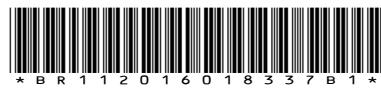




República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) BR 112016018337-1 B1



(22) Data do Depósito: 10/02/2015

(45) Data de Concessão: 10/05/2022

(54) Título: ARTICULAÇÃO ARTIFICIAL DE JOELHO

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

(30) Prioridade Unionista: 10/02/2014 IT UD2014A000023.

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

(72) Inventor(es): CHRISTOPH FIEDLER; ANDREA CAMERA; IVANA BARBANTI; NICOLA URSINO; BRUNO VIOLENTE; ANDRÉ FERREIRA.

(86) Pedido PCT: PCT IB2015050997 de 10/02/2015

(87) Publicação PCT: WO 2015/118517 de 13/08/2015

(85) Data do Início da Fase Nacional: 09/08/2016

(57) Resumo: ARTICULAÇÃO ARTIFICIAL DE JOELHO Uma articulação artificial de joelho compreende: - um componente femoral (11), provida com um côndilo medial (13), um côndilo lateral (14) e uma flange dianteira (50). O côndilo medial (13) e o côndilo lateral (14) estão unidos em proximidade com a extremidade traseira da ranhura intercôndila (19) por um came femural (17), e separadas pela ranhura intercôndila (19) na parte restante de sua extensão; - um componente tibial que compreende uma placa tibial e um implante tibial (12). O implante tibial (12) está configurado para suportar o côndilo medial (13), e o côndilo lateral (14), e está provido de um suporte tibial (18). O came femural (17) é assimétrico e compreende uma superfície distal (20) em forma de um tambor, que se articula com o suporte tibial (18).

Relatório Descritivo de Patente de Invenção para:
“ARTICULAÇÃO ARTIFICIAL DE JOELHO”.

CAMPO DA INVENÇÃO

[001] A presente invenção se refere a uma articulação artificial de joelho utilizada para substituir uma articulação biológica de joelho.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

[002] Uma articulação artificial do joelho, ou prótese do joelho é utilizada para substituir um joelho biológico, se este último é submetido, por exemplo, a artrose primária ou secundária devido a um trauma ou causado por infecções, artrose pós-traumática, artrite reumatóide, artrite inflamatória, meniscectomia osteonecrose, ou tumores ósseos, ou, caso o joelho biológico é particularmente submetido a traumas graves ou outros problemas semelhantes.

[003] As próteses de joelho conhecidas compreendem, tipicamente, um componente femoral, o qual está ligado à extremidade distal do fêmur, e um componente tibial, o qual está ligado à extremidade proximal da tibia.

[004] O componente femoral, como seus principais componentes, normalmente tem um côndilo médio, um côndilo lateral, parcialmente separados um do outro por uma ranhura intercôndila, e uma flange frontal.

[005] O componente tibial é normalmente composto por uma placa tibial, a qual está ligado durante o uso para a

extremidade proximal da tibia, e uma inserção, a qual compreende uma superfície de articulação medial e uma superfície de articulação lateral, em que, respectivamente, o côndilo médio e o côndilo lateral do componente femural articula durante o uso.

[006] Os côndilos e as superfícies de articulação são todos em todos configurados para reproduzir um movimento semelhante ao de um joelho biológico saudável.

[007] Mais especificamente, o componente femoral e o componente tibial são normalmente configuradas para reduzir tanto quanto possível a probabilidade de que os movimentos incorretos ocorrem devido a traduções anômalas na parte da frente, traseira, ou medial das direções laterais, e as rotações.

[008] Em operações cirúrgicas que utilizam um implante total de prótese de joelho, o ligamento cruciforme anterior é geralmente removido.

[009] Em vez disso, o ligamento cruciforme posterior é removido se a sua funcionalidade é considerada comprometida ou se a funcionalidade é totalmente inexistente, por exemplo, devido a uma evolução patológica.

[0010] A presença dos dois ligamentos colaterais, ou seja, ligamentos mediais e ligamentos laterais, é necessária para a estabilidade global da articulação artificial.

[0011] Quando os ligamentos cruciformes anterior e

posterior tenham sido removidos e, ao mesmo tempo uma boa funcionalidade dos ligamentos colaterais é mantido, é necessária a utilização de uma configuração de prótese que permita restabelecer a estabilidade mecânica original.

[0012] Esta configuração geralmente fornece, em algumas soluções de prótese conhecidos, um suporte tibial, ou simplesmente suporte, com uma proeminência proximal, fornecida no implante tibial na sua zona central, isto é, posicionada entre as superfícies de articulações mediais e laterais do próprio implante tibia.

[0013] O suporte tibial é inserido no interior da ranhura intercôndila do componente femural quando a prótese é implantada.

[0014] Em algumas soluções de prótese conhecida, a pós também interfere com uma came femoral, ou simplesmente came, localizado na proximidade da extremidade traseira do sulco intercôndilo, ou em uma posição oposta a flange dianteira, para restaurar a funcionalidade do ligamento cruzado posterior que foi removido.

[0015] O suporte e a resalto normalmente articulam para uma parcela reduzida da flexão da articulação.

[0016] Durante a flexão da perna, um movimento de rotação também ocorre do joelho biológica em relação ao eixo da tibia para o exterior, e esta rotação também ocorre em um joelho com prótese fornecida por uma articulação artificial.

[0017] A amplitude de tais rotações depende, em particular, das condições específicas de cada paciente. Portanto, não é recomendado facilitar a rotação externa através do contato entre o suporte e o came para um grau fixo de rotação, mas é vantajoso proporcionar uma geometria otimizada para pós e came para uma faixa mais ampla de rotação externa.

[0018] Portanto, por esta razão, as áreas de suporte e came destinadas a entrar em contato recíproco durante a rotação são concebidas não de forma congruente, por meio de um desenho assimétrico, de modo a permitir que uma suficientemente ampla faixa de variabilidade e para fornecer contato para diferentes graus de rotação externa.

[0019] Os documentos do estado da técnica EP 1 591 082 B 1, US 2012/0143342, US 2007135925, US 60/13103, EP 0941719 A, US 5,549,686, e o artigo científico por Cates et al., "*In Vivo Comparison of Knee Kinematics for Subjects Having Either a Posterior Stabilized or Cruciate Retaining High-Flexion Total Knee Arthroplasty*" descrevem soluções para próteses articulares de joelho que são propostas, pelo menos em parte, para resolver os problemas decorrentes da rotação externa durante a flexão. As soluções propostas nestes documentos do estado da técnica não são completamente satisfatórias, no entanto, porque, em algumas concretizações, o came tem um perfil simétrico que não

permite um acoplamento do mesmo formato adequado do came e suporte durante a rotação externa.

[0020] Outra desvantagem de algumas formas conhecidas de concretizações é que a rotação externa é forçada pelo contato entre o came femoral e o suporte tibial durante o movimento de flexão, o que faz com que este movimento seja menos natural e, ao mesmo tempo, leva a um aumento no desgaste, de tanto o came e o suporte.

[0021] O aumento no desgaste pode também levar a uma redução da vida da prótese do joelho.

[0022] Em algumas formas conhecidas de concretrização, o implante tibial apresenta uma superfície de contato assimétrico do suporte, destinadas a entrar em contacto com o came.

[0023] Esta assimetria não permite trocar o componente femoral esquerdo e direito usando um único implante tibial.

[0024] Por conseguinte, é um objetivo da presente invenção a obtenção de uma articulação artificial do joelho, que facilita os movimentos naturais do pé, completamente reproduzindo a cinemática natural de um joelho saudável.

[0025] Outro objetivo da presente invenção é a obtenção de uma articulação artificial do joelho, que reduz as tensões resultantes da interação entre o componente femoral e componente tibial.

[0026] O Requerente concebeu, testou e concretizou a presente invenção para superar os inconvenientes do estado da articulação e obter estas e outras finalidades e vantagens.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[0027] A presente invenção está apresentada e caracterizada na reivindicação independente, enquanto que as reivindicações dependentes descrevem outras características da invenção ou variantes da ideia inventiva principal.

[0028] De acordo com os propósitos acima referidos, uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção compreende um componente femoral capaz de ser ligado a extremidade distal de um fémur; o componente femoral compreende, pelo menos, um côndilo médio e um côndilo lateral. O conjunto também compreende um componente tibial capaz de ser ligado à extremidade proximal da tíbia; o referido componente tibial compreende uma placa tibial e um implante tibial.

[0029] O implante tibial é configurado para suportar o côndilo médio e o côndilo lateral permitindo que eles articulam, através de, respectivamente, uma superfície de articulação medial e uma superfície de articulação lateral.

[0030] O implante tibial é fornecido centralmente com um suporte simétrico, dispostos longitudinalmente entre as duas superfícies de articulação, de modo que o suporte é posicionado no interior da ranhura intercôndila femoral,

definido pelo côndilo médio e o côndilo lateral; a ranhura intercôndila femoral estende-se desde a extremidade posterior do componente femoral de uma flange dianteira.

[0031] O componente femoral é também fornecido com um came, a seguir designado como came femoral, disposto na proximidade da parte traseira da ranhura intercôndila que entra em contato com a superfície posterior do suporte durante uma parte da flexão da articulação.

[0032] O suporte tibial e o came femoral são moldados de modo a que o componente femoral facilite a rotação externa quando o came femoral entra em contato com o suporte.

[0033] Em algumas concretizações, o came femoral tem um desenvolvimento ao longo de um eixo perpendicular ao plano do fémur central. Além disso, o came femoral pode ser fornecido com uma superfície distal definida pela rotação, em relação ao referido eixo, de um arco de circunferência.

[0034] Em uma outra formulação preferencial, o suporte é simétrico em relação a um plano central do implante tibial.

[0035] Essa simetria permite trocar o componente tibial para diferentes componentes femorais para a perna direita ou componentes femorais para a perna esquerda.

[0036] Isto é possível porque a própria conformação do componente femoral, e, em particular, do came femoral, é otimizado para uma perna particular.

[0037] De acordo com uma outra característica da presente invenção, a superfície traseira do suporte não é congruente em relação à superfície de contato do came, de modo a que o came e o suporte permitem a rotação externa durante a flexão e forneçam uma área de contato central.

[0038] A articulação artificial do joelho feito com estas características fisiológicas reproduz os movimentos de um joelho biológico, de um modo particularmente natural.

[0039] Além disso, esta configuração permite reduzir as tensões a que o componente femoral e o componente tibial de articulações do joelho artificial conhecidas são normalmente submetidas.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[0040] Estas e outras características da presente invenção serão evidentes a partir da descrição seguinte de algumas concretizações, dada como um exemplo não restritivo com referência aos desenhos anexos, nos quais:

[0041] - A FIG. 1 é uma vista em seção lateral do plano central de uma forma de concretização de uma articulação artificial do joelho em hiperextensão, de acordo com a presente invenção;

[0042] - A FIG. 2 é uma vista em perspectiva de um componente femoral, de acordo com a presente invenção;

[0043] - A FIG. 3 é uma vista em perspectiva de um componente tibial, de acordo com a presente invenção;

[0044] - A FIG. 4 é uma seção da vista central paralela ao plano da frente de um componente femural de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção;

[0045] - A FIG. 5 é uma outra vista em corte a partir de cima, que passa pelo centro do came de um componente femural, de acordo com uma concretização da presente invenção;

[0046] - A FIG. 6 é uma vista em detalhe ampliado do componente femoral da Fig. 5;

[0047] - A FIG. 7 é uma vista em secção lateral do plano central de uma componente femural de acordo com a presente invenção;

[0048] - A FIG. 8 é uma vista em detalhe ampliado do componente femoral da Fig. 7;

[0049] - A FIG. 9 é uma vista de cima de uma secção do implante tibial que passa através do suporte, de acordo com uma concretização de uma articulação artificial de joelho, da presente invenção;

[0050] - A FIG. 10 é uma outra vista lateral, em secção central de um implante tibial, de acordo com uma concretização da presente invenção;

[0051] - A FIG. 11 é uma vista lateral, em secção central de uma concretização de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção em uma primeira

posição de funcionamento, a 90 ° de flexão;

[0052] - A FIG. 12 é uma vista lateral, em secção central de uma concretização de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção, em uma segunda posição de funcionamento a 120 ° de flexão;

[0053] - A FIG. 13 é uma outra vista em corte a partir de cima de uma concretização de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção em uma primeira posição de funcionamento, a 90 ° de flexão sem rotação externa;

[0054] - A FIG. 14 é uma outra vista em corte a partir de cima de uma concretização de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção, em uma segunda posição de funcionamento, a 90 ° de flexão com 3 graus de rotação externa;

[0055] - A FIG. 15 é uma outra vista em corte a partir de cima de uma concretização de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção, em uma terceira posição de funcionamento a 90 ° de flexão com 6 graus de rotação externa;

[0056] - A FIG. 16 é uma outra vista em corte a partir de cima de uma concretização de uma articulação artificial do joelho, de acordo com a presente invenção, em uma quarta posição de funcionamento a 90 ° de flexão com 6 graus de rotação externa.

[0057] Para facilitar a compreensão, os mesmos números de referência foram usados, sempre que possível, para identificar elementos comuns idênticos nos desenhos. Entende-se que os elementos e as características de uma concretização podem convenientemente ser incorporado em outras concretizações sem maiores esclarecimentos.

DESCRIÇÃO DETALHADA DE ALGUMAS CONCRETIZAÇÕES

[0058] Iremos agora referir em detalhes as diferentes concretizações da invenção, dos quais um ou mais exemplos são mostrados nos desenhos em anexo.

[0059] Cada exemplo é fornecido a título de ilustração da invenção e não devem ser entendidos como uma limitação do mesmo. Por exemplo, as características mostradas ou descritas de modo que elas são parte de uma forma de concretização pode ser adoptada em, ou em associação com outras concretizações para produzir uma outra concretização. Entende-se que a presente invenção deve incluir todas essas modificações e variantes.

[0060] As Figs. 1 - 3 são usadas para descrever as concretizações de uma articulação artificial do joelho ou prótese de joelho, a seguir indicada como articulação artificial 10.

[0061] A articulação artificial 10 compreende um componente femoral 11, adequado para ser ligado à extremidade distal de um fémur (não mostrado nos desenhos), e um implante

tibial 12, adequado para ser ligado por meio de uma placa tibial (não mostrada, como é do tipo convencional e não é relevante para os fins da presente invenção) para a extremidade proximal da tibia (também não mostrado nos desenhos).

[0062] O implante tibial 12 e a placa tibial em conjunto, compreendem um componente tibial da articulação artificial 10.

[0063] O componente femoral 11 compreende um côndilo medial 13 e um côndilo lateral 14 separados por um sulco intercôndilo 19 (fig. 5) e ligados por uma flange dianteira 50.

[0064] Ambos os côndilos 13, 14 e a flange anterior 50 tem uma forma curva e o componente femoral 11 delinea geralmente na sua parte interna uma concavidade interna 26 que é ocupada durante o uso pelo fêmur, apropriadamente cortado e adaptado.

[0065] O componente femoral 11 também compreende uma came femoral, também chamada simplesmente de came 17.

[0066] A came 17 tem um desenvolvimento ao longo de um eixo Y, facilmente visível nas Figs. 3, 4 e 5, e é proporcionada perpendicular ao plano femoral central e na proximidade da extremidade traseira do sulco intercôndilo 19, isto é, em uma posição oposta à flange anterior 50.

[0067] De acordo com concretizações descrita

utilizando a FIG. 5, os côndilos 13 e 14 podem ter superfícies diminuídas, também chamadas de depressões superficiais 30, na sua parte interna, a fim de conter o cimento acrílico necessário para anexá-las ao osso. Em algumas concretizações, o implante tibial 12 tem uma superfície de articulação medial 15 e uma superfície de articulação lateral 16 que, em utilização, respectivamente apoiam o côndilo medial 13 e o côndilo lateral 14 (figs. 3 e 9).

[0068] O implante tibial 12 inclui um suporte de tíbia 18, a seguir também simplesmente denominado suporte 18, capaz de ser posicionado durante a utilização no sulco intercôndilo 19 e, em particular, feita para interferir com a came 17.

[0069] A superfície de articulação medial 15, a superfície de articulação lateral, 16 e a superfície traseira 29 do suporte 18 juntas alcançam a superfície de articulação tibial 28 com o componente femoral 11.

[0070] O implante tibial 12 também compreende uma superfície de base 42, apropriada para fazer a interface com a placa tibial mencionada acima, de uma maneira substancialmente conhecida.

[0071] A superfície distal 20 da came 17 é configurada para entrar em contato com o suporte 18, para determinados ângulos de flexão da perna.

[0072] A superfície distal 20 é em forma de tambor, no centro do qual tem uma concavidade definida por um arco A, tal como mostrado nas Figs. 5 e 6, com um raio R1 (facilmente visível na fig. 2).

[0073] A forma de tambor é definida, em particular, pela rotação do arco A de uma circunferência em torno do eixo Y central da came 17, perpendicular ao plano central de um fémur.

[0074] O centro do arco A situa-se em um plano medial β , paralelo, mas não coincidente com o centro do plano femoral A, e a uma distância definida pelos ângulos γ da linha entre o ponto de intersecção do arco A com o plano femoral Central α e o centro do arco a em relação ao plano central de um fémur em si. Em possíveis implementações, o ângulo γ pode estar compreendido entre 1 ° C e 6 ° C, de preferência, entre 2 ° C e 5 ° C, mais preferivelmente, cerca de 3 °.

[0075] Em particular, o ângulo γ assim definido também corresponde ao valor médio do ângulo da rotação externa durante a flexão da perna.

[0076] Por ângulo de rotação externa queremos dizer o ângulo criado entre o eixo central Y da came femoral 17, projetada em um plano perpendicular a um eixo vertical T, encontrando-se no plano tibial central δ , e o eixo medio-lateral X do implante tibial 12. O eixo medio-lateral X é,

por conseguinte, o eixo perpendicular ao plano tibial central δ do implante tibial 12.

[0077] O centro da superfície distal 20 está mais perto do côndilo médio 13 do que ao côndilo lateral 14, e isto dá um diâmetro médio máximo que é menor que o diâmetro lateral máximo da superfície distal 20.

[0078] Na forma de concretização nas Figs. 7 e 8, a superfície proximal 23 do came 17, não tendo funções específicas a executar, pode ter uma superfície curva arqueada mais, a fim de reduzir a espessura do came 17.

[0079] Na verdade, a superfície proximal 23 do came 17 não entra em contato com o suporte 18 para qualquer ângulo de flexão do componente femoral e tibial 11 do implante 12, e, portanto, não é funcional.

[0080] Em particular, como mostrado nas Figs. 7 e 8, a linha tracejada B é a continuação da revolução do arco A em torno do eixo central Y, que parte de um ponto 24 onde a curva muda.

[0081] A superfície proximal 23 é interrompida por uma superfície de ligação 25 em forma de L, disposta em relação a concavidade interna 26 do componente femoral 11.

[0082] A posição do came 17 na parte traseira do componente femoral 11 é vantajosa, em particular, para a resistência do suporte 18 e para a distância de salto J.

[0083] O termo técnico "distância de salto",

significa a distância mínima que o came 17 do componente femoral 11 tem de se deslocar verticalmente, de modo que ele possa passar ao ponto mais elevado do suporte 18.

[0084] A distância de salto J é, por conseguinte, determinada pela posição relativa do came 17 em relação à ranhura intercôndilo 19 e a altura do suporte 18 das superfícies de articulação 15 e 16.

[0085] Em concretizações, de acordo com as Figs. 5 e 6, existem duas fendas 27 na parte traseira-medial e parte posterior-lateral do came 17, para a ligação, respectivamente, ao côndilo medial 13 e o côndilo lateral 14.

[0086] A continuação da came 17 sem as fendas 27 pode influenciar a interação entre os côndilos 13 e 14 e a superfície de articulação tibial 28.

[0087] O suporte 18 tem uma forma substancialmente retangular em seção, como mostrado na fig. 9, e é simétrico em relação ao plano tibial central δ.

[0088] A superfície traseira 29 do suporte 18 corresponde à superfície que durante a utilização entra em contato com o came 17.

[0089] A superfície traseira 29 tem um raio de curvatura R2 axial, que se situa num plano paralelo à superfície de base 42 do implante tibial 12.

[0090] De acordo com algumas concretizações da presente invenção, o raio R2 da superfície traseira 29,

encontrando em um plano paralelo ao plano da base 42 do implante tibial 12 é substancialmente metade de um raio R1 do arco A (Fig. 9 com relação a fig. 4)

[0091] De acordo com a vista de corte lateral do suporte 18, mostrado na fig. 10, a superfície traseira 29 comprehende uma porção proximal 33, uma porção central 34 e uma porção distal 35.

[0092] A porção central 34 é feita com um raio de curvatura sagital R3 que é maior do que o raio sagital R4 da superfície distal 20 do came 17 (ver Fig. 10 com respeito à Fig. 8).

[0093] Em possíveis implementações, a relação entre o raio R3 e o raio R4 representa, a título de exemplo, compreendida entre 10% e 50%, de preferência, entre 25% e 35%.

[0094] De acordo com algumas concretizações, até cerca de 120 ° do ângulo de flexão do fêmur em relação à tibia, o contato entre o suporte 18 e o came 17 está dentro da porção central 34.

[0095] Em concretizações descritas utilizando a FIG. 10, a porção distal 35 é inclinada de um ângulo γ' em relação ao eixo vertical T.

[0096] Em possíveis implementações, o ângulo γ' pode ser fornecido a partir de cerca de 25 ° a 55 °, de preferência, entre cerca de 20 ° a 40 °, mais

preferencialmente, cerca de 30 °.

[0097] Em concretizações, de acordo com a concretização da Fig. 8, a porção proximal 33 é inclinada por um ângulo γ'' com respeito ao eixo vertical T.

[0098] Em possíveis implementações, o ângulo γ'' pode ser compreendido em uma faixa de cerca de 3 ° a 20 °, de preferência, entre cerca de 5 ° a 15 °, mais preferencialmente, cerca de 10 °.

[0099] Ao longo de toda a trajetória de contato entre o suporte 18 e o came 17, o raio horizontal R2 é tal como para criar uma configuração de contato semelhante para todo o movimento de flexão.

[00100] À medida que o ponto de contato entre o suporte 18 e o came 17 varia por diferentes ângulos de flexão e diferentes ângulos de rotação da perna, os raios R1, R2, R3, R4 permanecem constante.

[00101] Desta forma, as superfícies de contato do came femoral 17 e do suporte 18 estão sempre semelhantes.

[00102] De acordo com algumas concretizações, o suporte 18 proporciona na parte da frente de uma superfície, chamada superfície frontal 36, que é substancialmente congruente com a extremidade frontal 37 da ranhura intercôndila 19.

[00103] Em particular, a superfície frontal 36 e a extremidade frontal 37 estão em contato durante uma possível

hiperextensão da articulação artificial 10, isto é, quando a tíbia executa um movimento oposto à flexão, atingindo um ângulo máximo de hiperextensão associado ao contato entre as referidas superfícies, como mostrado na FIG. 1.

[00104] A superfície frontal 36 do implante tibial 12 é construída congruente com a extremidade frontal 37 do componente femural 11 hiperestendida. Desta forma qualquer enfraquecimento frente do suporte 18 é impedido, na eventualidade de qualquer possível hiperextensão.

[00105] Em possíveis implementações, o ângulo máximo de hiperextensão pode ser fornecido a partir de cerca de 3 ° a 9 °, de preferência, entre cerca de 5 ° e 8 °, mais preferencialmente, cerca de 7 °.

[00106] O suporte 18 e o came 17 estão tipicamente em contato apenas depois de um determinado ângulo de flexão do fémur em relação à tíbia tenha sido passado.

[00107] Em possíveis implementações, o ângulo de flexão o qual o contato inicial ocorre entre o suporte tibial 18 e o came femoral 17 pode ser fornecido a partir de cerca de 60 ° a 110 °, de preferência, entre cerca de 80 ° a 90 °, mais preferencialmente, cerca de 85 °.

[00108] O ângulo de flexão, onde o contato entre suporte tibial 18 e o came femoral 17 inicia é estritamente dependente do alinhamento inicial entre o componente femoral 11 e o implante tibial 12, a situação dos ligamentos e do

movimento que ocorre entre o fêmur e a tíbia.

[00109] Em particular, se, para além do movimento de flexão há também rotações do fêmur e da tíbia, ao mesmo tempo, o ângulo de flexão a que o contato inicial ocorre entre o suporte tibial 18 e o came femoral 17 pode variar.

[00110] As Figs. 11 e 12 mostram, respectivamente, a situação em que há contato entre suporte 18 e o came 17 para um ângulo de flexão entre o fêmur e a tíbia de 90 ° e 120 °.

[00111] O ponto de contato do suporte 18 com o came 17 é fornecido para ambas as situações nas Figs. 11 e 12, aproximadamente na porção central 34 da superfície traseira 29 do suporte 18.

[00112] Em um ponto de contato entre o suporte 18 e o came 17, uma força direta é exercida ao longo de um eixo de aplicação Z que tem uma direção para baixo e para a frente, tão visível em ambos as Figs. 11 e 12.

[00113] De acordo com algumas concretizações, o suporte 18 e o came 17 são feitos para ter a maior área de contato possível entre a superfície distal 20 do came 17 e a superfície traseira 29 do suporte 18 durante a flexão do fêmur e da tíbia. As Figs. 13 - 16 mostram, em particular, quatro situações a 90 ° de flexão, correspondentes a diferentes ângulos de rotação externa do fêmur e da tíbia. As Figs. 13, 14, 15, 16 correspondem respectivamente a ângulos de rotação externo de 0 °, 3 °, 6 ° e 10 °.

[00114] Como se mostra na Fig. 14, para um ângulo de rotação externa de 3 °, o perfil de contacto entre a superfície posterior 29 do suporte 18, e a superfície distal 20 do came 17 é complementar em correspondência com um ponto de contato central de ambas as referidas superfícies.

[00115] Nas configurações mostradas nas Figs. 13, 14, 15, a área de contato permanece na superfície traseira 29 do suporte 18 e o perfil incongruente impede salientando a borda do suporte 18 com cargas excessivas.

[00116] Desta forma, a pressão não é criada na extremidade do suporte 18 que poderia danificá-lo.

[00117] A posição traseira do came 17 no componente femoral 11 leva a um ponto de contato baixo, isto é, dirigido para a superfície da base 42, entre o came 17 e o suporte 18 para todas as flexões do fémur e da tíbia.

[00118] Isso é vantajoso, tanto porque o corte através do suporte 18, relativo ao ponto de contato com o came femural 17, fornece resistência mecânica adequada, mas também porque a contribuição para a referida resistência também deriva da secção através do implante tibial completo 12 (ver Figs. 11, 12). De fato, em correspondência com o ponto de contato, a área da secção não é só em relação ao suporte tibial 18, mas também para a parte da frente do implante tibial 12, conseguindo uma maior superfície resistente.

[00119] Um outro aspecto vantajoso da presente

invenção é a direção da força transmitida pelo came femural 17 para o suporte tibial 18 durante o contato, que é dirigido para baixo e para a frente para todos os ângulos de flexão. A direção para a frente e para baixo da força de contato reduz o risco do implante tibial 12 de se soltar da placa tibial ao qual está ligado, mecanicamente, durante a implantação. Isto é porque a direção para baixo da força de contato gera uma pressão que aumenta a estabilidade do acoplamento do implante tibial 12 e da placa tibial.

[00120] É claro que modificações e / ou adições de partes do mesmo podem ser feitas para a articulação artificial do joelho, tal como descrita até aqui, sem afastamento do campo e escopo da presente invenção.

[00121] É também claro que, embora a presente invenção tenha sido descrita com referência a alguns exemplos específicos, um técnico versado no assunto deve certamente ser capaz de alcançar muitas outras formas equivalentes de articulação artificial do joelho, que tenha as características, tal como estabelecida nas reivindicações e, consequentemente, todos estando dentro do campo de proteção, assim, definido.

REIVINDICAÇÕES

1. Articulação artificial do joelho compreendendo:
 - um componente femoral (11) capaz de ser ligado a uma extremidade distal de um fémur, fornecida com um côndilo medial (13), um côndilo lateral (14) e uma flange dianteira (50), o dito côndilo medial (13) e o referido côndilo lateral (14) sendo unidos em proximidade com a extremidade traseira de uma ranhura intercôndila (19) por um came femoral (17) assimétrico em relação a um plano central (δ) do referido componente femoral (11) e compreende uma superfície distal (20) em forma de um tambor que articula com o referido suporte tibial (18), e separado pela referida ranhura intercôndila (19) na parte restante da sua extensão;
 - um componente tibial adequado para ser ligado a uma extremidade proximal de uma tibia, que compreende uma placa tibial e um implante tibial (12), o referido implante tibial (12) sendo fornecido com uma superfície de articulação medial (15) para suportar o referido côndilo médio (13), e com uma superfície de articulação lateral (16), para apoiar o dito côndilo lateral (14), e com um suporte tibial (18) substancialmente simétrico em relação a um plano central (δ) do referido implante tibial (12) **caracterizada pelo fato** de que o referido suporte tibial (18) e o referido came femoral (17) definem um ponto de

contato sobre a qual uma força direta transmitida pelo came femoral (17) para o suporte tibial (18) é exercida ao longo de um eixo de aplicação (Z), a referida força tendo uma direção para baixo e para frente, e em que o perfil de contato entre o suporte (18) e o came (17), para diferentes ângulos de rotação do fêmur e tíbia, é complementar em correspondência com um ponto de contato central para impedir salientando a borda do referido suporte (18) com cargas excessivas.

2. Articulação artificial do joelho, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo** fato de que o referido came femoral (17) tem um desenvolvimento de um arco (A) com um raio (R1) ao longo de um eixo perpendicular (Y) a um plano femoral central (α).

3. Articulação artificial do joelho, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo** fato de que o centro da referida superfície distal (20) está mais próximo do côndilo medial (13) do que do côndilo lateral (14), resultando em um diâmetro máximo médio menor do que o diâmetro máximo lateral da referida superfície distal (20).

4. Articulação artificial do joelho, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado pelo** fato de que o referido suporte tibial (18) compreende uma superfície posterior (29) tendo um raio (R2), encontrando-se em um plano paralelo a uma superfície de base (42) do referido implante

tibial (12), que é substancialmente metade do referido raio (R1) do referido arco (A).

5. Articulação artificial do joelho, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, **caracterizado pelo** fato de que uma relação entre o raio (R3) da curvatura sagital do suporte tibial (18) e um raio (R4) de curvatura sagital do came femoral (17) tem valores compreendidos entre 10% e 50%.

6. Articulação artificial do joelho, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 5, **caracterizado pelo** fato de que uma superfície frontal (36) do suporte tibial (18) é substancialmente congruente com a extremidade dianteira (37) da ranhura intercôndila (19) do componente femoral (11).

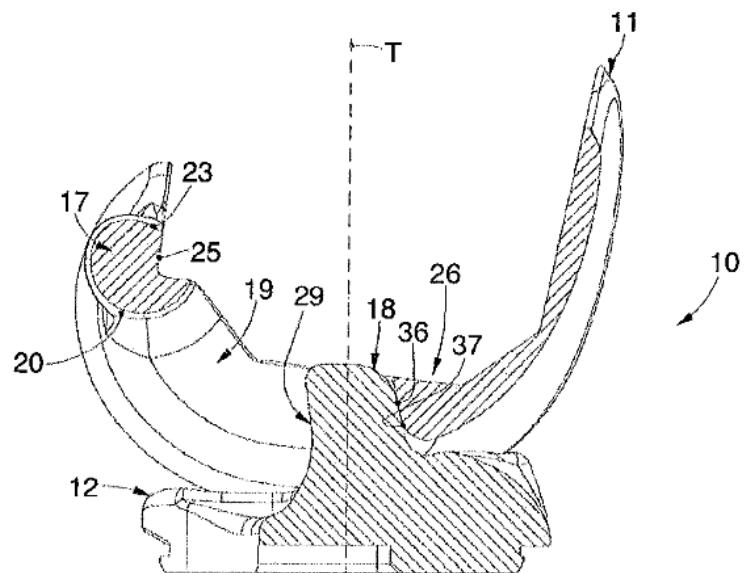


fig. 1

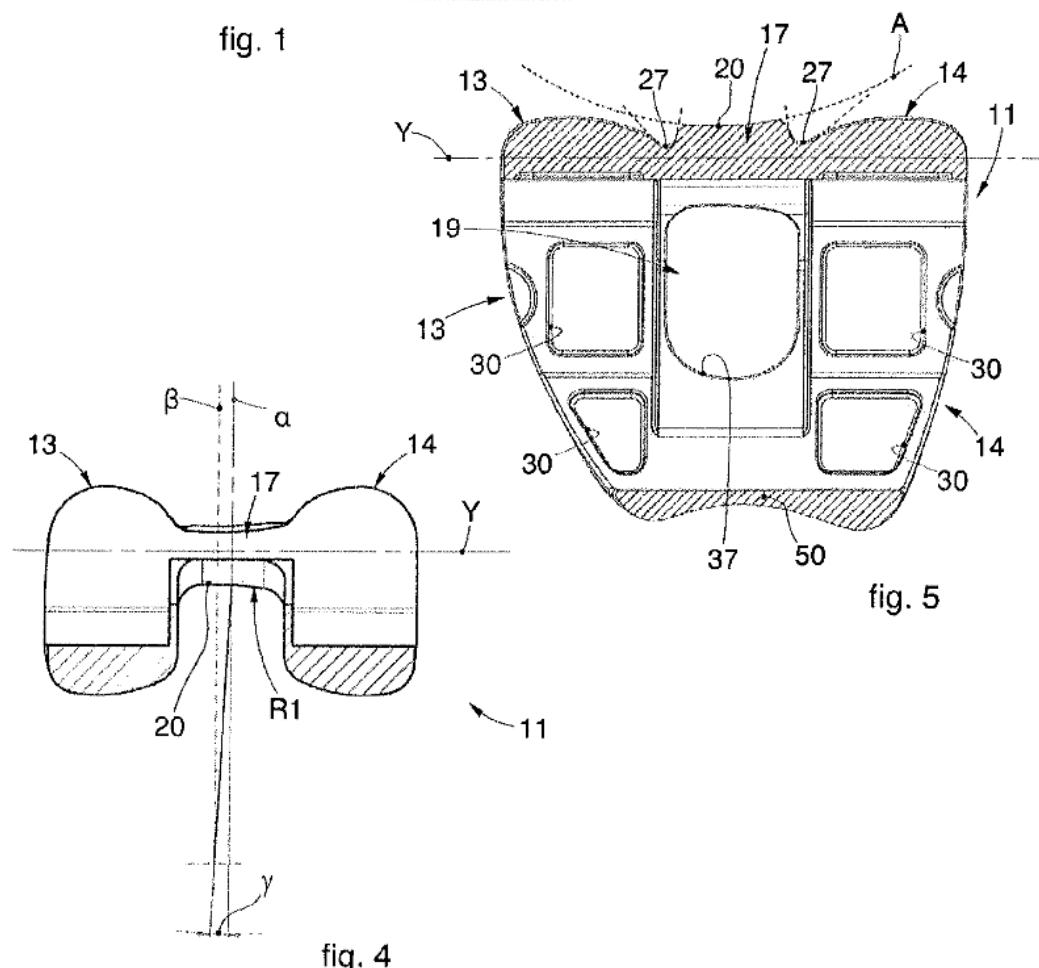


fig. 5

fig. 4

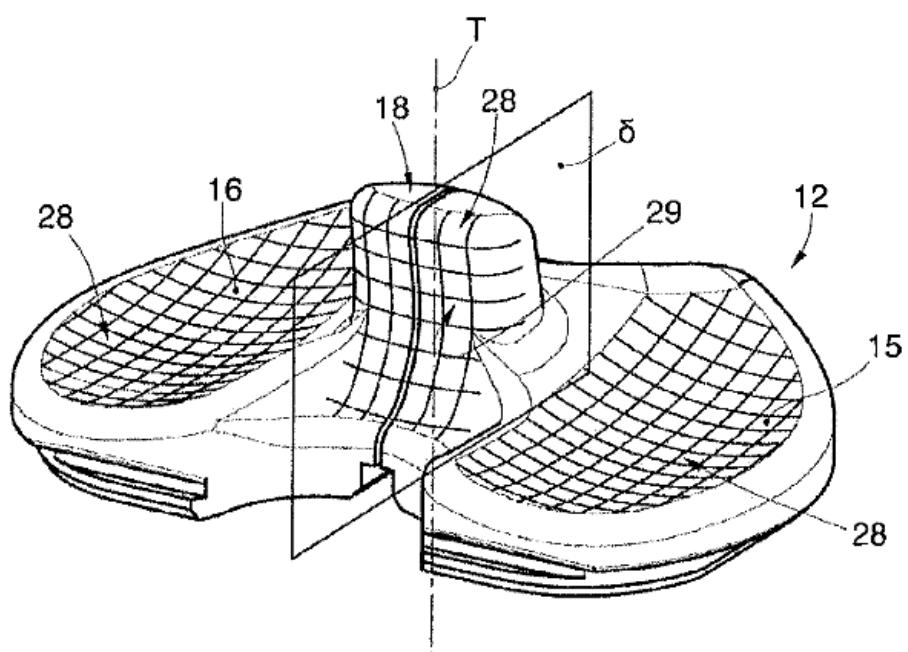
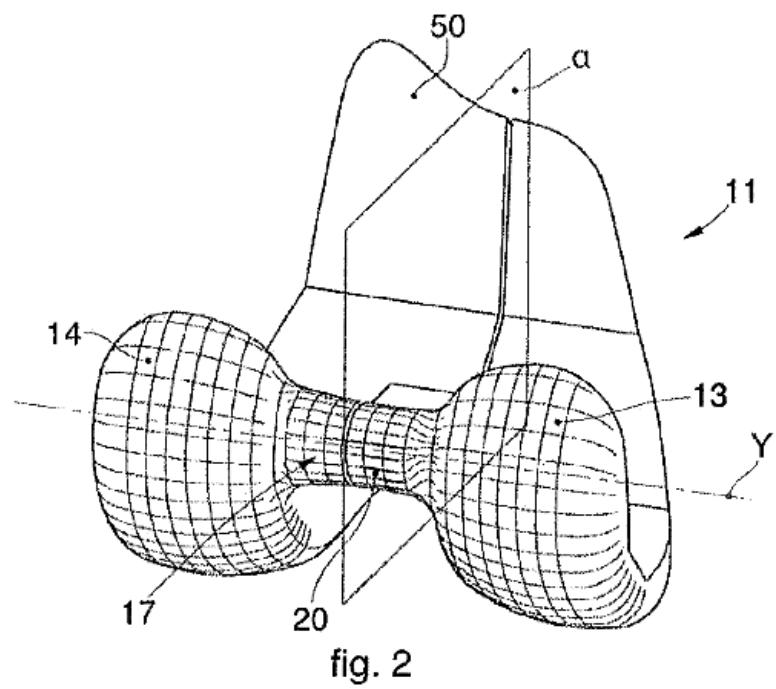


fig. 3

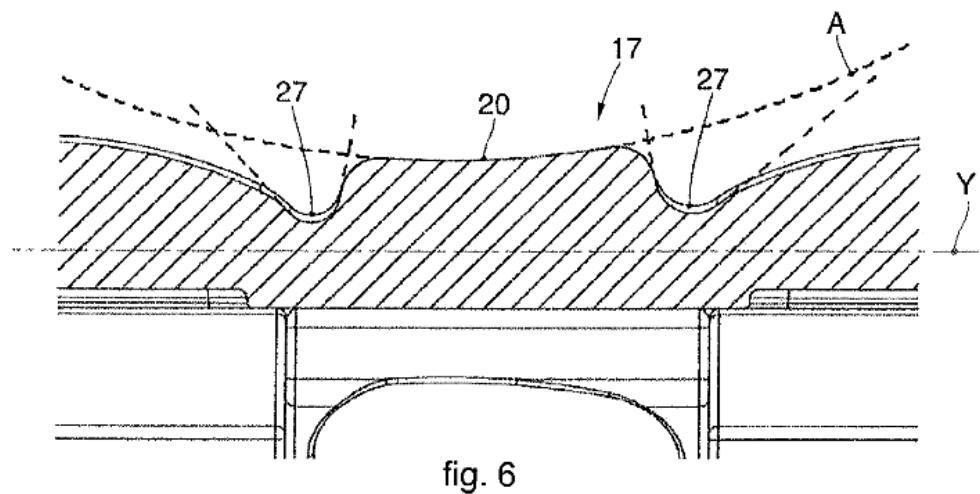


fig. 6

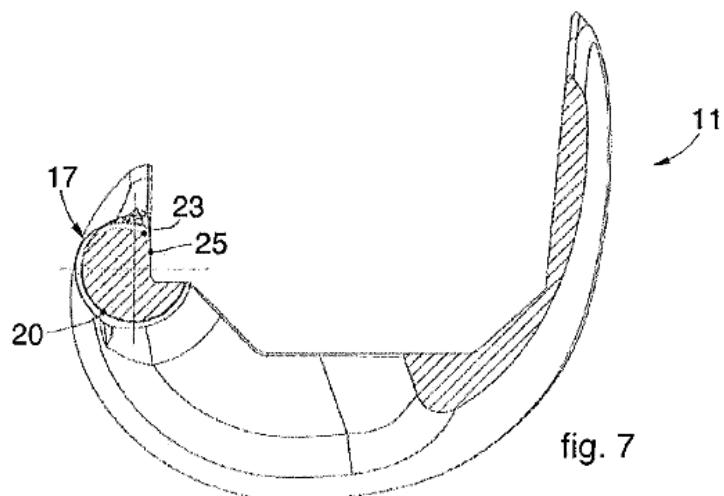


fig. 7

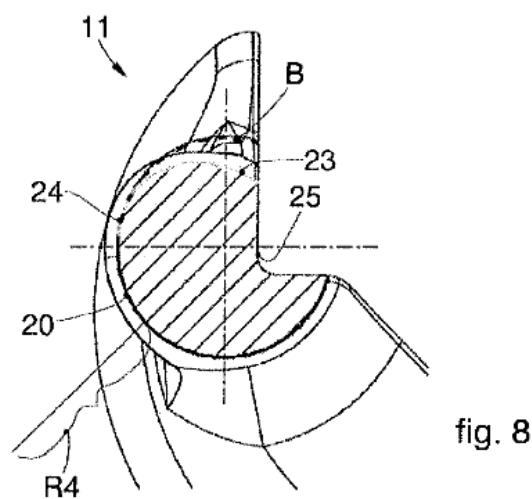
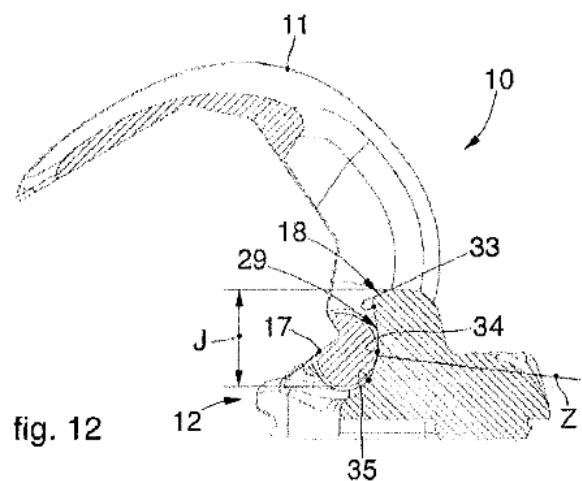
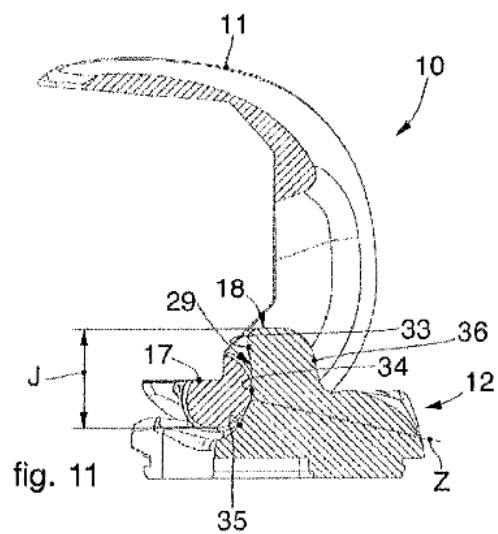
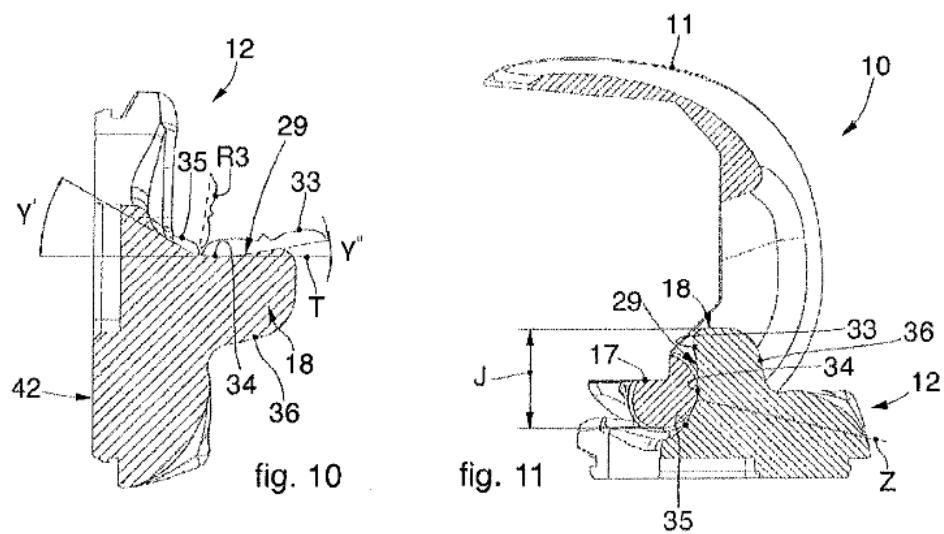
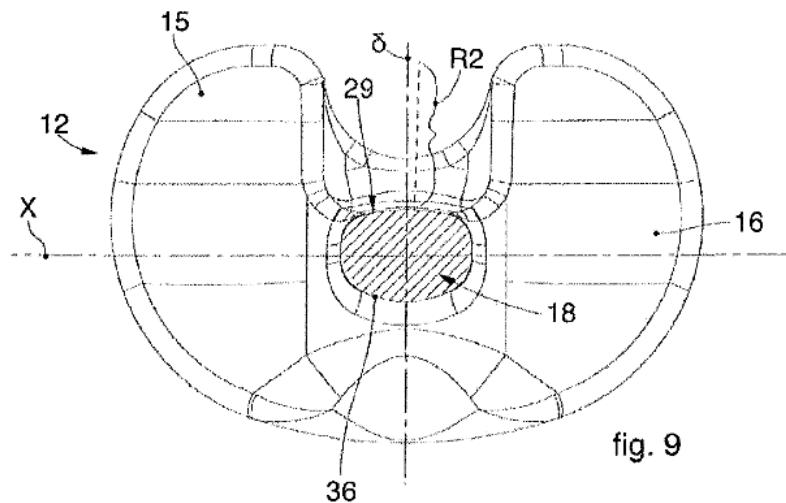


fig. 8



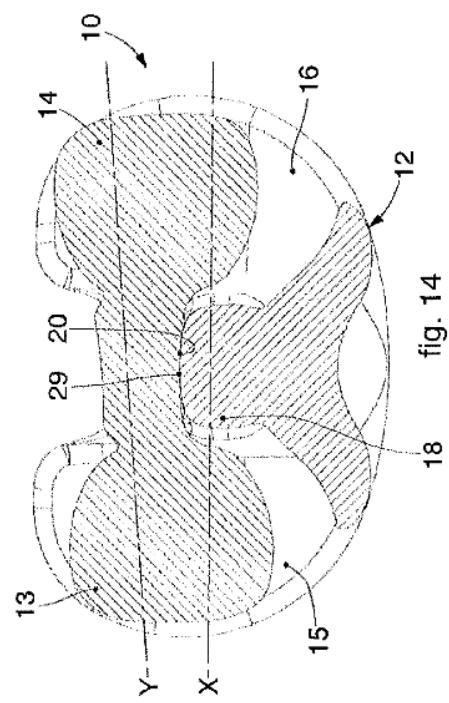


fig. 14

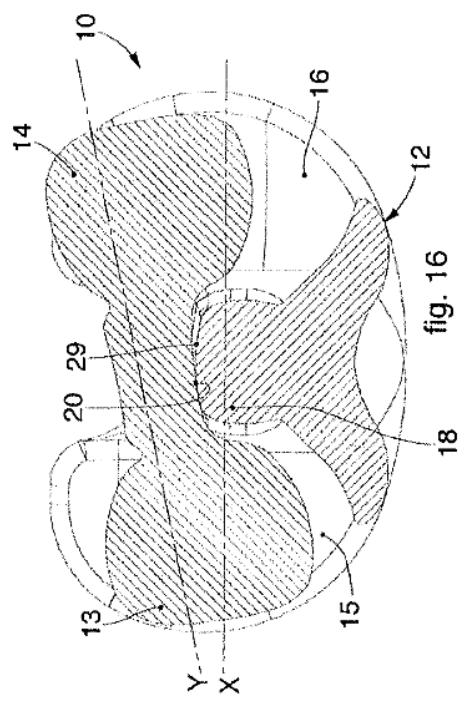


fig. 16

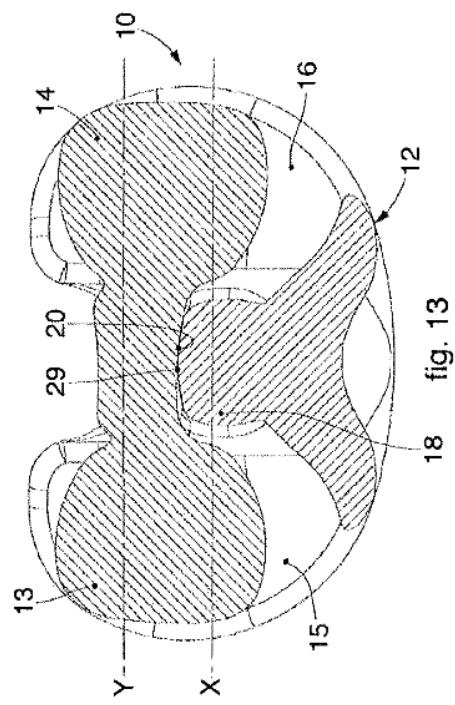


fig. 13

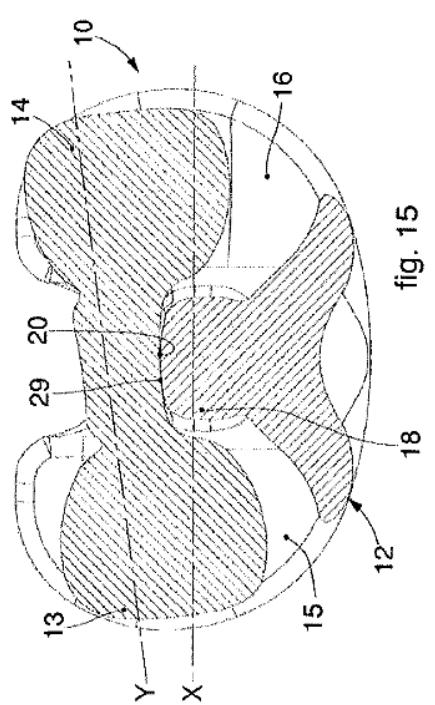


fig. 15