômulo (102) e a haste umeral (101) são feitos de metal.

18. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 16, **caracterizada pelo** fato de que o parafuso umeral (108) é feito de metal.

19. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 13, **caracterizada pelo** fato de que o corpo cômulo umeral (102) é fornecido com um corpo de extensão umeral (157) acoplado com um assento umeral (159) fornecido em uma porção de extremidade (161) da haste umeral (101).

20. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 19, **caracterizada pelo** fato de que a porção de extremidade (161) da haste umeral (101) está configurado para promover a fixação sem cimento para ossos.

21. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 20, **caracterizada pelo** fato de que a superfície exterior da porção de extremidade (161) da haste umeral (101) é revestida com pulverização de plasma ou fornecida com metal poroso por aditivo de fabricação, e, possivelmente, hidroxiapatita.

22. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 20, **caracterizada pelo** fato de que a porção de extremidade

(161) da haste umeral (101) é fornecida, pelo menos em parte com uma estrutura trabecular.

23. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 19, **caracterizada pelo** fato de que o referido corpo de extensão umeral (157) e o referido assento umeral (159) estão configurados para definir um acoplamento geométrico recíproco.

24. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 19, **caracterizada pelo** fato de que a referida prótese compreende um parafuso umeral (108) para conectar o corpo cômulo (102) e a haste umeral (101), em que o referido corpo de extensão umeral (157) e o referido assento umeral (159) são fornecidos com respectivos orifícios (157A, 159A) para inserir o referido parafuso umeral (108).

25. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 19, **caracterizada pelo** fato de que o referido corpo de extensão umeral (157) e o referido assento umeral (159) são fornecidos, cada um com uma forma assimétrica dupla-curvada.

26. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 25, **caracterizada pelo** fato de que a referida forma assimétrica dupla-curvada é delimitada por um perfil periférico externo assimétrico duplo-curvado (169 A, 169B).

27. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 26, **caracterizada pelo** fato de que o referido perfil periférico (169A, 169B) é definido por duas circunferências espaçadas com diâmetros diferentes, unidas por um perfil de superfície de junção.

28. Prótese de cotovelo, de acordo com a reivindicação 27, **caracterizada pelo** fato de que relevos ou rebaixos são

proporcionados na dita superfície de junção das ditas duas circunferências.

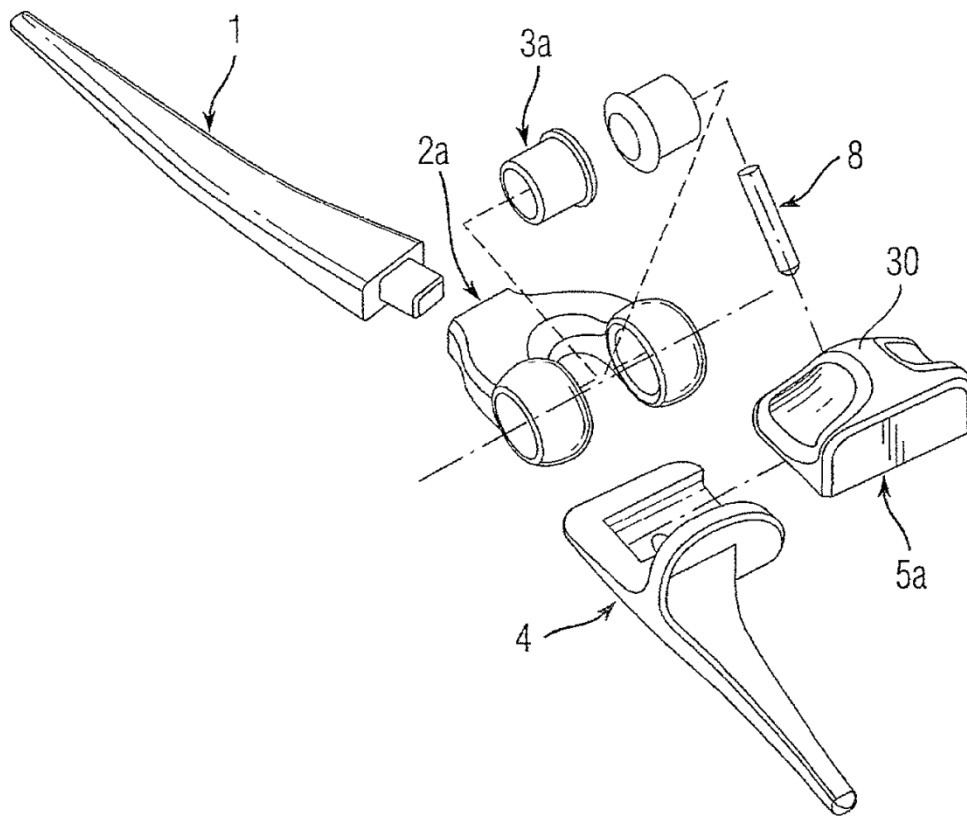


Fig. 1

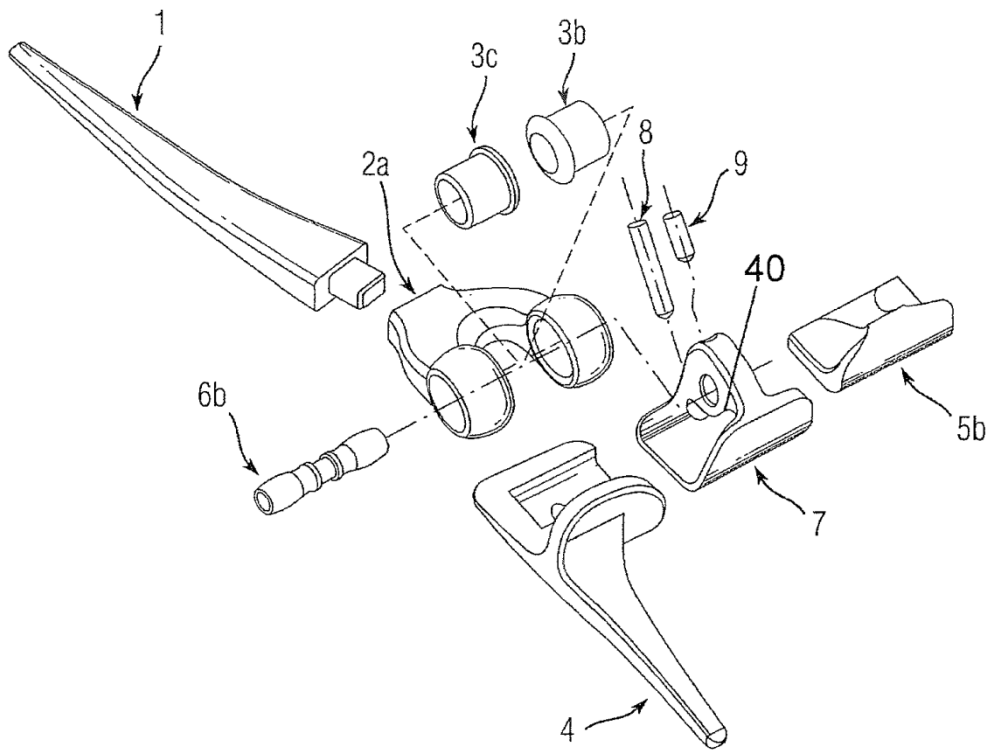


Fig. 2

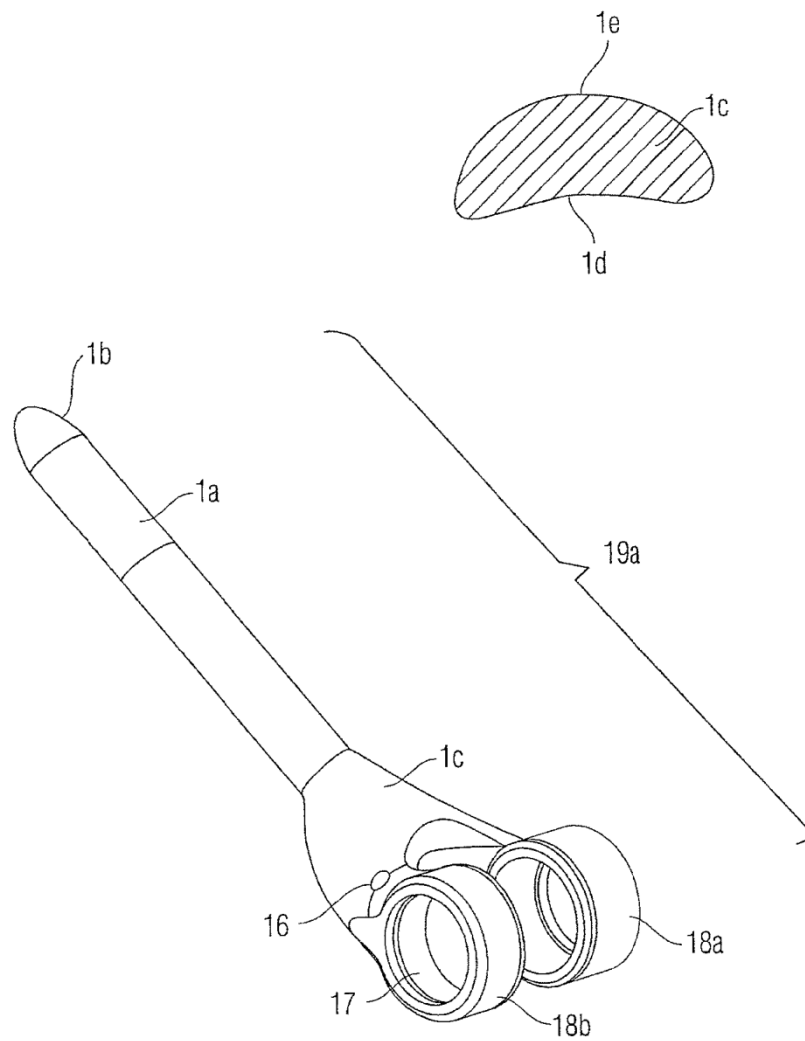


Fig. 3A



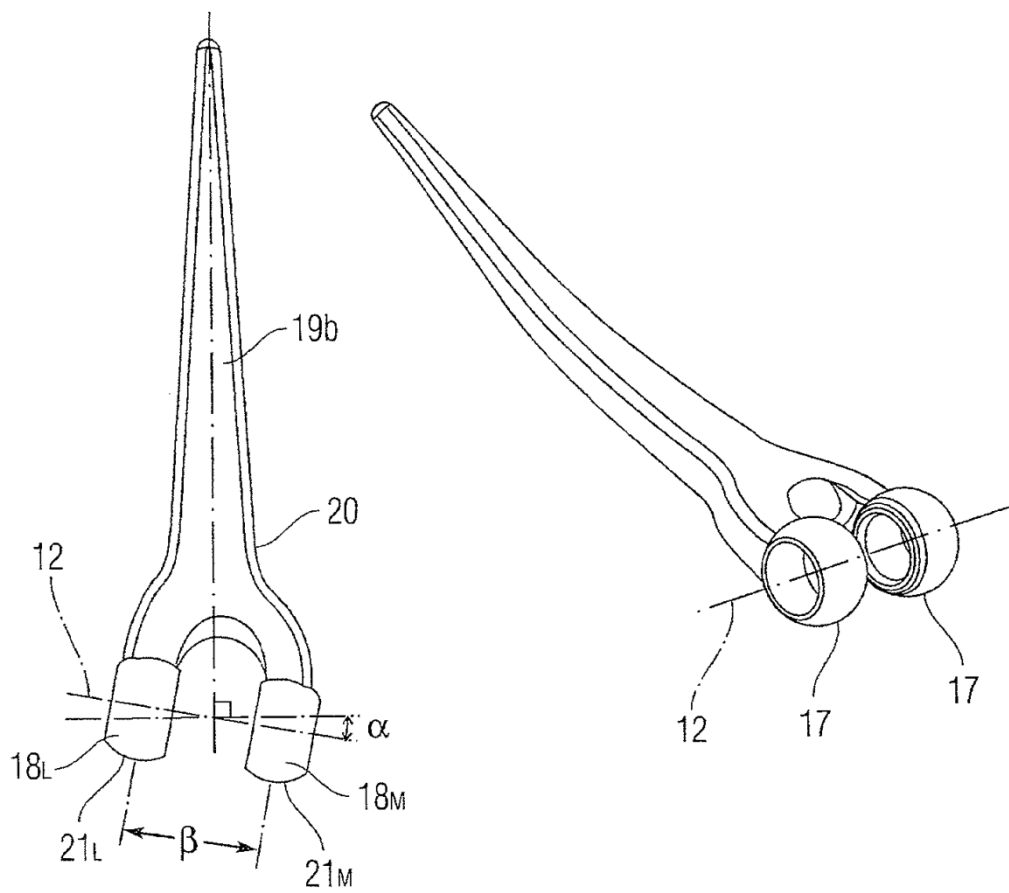


Fig. 3B

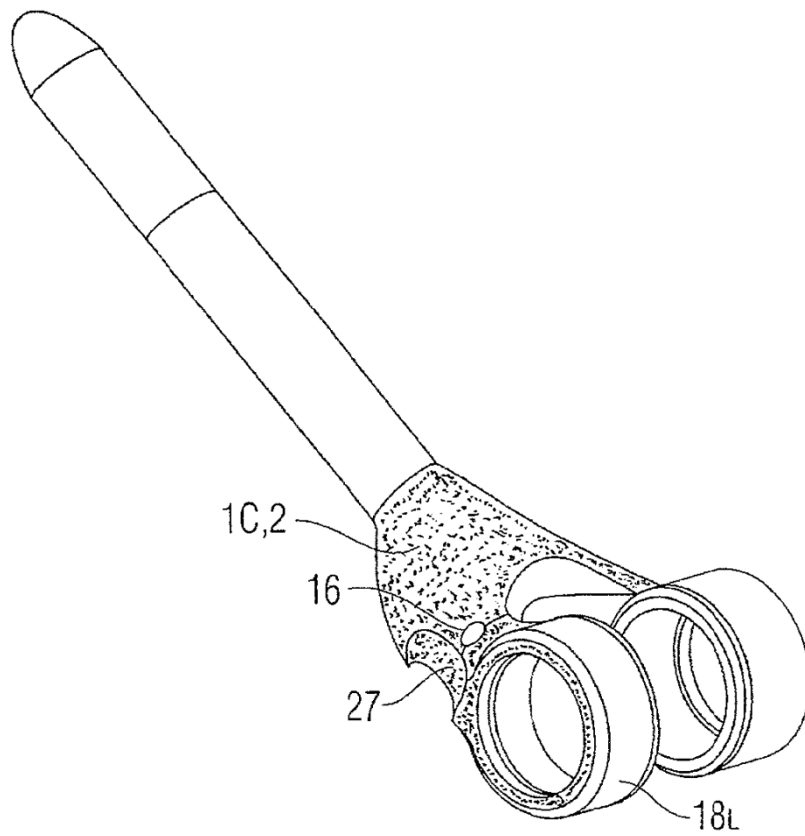


Fig. 3C

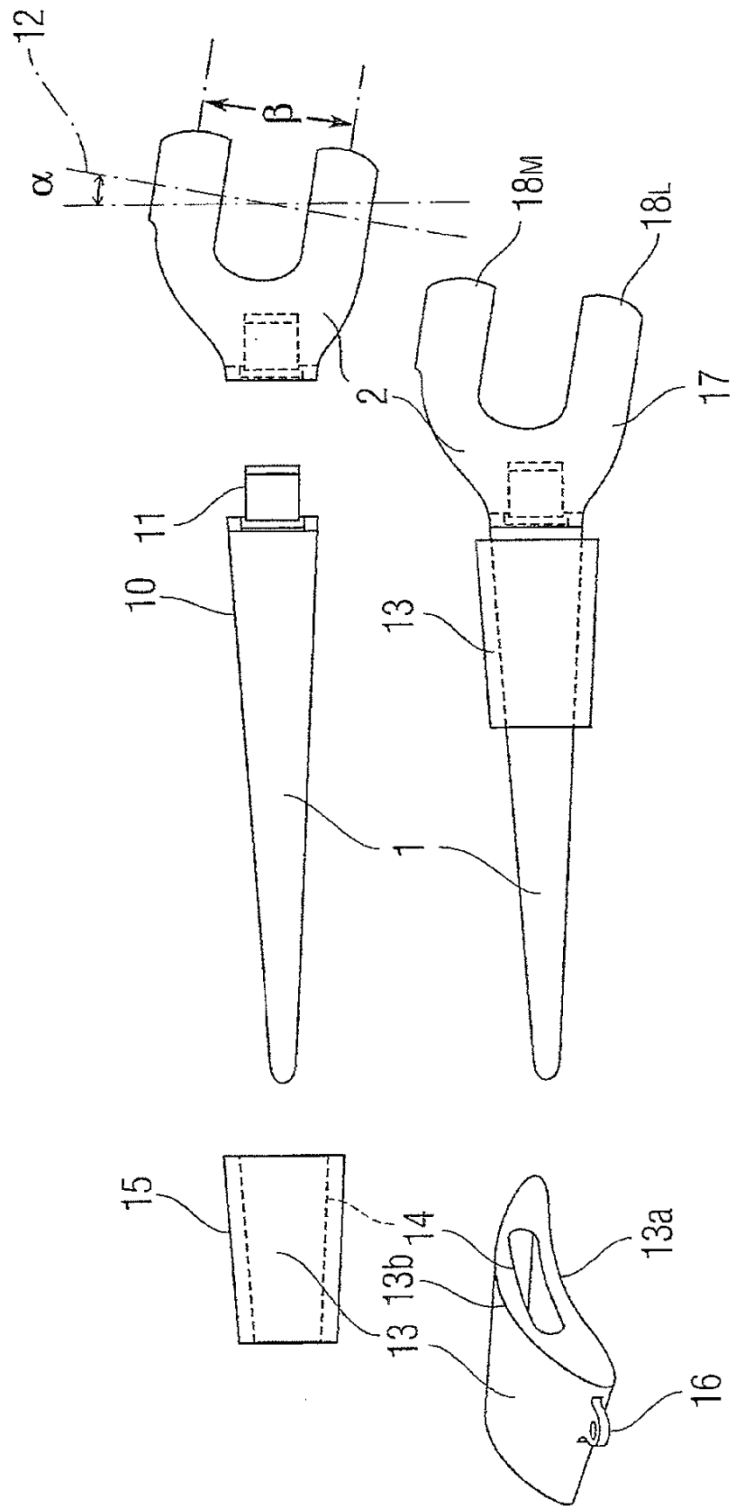


Fig. 4

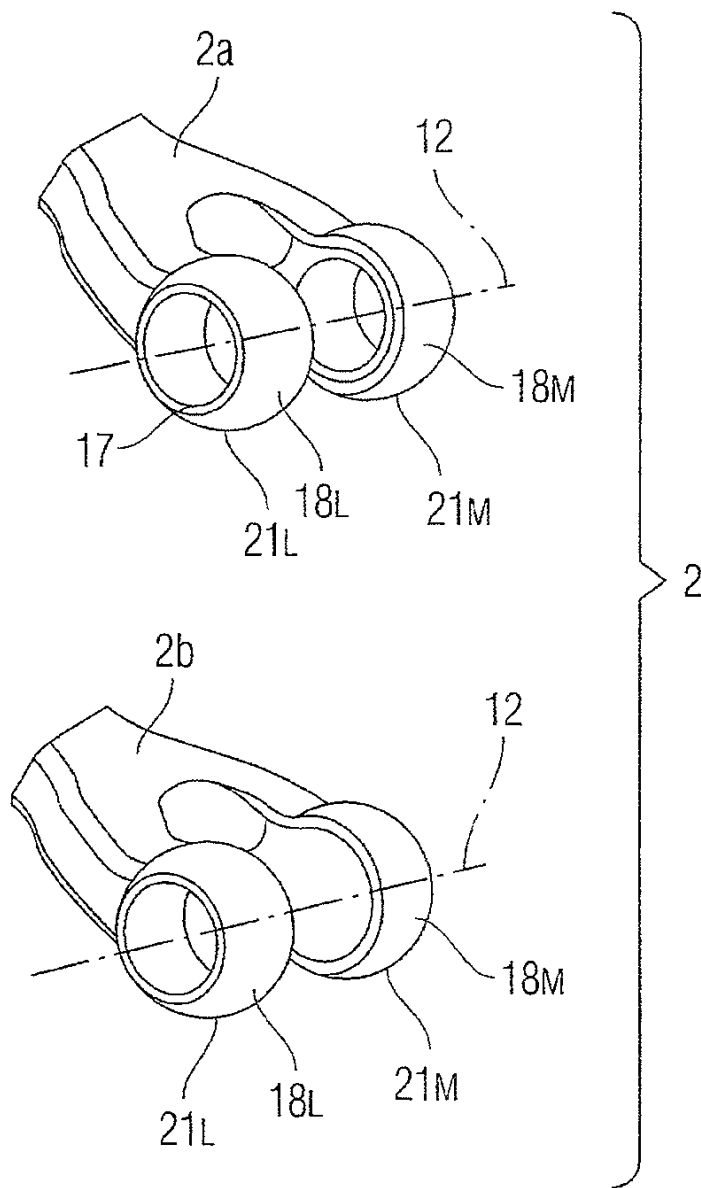


Fig. 5

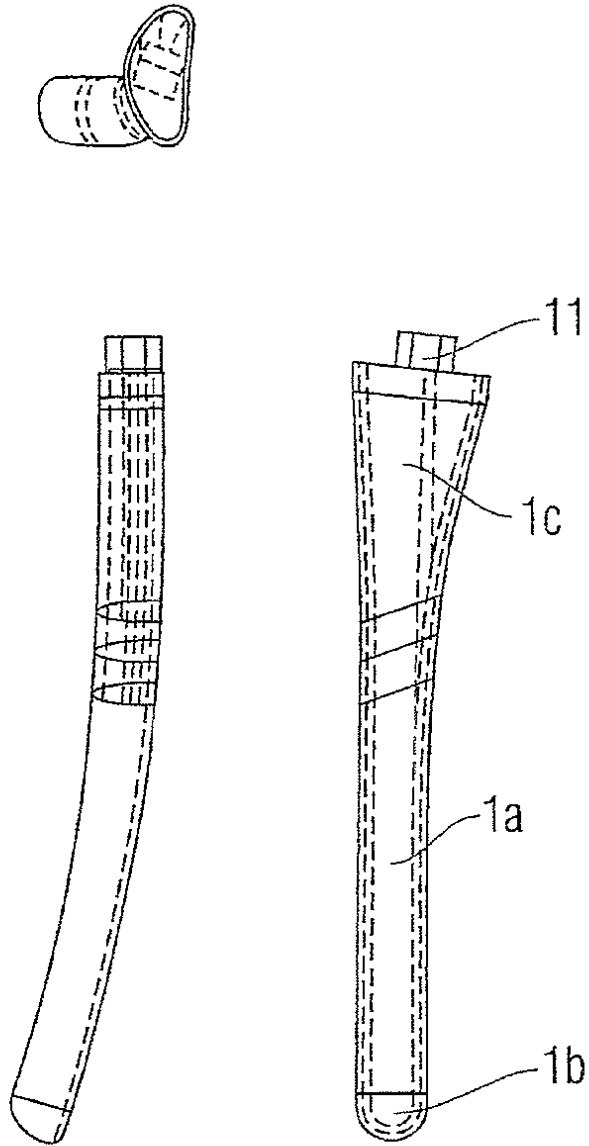


Fig. 6

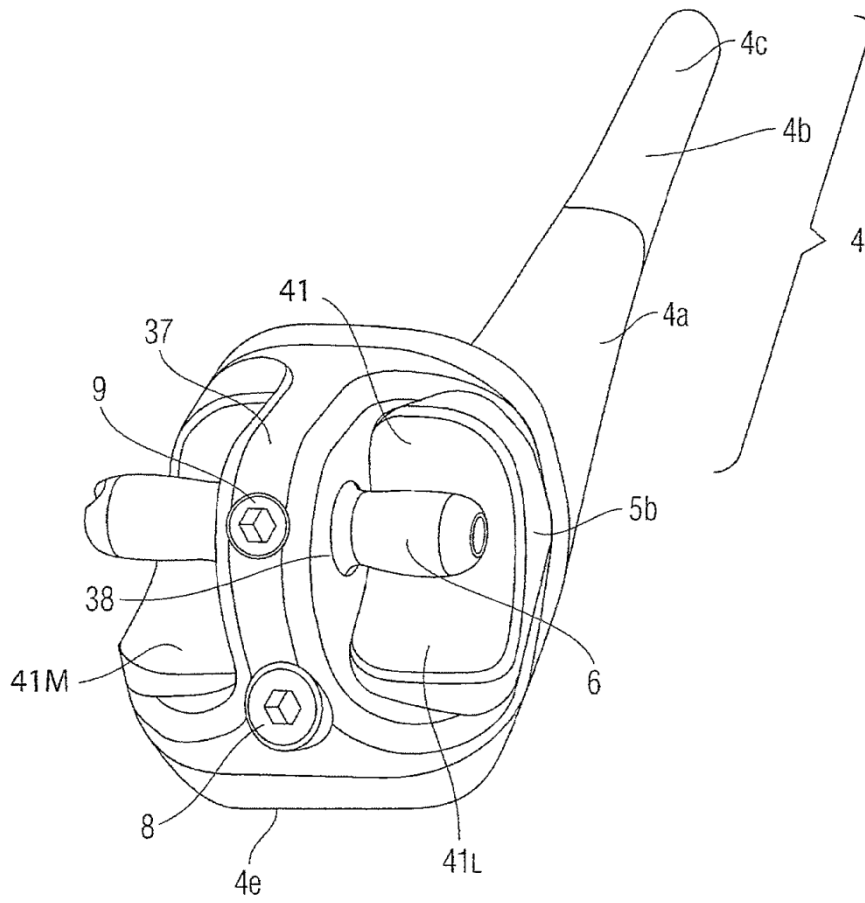


Fig. 7

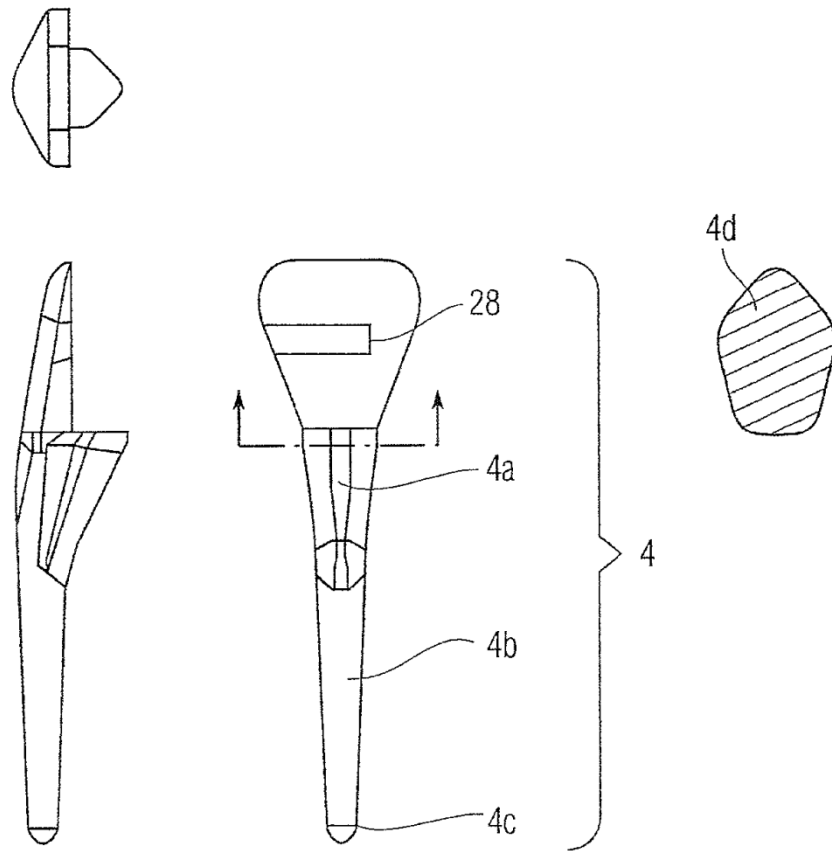


Fig. 8

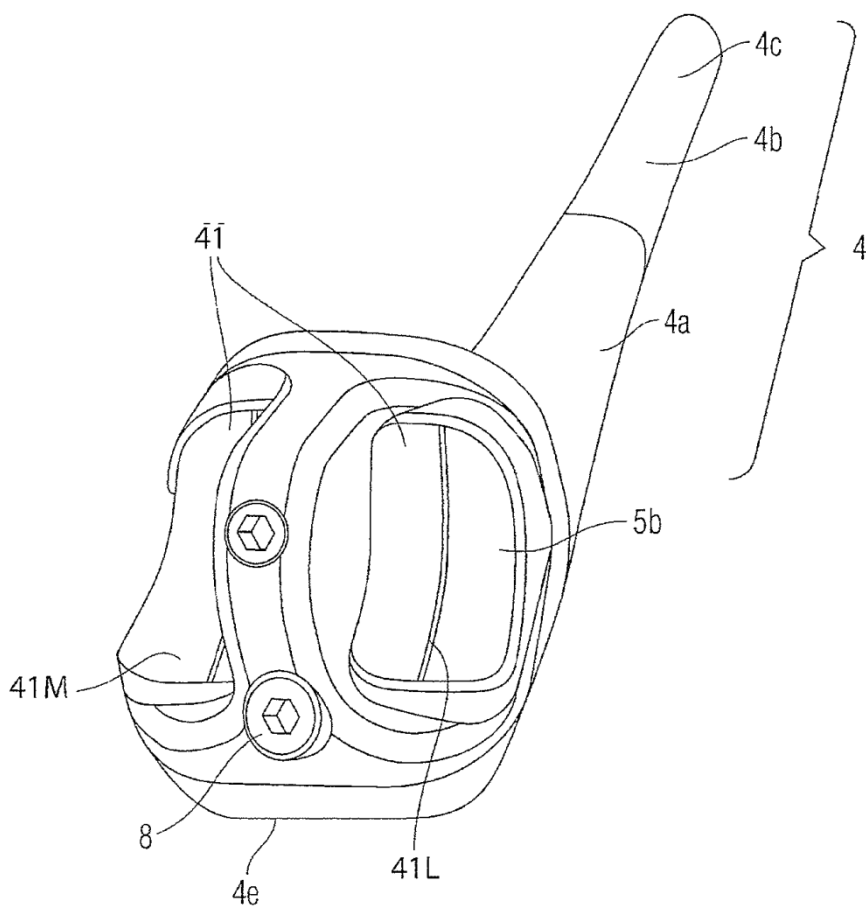


Fig. 9



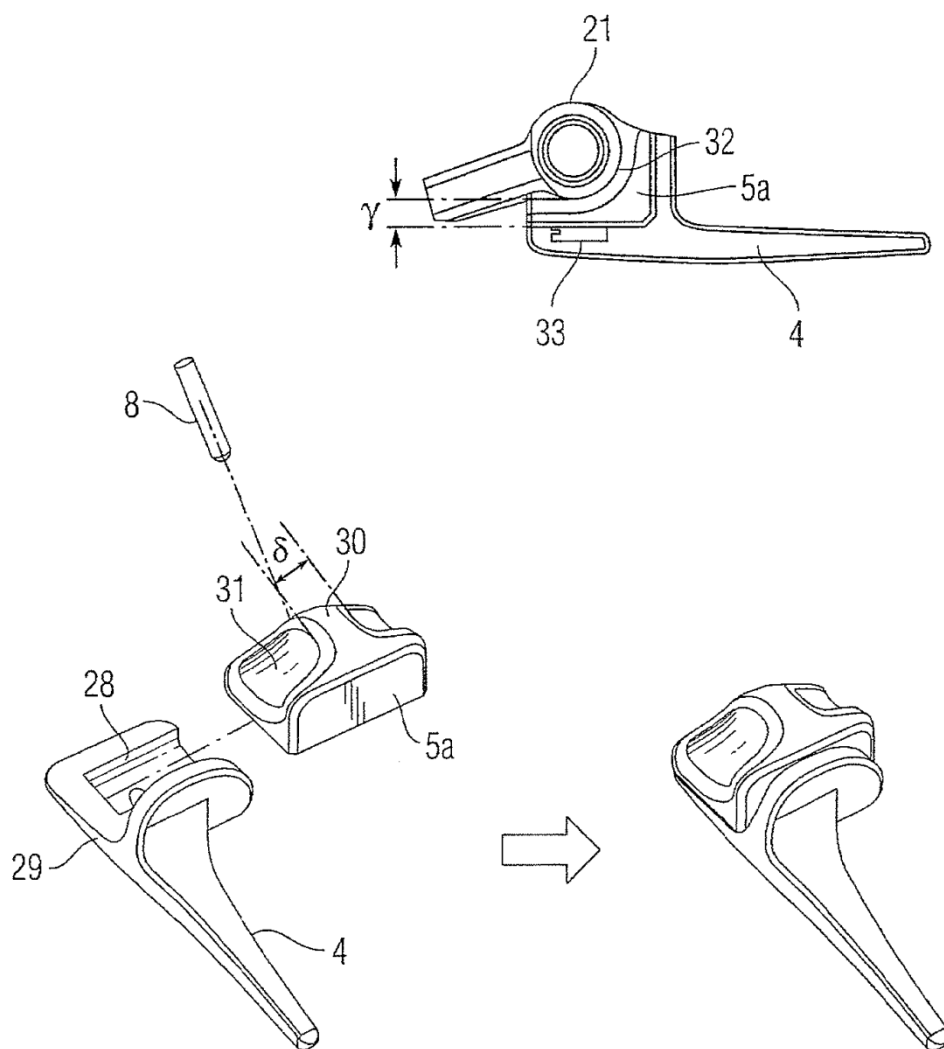


Fig. 10

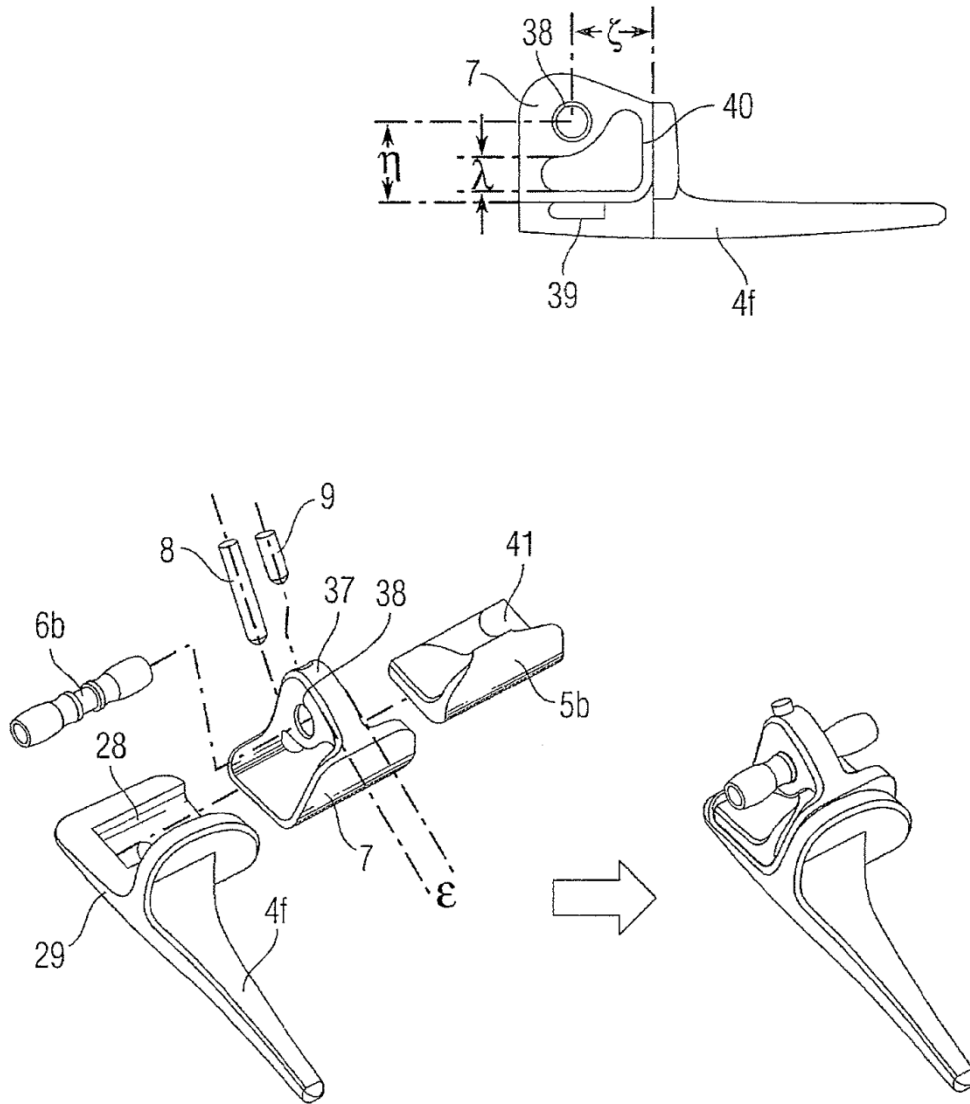


Fig. 11

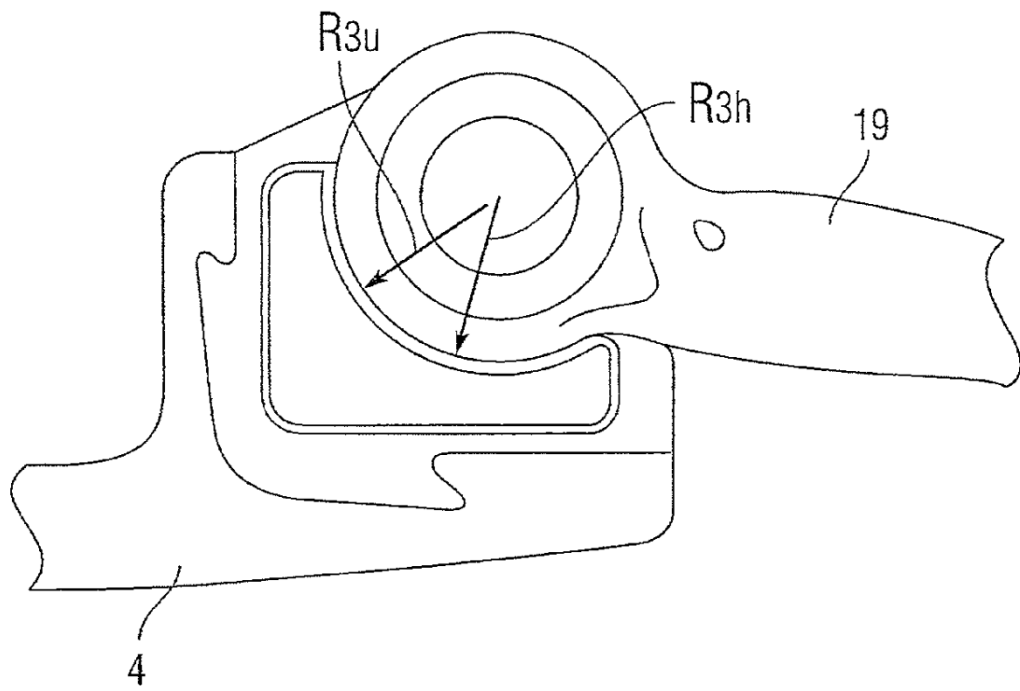


Fig. 12

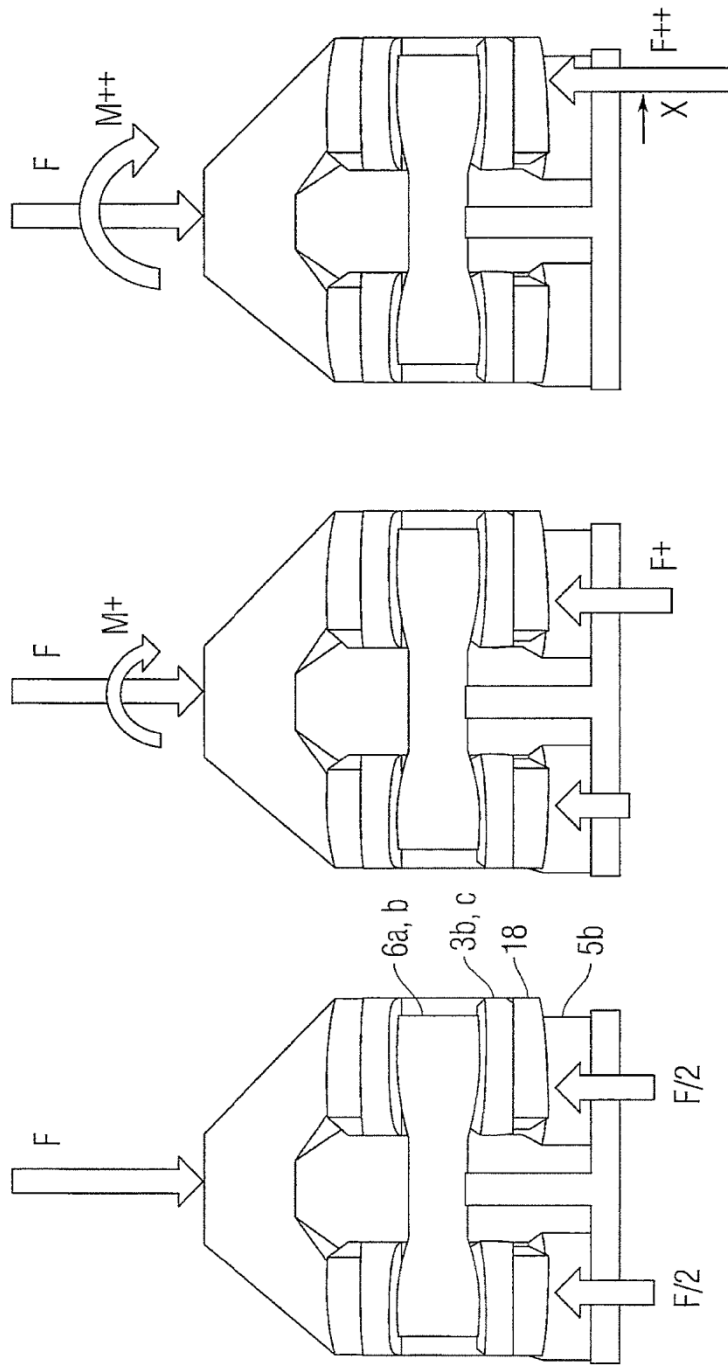


Fig. 13

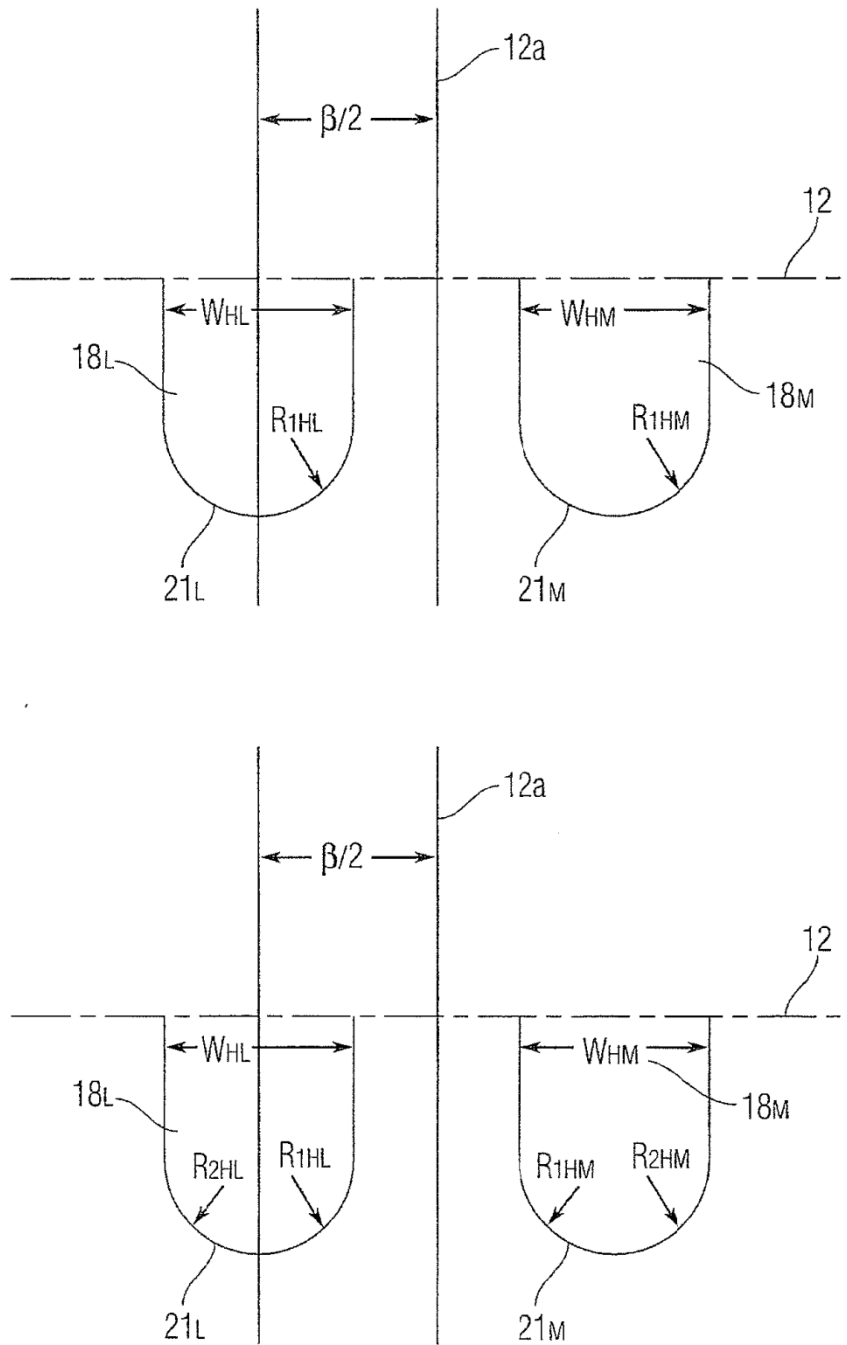


Fig. 14A

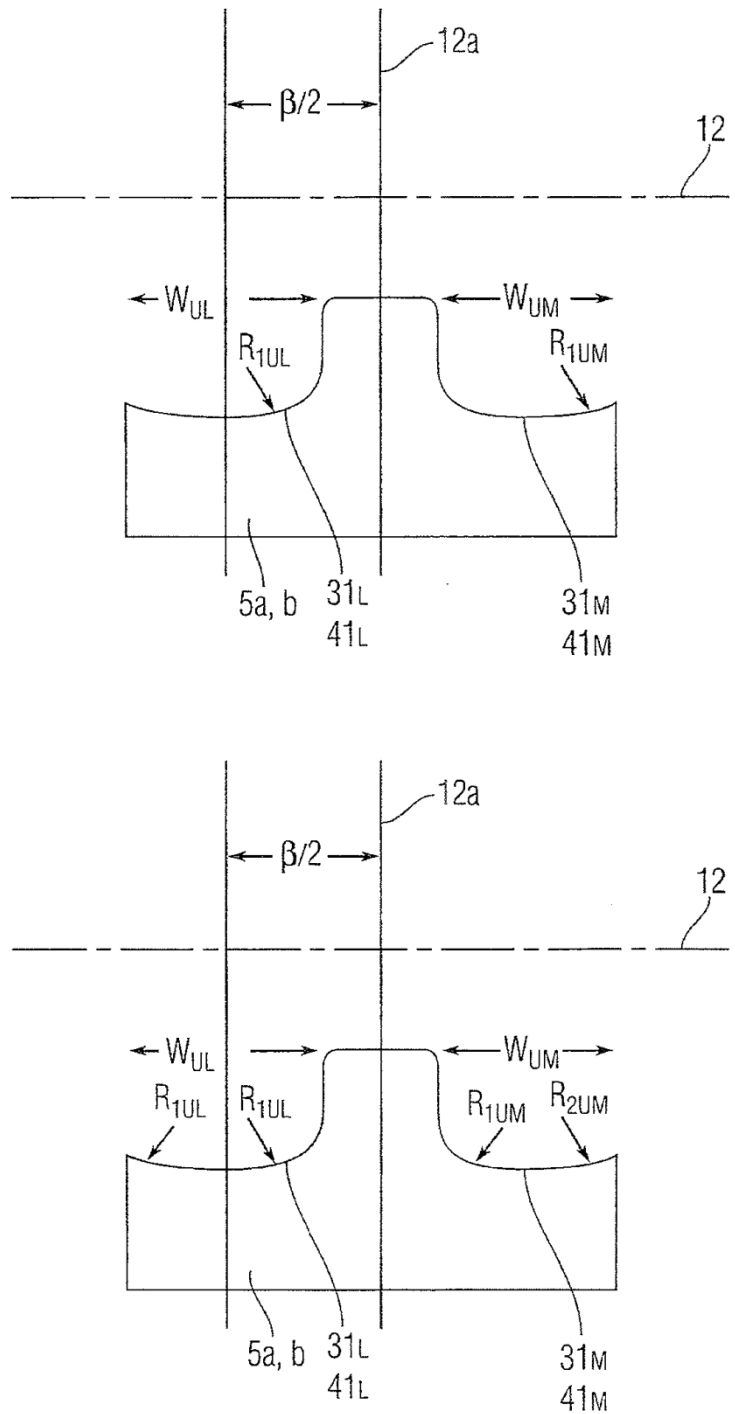


Fig. 14B

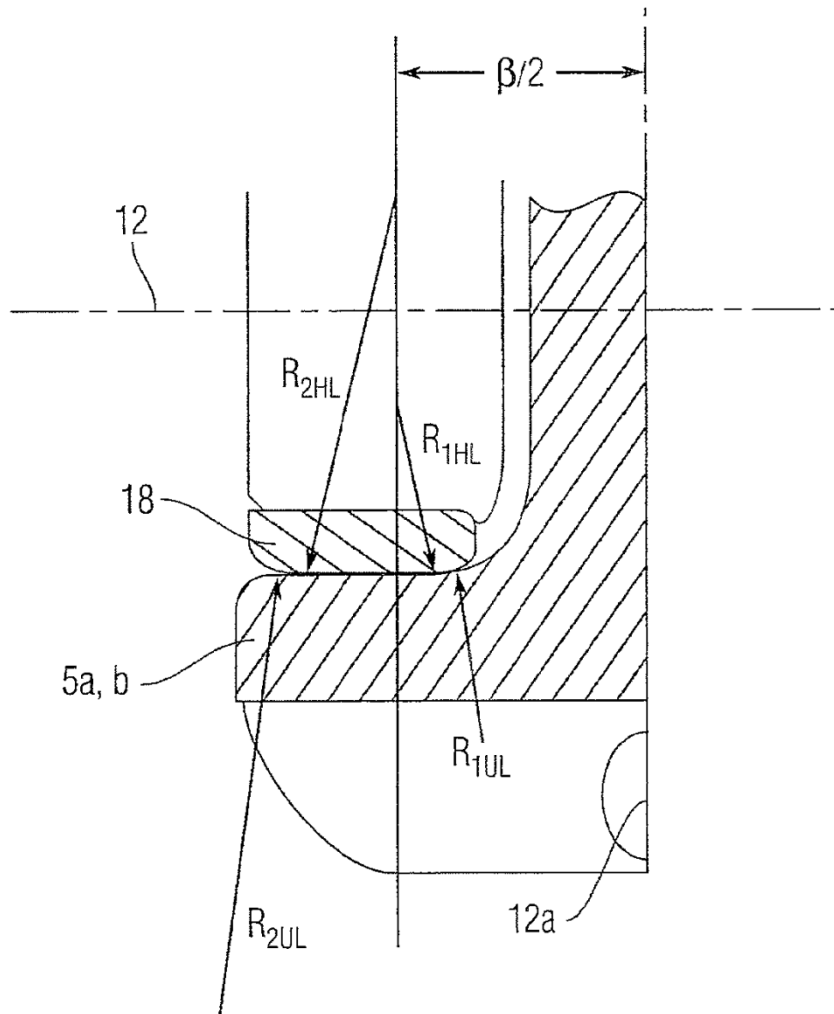


Fig. 14C

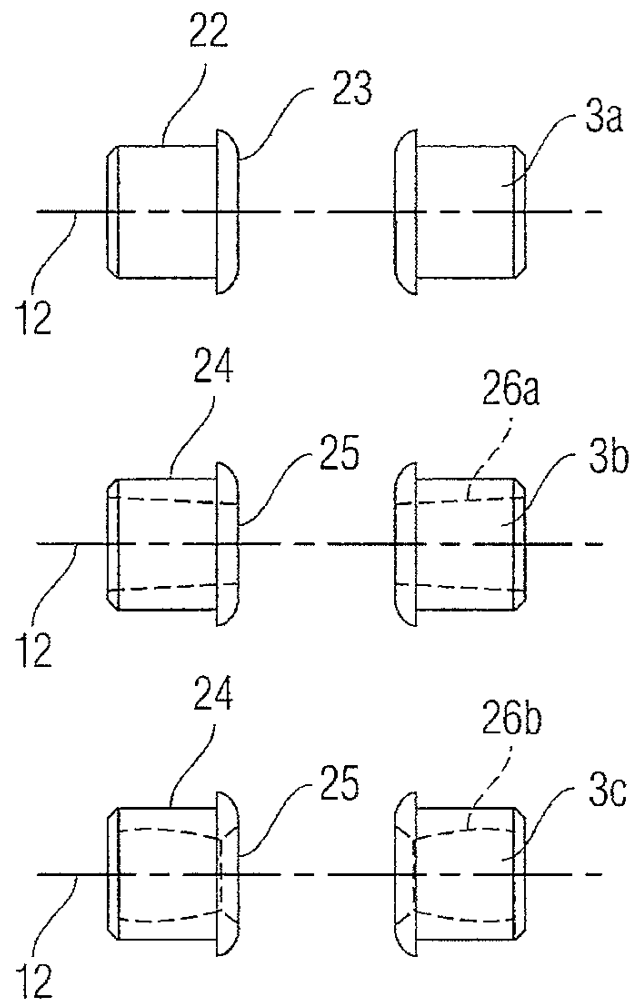


Fig. 15



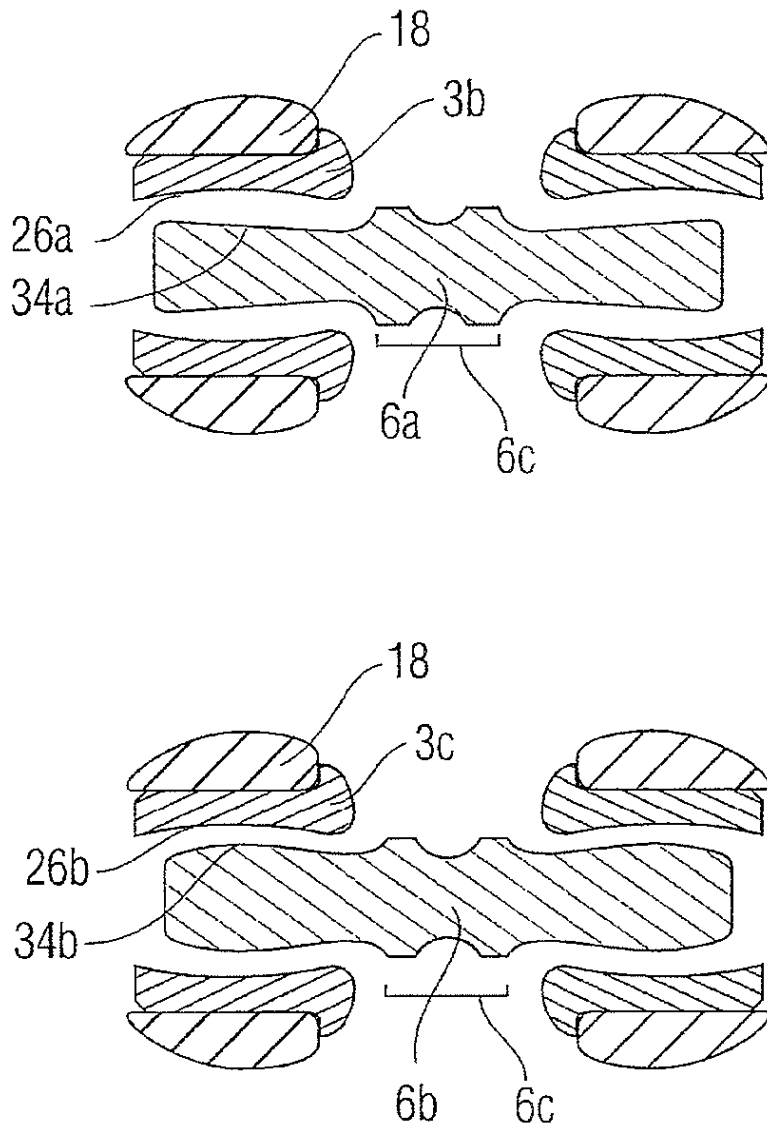


Fig. 16

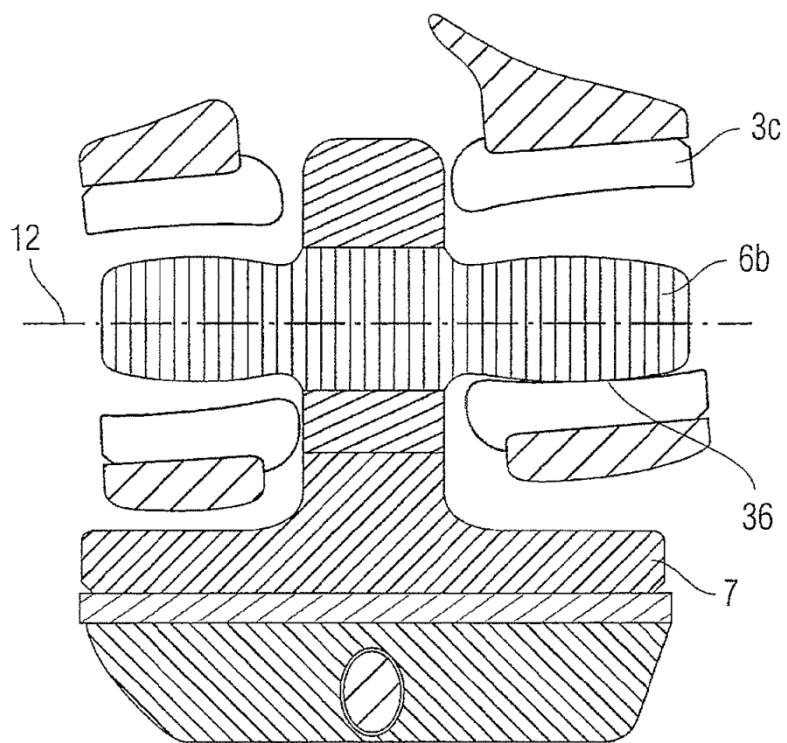


Fig. 17

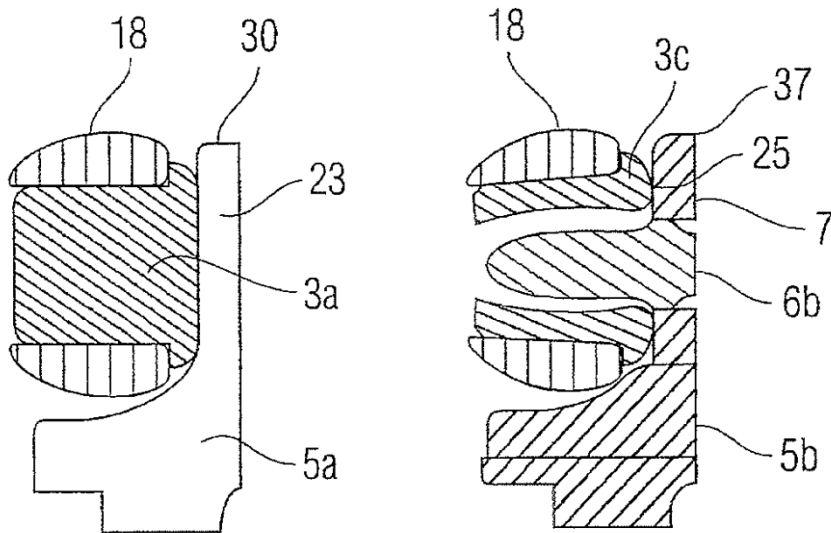


Fig. 18

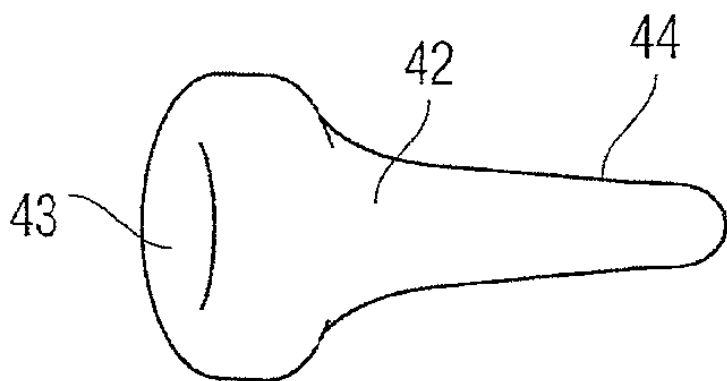


Fig. 19

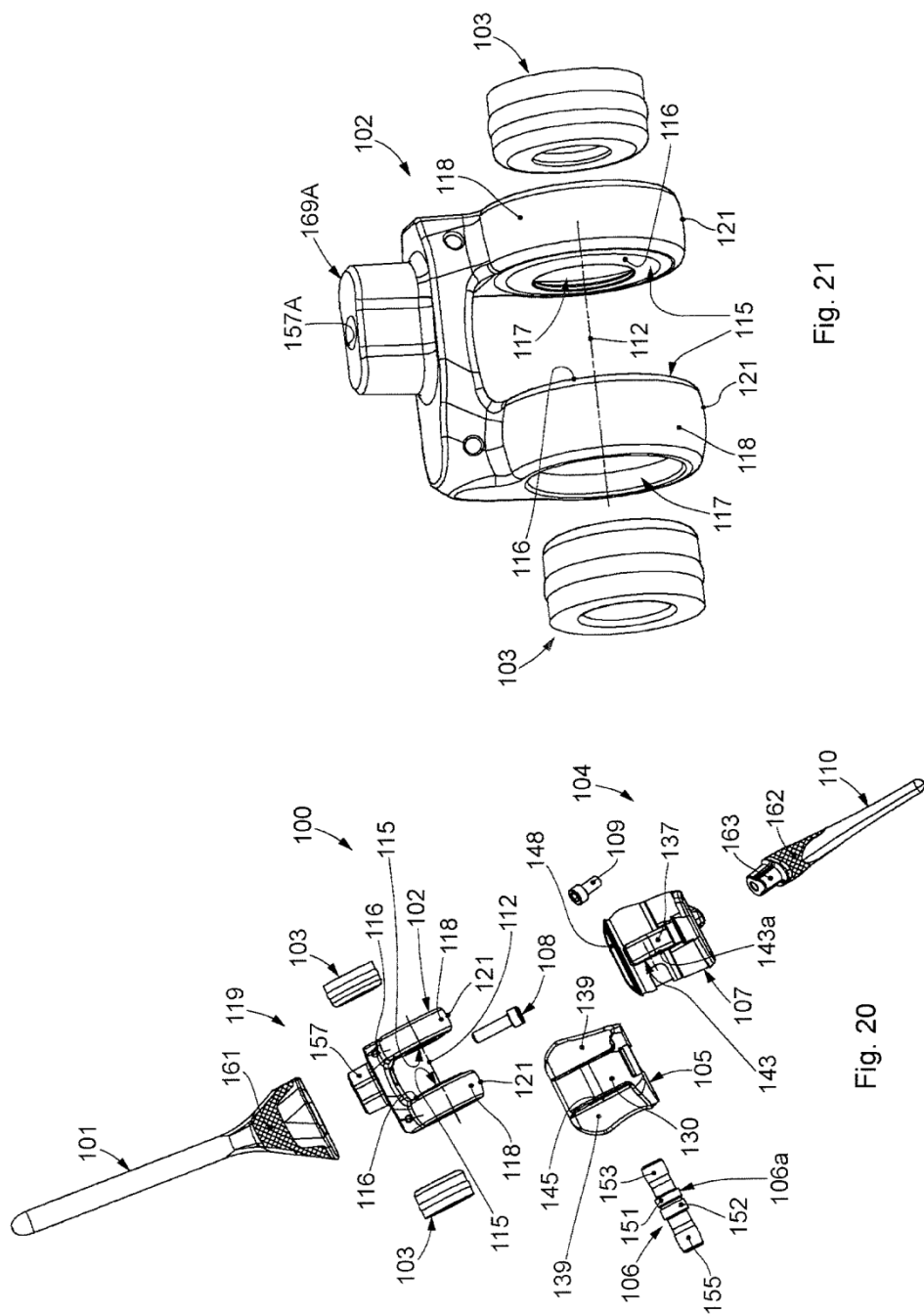
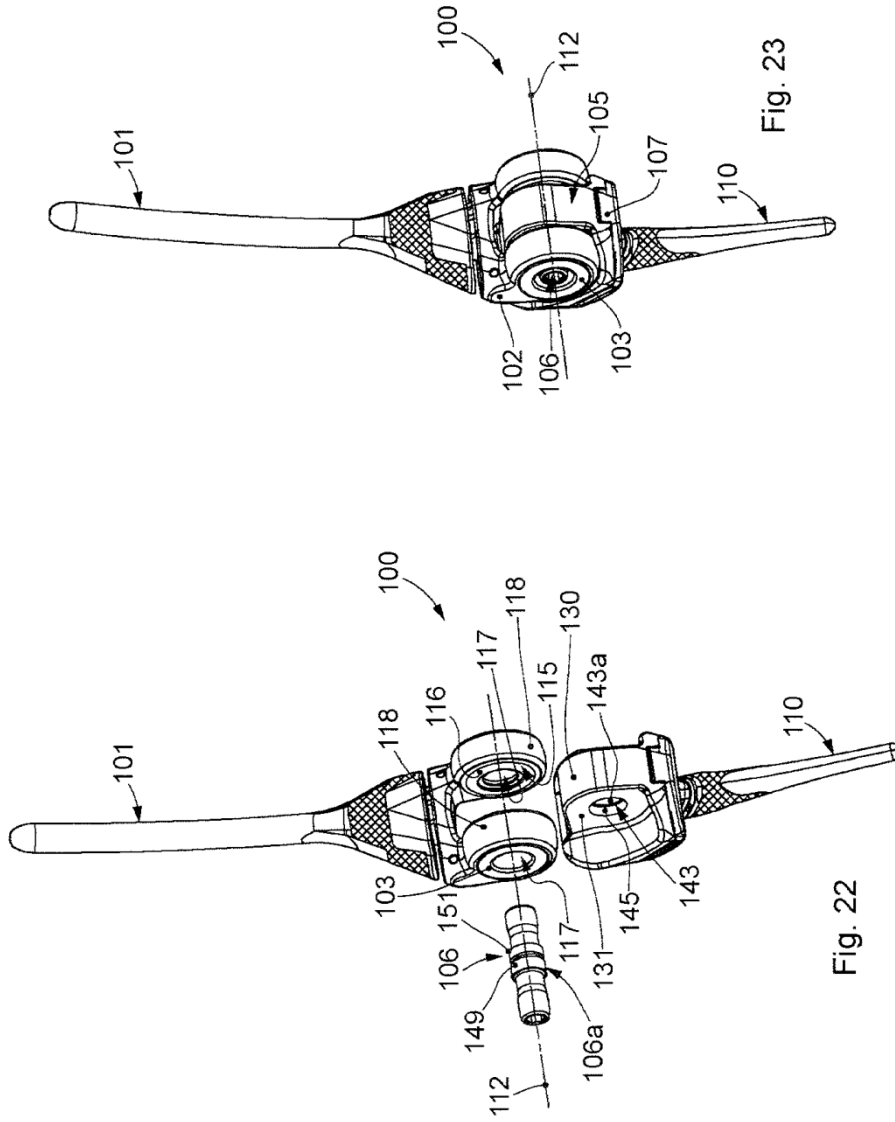


Fig. 21

Fig. 20



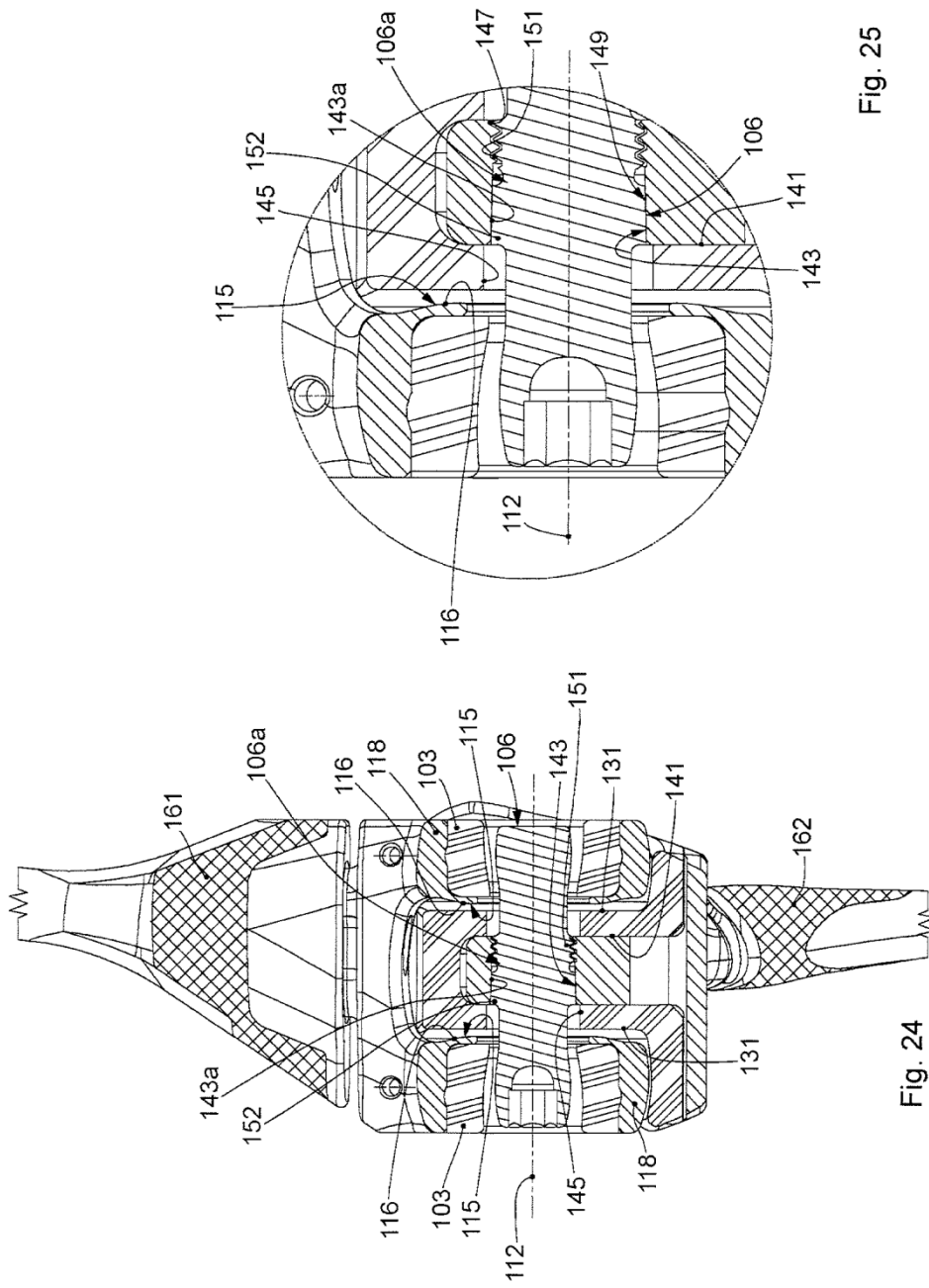


Fig. 25

Fig. 24

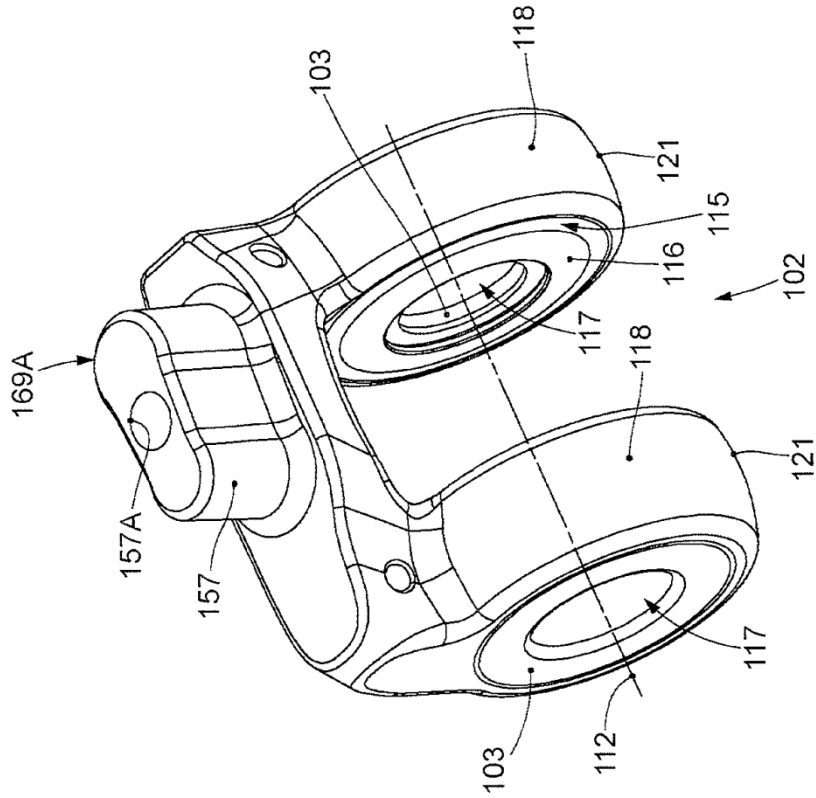


Fig. 27

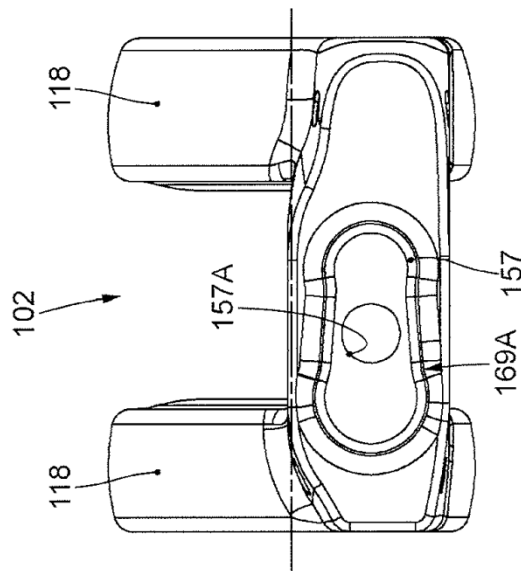


Fig. 26



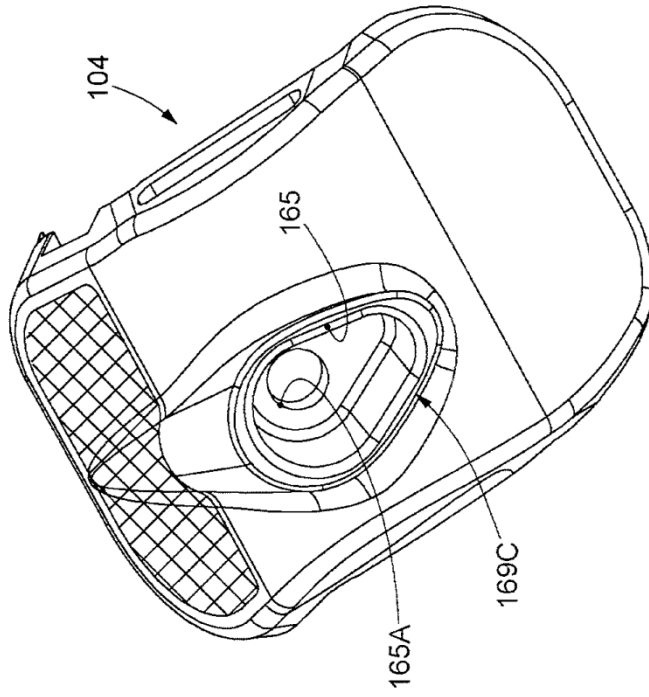


Fig. 29

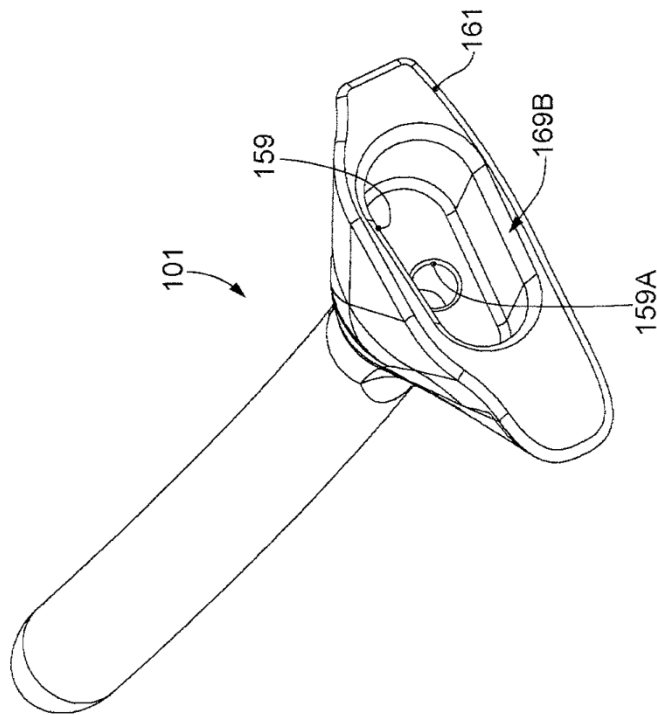


Fig. 28

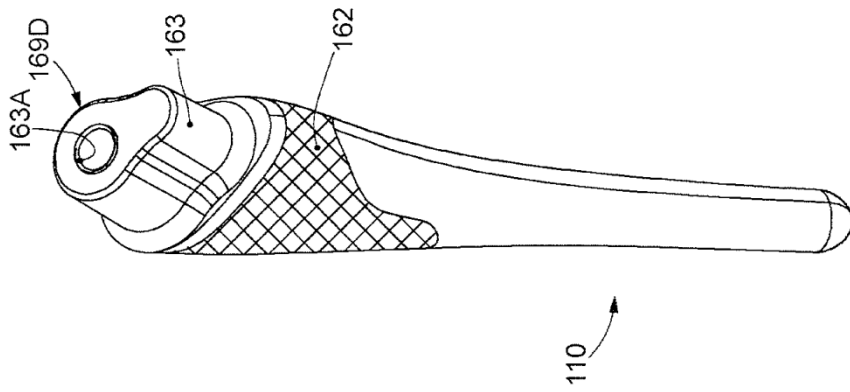


Fig. 30

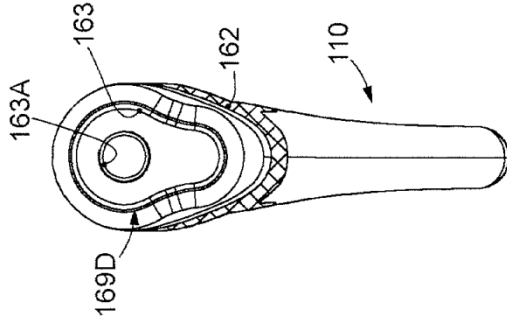


Fig. 31

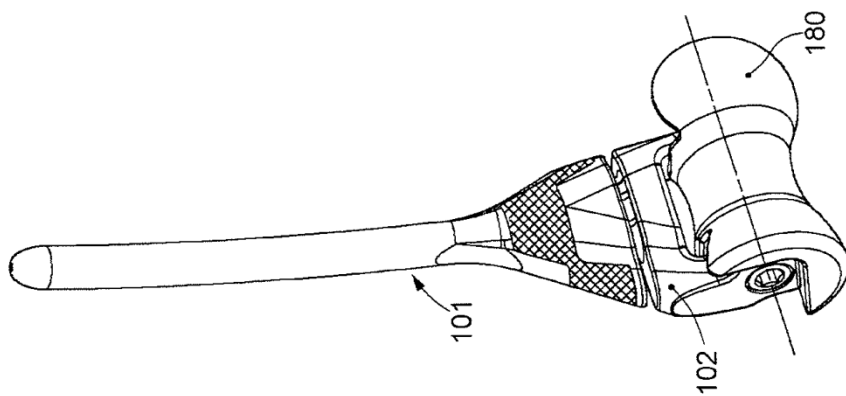


Fig. 33

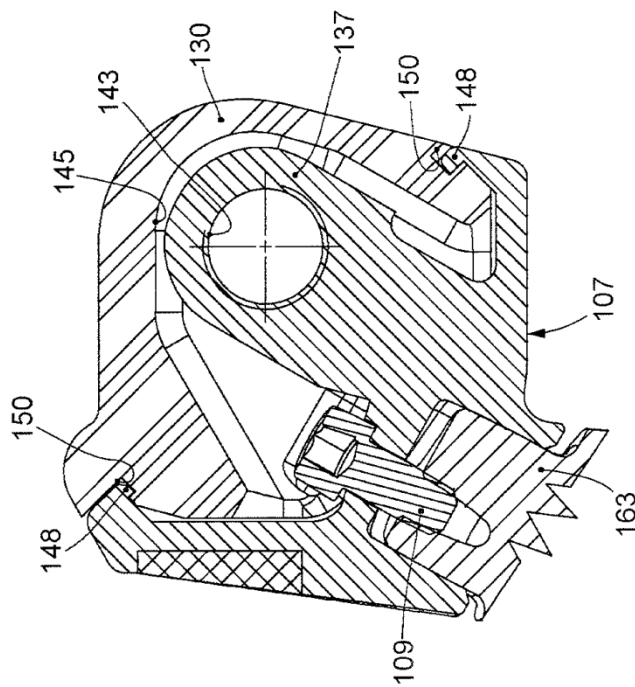


Fig. 32