



República Federativa do Brasil  
Ministério do Desenvolvimento, Indústria  
e Comércio Exterior  
Instituto Nacional de Propriedade Industrial

(21) **PI0615262-7 A2**



(22) Data de Depósito: 04/09/2006  
(43) Data da Publicação: 17/05/2011  
(RPI 2106)

(51) *Int.Cl.:*  
A61F 2/00  
A61F 2/30

(54) Título: **PINO PARA FIXAÇÃO DE PRÓTESE ARTICULAR, PRÓTESE ARTICULAR COMPREENDENDO O REFERIDO PINO, COMPONENTE TIBIAL E PRÓTESE ARTICULAR PARA O JOELHO COMPREENDENDO O REFERIDO COMPONENTE TIBIAL**

(30) Prioridade Unionista: 06/09/2005 IT MI2005A001634,  
22/08/2006 IT MI2006A001633

(73) Titular(es): Fin-Ceramica Faenza SpA

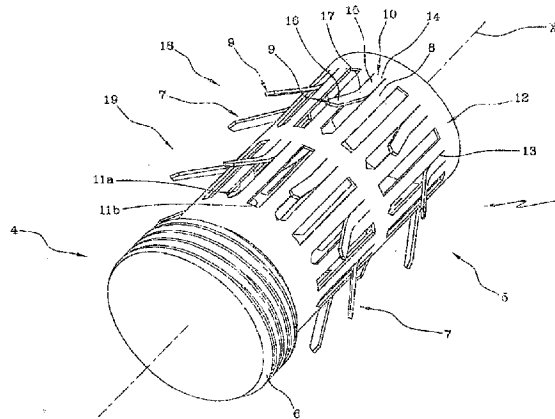
(72) Inventor(es): ANNA TAMPIERI, CLAUDIO DE LUCA,  
DANIELE PRESSATO, MAURILIO MARCACCI, SERGIO DI FEDE

(74) Procurador(es): Tavares Propriedade Intelectual  
Ltda

(86) Pedido Internacional: PCT IT2006000639 de 04/09/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/029276 de 15/03/2007

(57) Resumo: PINO PARA FIXAÇÃO DE PRÓTESE ARTICULAR, PRÓTESE ARTICULAR COMPREENDENDO O REFERIDO PINO, COMPONENTE TIBIAL E PRÓTESE ARTICULAR PARA O JOELHO COMPREENDENDO O REFERIDO COMPONENTE TIBIAL. Trata-se de um pino para a fixação de próteses articulares, que inclui uma parte de conexão (4) com uma prótese (2) e uma parte de engate (5) em um furo obtido dentro de um osso. A parte de engate (5) é pelo menos parcialmente deformável em uma direção radial e de maneira resiliente, de modo a permitir o bloqueio instantâneo do pino (1) no furo e a fixação primária da prótese (2) no osso, de modo, a fim de permitir a fixação primária fácil da prótese pela simples introdução, com pressão, da parte de conexão no furo obtido dentro do próprio osso. A parte de engate (5) também é pelo menos parcialmente oca e equipada com aberturas (11 a, 11 b) para permitir o alojamento do material osteoindutivo e a passagem de fluidos medulares adequados para promover o processo de neoplasia óssea. Um componente tibial para a prótese de joelho inclui uma placa de fixação (31), que pode ser restrita a uma placa tibial óssea, e um inserto (32), que pode ser montado em um assento (33) obtido na placa de fixação (31). A placa de fixação (31) inclui uma multiplicidade de protuberâncias (52) dispostas em uma superfície lateral periférica própria (53), para permitir o bloqueio instantâneo do componente tibial (30) em um alojamento obtido na placa tibial óssea e a fixação primária do referido componente tibial (30) na referida placa tibial.



Relatório Descritivo da Patente de Invenção  
para **“PINO PARA FIXAÇÃO DE PRÓTESE ARTICULAR,  
PRÓTESE ARTICULAR COMPREENDENDO O  
REFERIDO PINO, COMPONENTE TIBIAL E PRÓTESE  
5 ARTICULAR PARA O JOELHO COMPREENDENDO O  
REFERIDO COMPONENTE TIBIAL”**.

A presente invenção refere-se a um pino de  
fixação de próteses articulares e a uma prótese articular contendo  
tal pino.

10 A presente invenção também se refere a um  
componente tibial e uma prótese articular de joelho que inclui tal  
componente tibial.

A presente invenção se enquadra no campo de  
cirurgia ortopédica e se refere a um sistema de fixação para mini-  
15 próteses, feitas, por exemplo, de titânio, liga de cromo-cobalto ou  
outras ligas metálicas ou de materiais cerâmicos, para diferentes  
compartimentos articulares. A presente invenção encontra uma  
aplicação útil no âmbito de próteses de joelho, principalmente em  
mini-próteses monocompartimentais destinadas à articulação  
20 fêmuro-tibial (fixação com o côndilo femoral e fixação com a  
placa tibial, fixando-se com a rótula do joelho). A articulação  
fêmuro-tibial, assim como qualquer outro compartimento  
articular, é revestida por uma cartilagem hialina que, devido ao  
desgaste, é exposta a uma patologia degenerativa (artrose) que  
25 pode causar problemas, na hipótese mais séria com o osso  
adjacente, se o cimento não for usado para a fixação.

Quando a colocação estiver completa, o componente cômulo-femoral se apóia e desliza sobre o componente tibial, que, para essa finalidade, apresenta uma superfície de acoplamento com o componente cômulo-femoral  
5 feito de um material que apresenta baixa resistência à fricção, por exemplo, polietileno de altíssima densidade.

Com o objetivo de garantir a estabilidade primária, são conhecidos pinos que são bloqueados nos respectivos furos por meio de parafusos que passam pelo osso e se  
10 engatam transversalmente no próprio pino. Tal estrutura não permite um bloqueio simples e imediato da prótese, e exige ainda a formação de furos adicionais no osso para o alojamento dos parafusos.

Como alternativa, o pino é cimentado no furo  
15 por meio de um cimento ósseo adequado (neste caso, a estabilidade não é de um tipo osteointegrante).

Além do mais, os pinos e as barras do tipo conhecido são corpos sólidos sem assentos capazes de conter as células-pai designadas para a síntese da matriz óssea  
20 (osteoblastos) derivada da medula e as células designadas para o remodelamento ósseo (osteoclastos). Além disso, um substituto ósseo sintético adequado para suas formas mórbidas, a femoral e/ou a tibial e/ou do osso sub-cartilaginoso da rótula do joelho. Superfícies articulares adjacentes, em tais condições patológicas,  
25 podem provocar dor, rigidez e perda de funcionalidade articular. Geralmente, as formas mórbidas da cartilagem articular, em seu

estágio mais avançado, envolvem a necessidade de uma operação cirúrgica com o objetivo de recuperar a superfície articular perdida, pelo posicionamento, em relação ao joelho, entre as artropróteses, de uma prótese monocompartimental, caso a doença  
5 esteja restrita a um compartimento de cartilagem única, de modo a recuperar o deslizamento normal da parte femoral-articular na tibial.

Portanto, a prótese inclui um componente cômulo-femoral e um componente tibial, algumas vezes definido  
10 pelo termo placa tibial, pois, uma vez instalado, substitui funcionalmente a placa tibial óssea. Como se conhece, cada um dos componentes cômulo e tibial consiste de uma placa contendo um ou mais pinos ou barras de fixação destinados ao engate em respectivos assentos previamente obtidos por incisão no osso  
15 femoral e no tibial. Os pinos devem ser bloqueados imediatamente nos respectivos furos a fim de assegurar a estabilidade primária da prótese, e devem subseqüentemente permitir a osteointegração das pró-romoção dos resultados de osteointegração de uma aplicação difícil, uma vez que volumes vazios disponíveis não estão presentes. Logo, nos pinos do tipo  
20 conhecido, o elemento em que se deve trabalhar e promover uma osteointegração ideal é apenas a superfície externa, que pode ser modificada, se necessário, por jateamento ou erosão química de modo a obter uma certa aspereza que permite a fixação das  
25 células designadas para a síntese de um novo osso.

Além disso, se necessário, também para a superfície da placa do componente tibial que permanece em contato com o osso, é concedida uma aspereza predeterminada, com o objetivo de obter o que já foi especificado acima.

5 Neste caso, a tarefa técnica colocada como base da presente invenção é planejar um pino de fixação de próteses articulares capaz de eliminar substancialmente os limites mencionados.

Essencialmente, um dos objetivos da presente  
10 invenção é planejar um pino de fixação de próteses articulares que assegura uma fixação primária segura e exata.

Em particular, um dos objetivos da presente invenção é propor um pino que possa ser introduzido e bloqueado, de forma fácil e rápida, no furo obtido no osso. No âmbito da referida tarefa técnica, um importante objetivo da invenção é  
15 então o de planejar um pino de fixação de próteses articulares que assegure o posicionamento preciso da prótese e sua estabilidade. Além disso, um objetivo da presente invenção é a criação de um pino que assegure uma osteointegração completa, promovendo a  
20 migração das células ósseas e o crescimento da neoplasia óssea. Outro objetivo da invenção é o de planejar uma prótese articular que possa ser fixa no osso com facilidade e estabilidade.

Nesta situação, a tarefa técnica colocada como base da presente invenção também é a de planejar um  
25 componente tibial capaz de eliminar substancialmente os limites mencionados.

Essencialmente, um dos objetivos da presente invenção é planejar um componente tibial que assegure uma fixação primária segura e exata.

Em particular, um dos objetivos da presente invenção é propor um componente tibial que possa ser introduzido e bloqueado, de forma fácil e rápida, em um assento obtido no osso da placa tibial.

No âmbito da referida tarefa técnica, um importante objetivo da invenção é então o de planejar um componente tibial que assegure o posicionamento preciso da prótese e sua estabilidade.

Além disso, um objetivo da presente invenção é a criação de um componente tibial que assegure uma osteointegração completa promovendo a migração das células ósseas e o crescimento do novo osso. Finalmente, um dos objetivos da invenção é o de planejar uma prótese articular de joelho que inclua tal componente tibial capaz de ser fixo no osso com facilidade e estabilidade. A tarefa técnica declarada e os objetivos especificados são substancialmente alcançados por um pino para próteses articulares contendo os aspectos relatados em uma ou mais das reivindicações 1 a 11 e por uma prótese articular de acordo com uma ou mais das reivindicações 12 a 20. A tarefa técnica relatada e os objetivos especificados são ainda substancialmente alcançados por um componente tibial contendo os aspectos relatados em uma ou mais das reivindicações 21 a 55

e por uma prótese articular de joelho de acordo com as reivindicações 56 e 57.

A seguir, é apresentada, a título de exemplo não restritivo, a descrição de duas concretizações preferidas, mas não exclusivas, de um pino para próteses articulares de acordo com a invenção, e de uma concretização preferida, mas não exclusiva, de um componente tibial de acordo com a invenção, ilustrado nos desenhos anexos, nos quais:

- a figura 1 ilustra uma vista em perspectiva de um pino para próteses articulares de acordo com a presente invenção, de acordo com uma primeira concretização e em uma primeira configuração de operação;

- a figura 2 ilustra uma vista em elevação lateral do pino da figura 1 em uma segunda configuração de operação;

- a figura 3 ilustra a seção do pino de acordo com a linha III-III da figura 2;

- a figura 4 ilustra uma vista em perspectiva de uma segunda concretização do pino da figura 1 na primeira configuração de operação;

- a figura 5 ilustra uma vista em elevação lateral do pino da figura 4 na segunda configuração de operação;

- a figura 6 ilustra uma vista superior do pino da figura 4; e

- a figura 7 ilustra esquematicamente uma prótese articular equipada com o pino das figuras 1 a 6;

- a figura 8 ilustra uma vista em perspectiva e explodida de um componente tibial de acordo com a presente invenção;

- a figura 8a é uma ampliação de uma parte de um dos elementos do componente tibial da figura 8;

5 - a figura 9 ilustra uma vista em elevação lateral em seção parcial e explodida do componente tibial da figura 8;

- a figura 10 ilustra uma vista plana de acordo com a seta "A" da figura 9 de um elemento do componente tibial das figuras 8 e 9;

10 - a figura 10a é uma ampliação de uma parte do elemento da figura 10; e

- a figura 11 ilustra uma vista plana de acordo com a seta "B" da figura 9 de um elemento do componente tibial das figuras 8 e 9;

15 - a figura 12 ilustra, em uma vista em perspectiva, uma variante de execução de um elemento do componente tibial da figura 8;

- a figura 13 ilustra uma vista em elevação lateral do elemento da figura 12;

20 - a figura 14 é uma seção da vista em elevação lateral da figura 13; e

- a figura 15 ilustra o elemento da figura 12 em uma vista plana de acordo com a seta "C" da figura 13;

25 - a figura 16 ilustra, em uma vista em perspectiva, um elemento adicional do componente tibial da figura 8;

- a figura 17 é uma vista lateral do elemento adicional da figura 16;

- a figura 18 é uma seção longitudinal de acordo com a linha XI-XI da figura 17 do elemento adicional da figura 5 16.

Referindo-se às figuras mencionadas, um pino para próteses articulares de acordo com a invenção é ilustrado, em geral, pelo número 1, e um componente tibial para próteses articulares de joelho de acordo com a invenção é ilustrado, em 10 geral, pelo número 30.

No exemplo não restritivo ilustrado na figura 7, o pino 1 é associado a uma prótese de joelho 2 definida por uma placa em forma de meia-lua 3 e que se destina a ser associada ao côndilo femoral. O pino 1 poderia, entretanto, pertencer ao 15 componente tibial 30, algumas vezes definido pelo termo placa tibial, ou a outros tipos de próteses destinados a qualquer compartimento articular, não ilustrado.

O pino 1 está se estendendo ao longo de um eixo longitudinal retilíneo "X" próprio e inclui uma parte de 20 conexão 4 que se destina a ser associada à prótese 2 e uma parte de engate 5 própria para ser introduzida em um furo obtido no osso.

Nas concretizações preferidas e ilustradas, tanto a parte de conexão 4 quanto a de engate 5 do pino 1 apresentam 25 uma seção transversal circular e a parte de conexão 4 é equipada

com um rosqueamento externo 6 que pode ser engatado em um furo roscado, não ilustrado, obtido na placa 3.

De acordo com concretizações adicionais, não ilustradas, mas incluídas no âmbito da presente invenção, a parte de engate 5 assume diferentes formas, por exemplo, com uma seção poligonal, ao passo que a parte de conexão 4 é unida à placa 3 por diferentes técnicas, como por exemplo, soldagem.

Além disso, se o pino 1 for feito do mesmo material da placa 3, tal como o titânio, toda a prótese 2 pode ser obtida em uma peça, por exemplo, por moldagem ou remoção do material a partir de um único bloco de metal.

De forma vantajosa, a parte de engate 5 do pino 1 é pelo menos parcialmente deformável na direção radial e de maneira resiliente, de modo a permitir o bloqueio instantâneo do pino 1 no furo e a fixação primária da prótese 2 no osso. A parte de engate 5 inclui, de preferência, vários elementos resilientes 7 que se desenvolvem para fora a partir de uma superfície externa lateral própria 8 e que, sujeitos a uma compressão, podem ser movidos ao longo de uma direção radial em relação ao eixo geométrico "X" do pino 1, entre uma configuração de repouso e uma configuração de operação.

Na configuração de repouso, as extremidades livres 9 dos elementos resilientes 7 situam-se espaçadas da superfície lateral 8 do pino 1. Quando o pino 1 é introduzido no furo, a parede interna do mesmo furo provoca a deformação dos elementos resilientes 7 em direção ao eixo geométrico "X" do

pino 1. Assim que a parte de engate 5 tiver sido inserida, a elasticidade dos elementos mencionados 7 impulsiona suas extremidades livres 9 contra a parede interna do furo, retendo o pino 1 dentro do osso.

5 Mais particularmente, de acordo com o ilustrado nas figuras anexas, os elementos resilientes 7 da parte de engate 5 são definidos por várias asas resilientes 7 que se desenvolvem a partir da superfície externa 8.

De preferência, cada asa 7 é unida à parte de engate 5 em correspondência com uma extremidade restrita 10 oposta à extremidade livre 9 e estendendo-se predominantemente ao longo de uma direção paralela ao eixo geométrico longitudinal “X” do pino 1.

Além disso, de forma vantajosa, a parte de engate 5 é pelo menos parcialmente oca e equipada com aberturas 11a, 11b, de modo a permitir o alojamento do material osteoindutivo e osteocondutivo, tal como a hidroxilapatita, e a passagem de fluidos corporais e sangue medular, destinados a formar o novo material ósseo em volta e dentro do pino 1.

20 Em uma primeira concretização ilustrada nas figuras 1, 2 e 3, a parte de engate 5 é definida por uma parede cilíndrica 12 com uma seção circular que apresenta vários entalhes 13. Cada um dos entalhes 13 delimita uma asa 7 e define uma respectiva abertura principal 11a. O pino 1 ilustrado  
25 apresenta um comprimento total de 14 mm, ao passo que o comprimento axial da parte de conexão 5 é de 11,5 mm. O

diâmetro interno da parte de conexão 5 é de 5,8 mm e o externo é de 6 mm.

Cada abertura principal 11a tem uma forma retangular com um lado principal próprio, de 4 mm de comprimento, paralelo ao eixo longitudinal “X” do pino 1. Portanto, cada asa 7 tem uma forma substancialmente retangular, desenvolvendo-se predominantemente ao longo da direção paralela ao eixo longitudinal “X” e apresentando um lado inferior 14 unido à parede cilíndrica 8. A extremidade livre 9 de cada asa 7 está voltada para a parte de conexão 4 e é pontuda, de modo a assegurar uma interferência mais eficaz com a parede interna do furo obtido dentro do osso.

Cada asa 7 é adicionalmente curvada e apresenta uma concavidade voltada para o exterior do pino 1. Em particular, de acordo com o ilustrado nas figuras 1, 2 e 3, a asa 7 inclui uma primeira parte unida à parede cilíndrica 12 e uma segunda parte 16 que termina com a extremidade livre pontuda 9 e é separada da primeira por uma curvatura 17.

Na configuração de repouso apresentada na figura 1, a primeira parte 15 repousa substancialmente na parede 12 e na segunda parte 16, devido à curvatura 17, desenvolve-se para fora da própria parede 12 e defronta-se com a parte de conexão 4.

Na configuração de operação, ilustrada nas figuras 2 e 3, a extremidade livre 9 da segunda parte 16 é impulsionada em direção à parede 12 e a asa 7 retorna

parcialmente, particularmente em correspondência com a curvatura 17, dentro da parte de engate 5. A primeira parte 15 é curvada elasticamente dentro da referida parte de engate 5 e assegura o impulso radial da asa 7 contra a parede do furo no qual está alojado o pino 1. O pino 1, ilustrado nas figuras 1, 2 e 3, apresenta uma primeira série de asas 7 flanqueadas uma com as outras e dispostas de forma circunferencial ao redor do eixo longitudinal "X". Em particular, as asas 7 da primeira série são nove e são espaçadas angularmente em  $40^\circ$  uma das outras. Entre cada asa 7 e a seguinte, também está presente uma abertura auxiliar 11b com forma retangular e dimensões substancialmente iguais às das aberturas principais 11a associadas às asas 7. As aberturas auxiliares 11b apresentadas são nove e são espaçadas angularmente em  $40^\circ$  uma das outras e em  $20^\circ$  das asas adjacentes 7.

O pino 1 também apresenta uma segunda série 19 de asas 7 associada às respectivas aberturas auxiliares 11b espaçadas axialmente da primeira série 18 por aproximadamente 1 mm. A segunda série 19 de asas 7 também é disposta angularmente de maneira alternada com respeito à primeira 18, de modo que cada asa 7 da primeira série 18 fique alinhada com uma abertura auxiliar 11b da segunda série 19 ao longo de uma geratriz da parte de engate 5. Finalmente, cada abertura principal 11a e auxiliar 11b delimita, em uma seção transversal visível na figura 3, um arco de círculo e subtende um arco de cerca de  $10^\circ$ . Em uma segunda concretização, ilustrada nas figuras 4, 5 e 6,

cada asa 7 apresenta uma forma triangular com um lado 20 que repousa em uma diretriz de circunferência da parte cilíndrica 12 e se une à própria parede cilíndrica 12, e um vértice livre 21 voltado para a parte de conexão 4. De acordo com o ilustrado, o triângulo é isósceles com o lado de junção 20, que, de preferência, mede 1,85 mm, e os lados restantes de cerca de 2 mm. Cada asa 7 é obtida por alguns entalhes retilíneos 13 que se cruzam em um ponto de cruzamento 22 e definem uma abertura triangular 11a. Em correspondência com o lado 20 unido à parede 12, uma abertura adicional 23, cuja função é diminuir a rigidez da junção da asa 7 com a parede 12, também é obtida. De preferência, tal abertura 23 é circular e apresenta um diâmetro de 0,8 mm.

A segunda concretização ilustra três séries de asas 7, cada série sendo disposta alternadamente de forma axial e angular das séries adjacentes e incluindo asas 7 espaçadas igualmente de maneira angular e a mesma quantidade de aberturas auxiliares circulares 11b, de preferência com um diâmetro igual a 2 mm.

Em ambas as concretizações apresentadas, uma extremidade 24 da parte de engate 5 oposta à parte de conexão 4 é aberta de modo a permitir que o alojamento de um pequeno cilindro do referido material mineral osteoindutivo, adequado para promover a migração das células responsáveis pela osteointegração, no rebaixo cilíndrico 25 delimitado a partir da parede 12.

O pino 1 concretizado de acordo com a invenção apresenta importantes vantagens.

De fato, a presença das asas resilientes, ou, de forma mais geral, a capacidade de deformação resiliente radial do pino, permite a fácil fixação primária da prótese no osso, por um simples encaixe de pressão da parte de conexão no furo obtido no próprio osso. Tal vantagem significa uma simplificação notável do procedimento cirúrgico, pois se torna desnecessário o posicionamento de vários elementos, como parafusos, no alojamento do osso, o que representa o sistema de fixação tradicional.

Além disso, o uso de um ou mais pinos de acordo com a invenção impede quaisquer movimentos longitudinais e axiais da estrutura protética em sua configuração geral imediatamente após a instalação. A estrutura oca da parte de conexão e a presença de aberturas na parede cilíndrica permitem a migração dos componentes celulares, a germinação de osso autólogo e fluidos nutricionais ricos em fatores de crescimento dentro da estrutura vazia cilíndrica do pino de fixação. Todos esses componentes biológicos representam um fator determinante para o processo de neoplasia óssea. Finalmente, o preenchimento do espaço vazio do pino de fixação com um pequeno cilindro de substituto ósseo baseado em hidroxilapatita com alta porosidade, simplesmente colocado por um “encaixe de pressão”, representa um fator que promove o processo de neoplasia óssea e acelera, de fato, a osteointegração dentro do assento obtido no osso sub-

cartilaginosa. A armação será ocupada por uma população celular que irá suportar, graças às suas propriedades biomiméticas, uma diferenciação em um sentido de osteoblasto com uma síntese conseqüente da matriz óssea, e promover, graças a sua rede microporosa, a nova angiogênese.

No exemplo não limitante apresentado nas figuras 8 a 18, o componente tibial 30 inclui uma placa de fixação 31, que é restrita à placa tibial óssea de um paciente, e um inserto 32 feito de um material com baixo coeficiente de fricção e altamente resistente à compressão, de preferência em polietileno de altíssima densidade.

Como alternativa, o inserto 32 pode ser feito de outros polímeros resistentes ao desgaste ou em um material cerâmico. A placa 31 apresenta um assento 33 no qual o inserto 31 é alojado, cuja função é substituir a cartilagem articular degenerada da placa tibial óssea. Em detalhes, a placa de fixação 31 inclui uma parede de base 34 que possui uma forma plana ovóide, ou mais precisamente, em forma de “feijão” (figura 10), que se desenvolve de maneira plana predominantemente ao longo de uma direção predefinida “W”. A parede de base 34 apresenta ainda uma primeira face 35 e uma segunda face 36 oposta, e, de preferência plana, entre elas. Uma parede lateral 37 se desenvolve ao longo da borda periférica da parede de base 34 e se estende perpendicularmente em relação à parede de base mencionada 34, para longe da segunda face 36, de modo a delimitar, junto com a segunda face 36, o referido assento 33 para o inserto 31. De

preferência, a altura da parede lateral 37, ou a extensão dela ao longo de uma direção axial “Z” perpendicular às superfícies 35, 36 da placa 34, está compreendida entre 0,1 e 0,2 vezes a dimensão plana maior da placa 34. O inserto 32 apresenta uma forma plana similar à da placa de fixação 31 e inclui uma primeira posição 38 que tem uma superfície de trabalho 39 destinada a entrar em contato com o componente cômulo-femoral. Na concretização ilustrada, tal superfície 39 é plana, mas em concretizações adicionais, não ilustradas, ela poderia assumir diferentes conformações, dependendo das exigências. O inserto 32 ilustra ainda uma segunda parte 40 com dimensões planas reduzidas em relação à primeira parte 38 e de modo a permitir a introdução no assento 33 da placa de fixação 31.

Entre a primeira 38 e a segunda partes 40, é definido um degrau que delimita uma superfície de ombro anular 41 (figura 9), situado na primeira parte 38, oposto à superfície de trabalho 39 e circundando a referida segunda parte 40.

Quando o inserto 32 é montado no assento 33, a segunda parte 40 é alojada em tal assento 33 e a superfície de ombro anular 41 se encosta a uma borda final 42 da parede lateral 37 da placa de fixação 31. Uma face 43 da segunda parte 40 se encosta à segunda face 36.

De forma vantajosa, o inserto 32 é montado com pressão no assento 33. Para essa finalidade, o inserto 32 inclui pelo menos alguns dentes elasticamente deformáveis 44 e que

podem ser colocados por encaixe nos respectivos alojamentos 45 obtidos no assento 33.

Na concretização preferida e ilustrada, o inserto 32 apresenta dois dentes 44 colocados em correspondência com as extremidades opostas 46 do referido inserto 32 que se encontra ao longo de uma direção predefinida “Y” com um desenvolvimento predominante (figura 11).

Cada um dos dentes 44 se desenvolve para fora da primeira parte 38 do inserto 32, fica flanqueado em relação à segunda parte 40 e suficientemente espaçado da referida segunda parte 40 para permitir a curvatura do próprio dente 44. Com esse objetivo, o dente 44 é disposto em um rebaixo 47 obtido na segunda parte 40 (figura 11).

Cada dente 44 inclui uma parte com uma seção reduzida 48, proximidade esta em que ocorre a curvatura, unida à primeira parte 38, e uma extremidade distal 49 tendo a forma contrária, tornando-se mais espessa até o respectivo alojamento 45 (figura 9).

Dentro do assento 33, dois alojamentos 45 são obtidos, definidos por rebaiços formados em uma superfície interna 50 da parede lateral 37, em correspondência com extremidades opostas 51 da placa 31 situada ao longo da referida direção predefinida “W”. A extremidade distal 49 de cada um dos dentes 44 apresenta uma forma plana curvada que segue o perfil plano do rebaixo 45.

A placa de fixação 31 inclui ainda várias protuberâncias 52 dispostas em uma superfície lateral periférica própria 53, que coincide com a superfície externa da parede lateral 37 e se defronta a partir de uma parte oposta em reação ao assento 33.

As protuberâncias 52 permitem o bloqueio instantâneo do componente tibial 30 em um alojamento obtido na placa tibial óssea do paciente e a fixação primária do referido componente tibial 30 em tal placa tibial. As protuberâncias 52 também apresentam uma estrutural tal que permite uma fácil introdução no osso e ao mesmo tempo assegura o bloqueio imediato.

Com esse objetivo, de preferência, cada protuberância 52 apresenta uma superfície 54 inclinada em relação à superfície lateral periférica 53, superfície inclinada 54 esta que se desenvolve para fora da superfície lateral periférica 53 começando de uma região do componente tibial 30 oposta ao assento de montagem 33 do inserto 32 em direção ao referido assento 33.

Em outras palavras, a superfície inclinada 54 se move para longe da superfície externa 53 da parede lateral 37, começando de uma extremidade proximal própria próxima à parede de base 34 em direção a uma extremidade distal própria mais próxima da borda final 42 da parede lateral 37 (figura 9). Portanto, as protuberâncias 52 geralmente divergem ao se aproximarem da borda final 42, e, quando o componente tibial 30

é montado, em direção à superfície de trabalho 39 do inserto 32. Além disso, de forma vantajosa, cada uma das protuberâncias 52 apresenta uma borda pontiaguda 55, borda pontiaguda 55 esta que é colocada, de preferência, na extremidade distal de cada protuberância 52, de modo a interferir de maneira eficaz no osso (figura 8a e 10a).

Nas concretizações ilustradas, cada protuberância 52 é delimitada pela referida superfície inclinada 54 e por uma superfície superior 56 perpendicular à superfície lateral periférica 53 e substancialmente paralela à primeira e segunda faces 35, 36 da parede de base 34. A superfície inclinada 54 e a superfície superior 56 convergem em uma borda comum, definindo a borda externa pontiaguda 55 da extremidade distal da protuberância 52.

Além disso, cada protuberância 52 é delimitada por algumas superfícies laterais ocas 57, que conectam a superfície inclinada 54 à superfície superior 56 em correspondência com respectivas bordas 58 que se desenvolvem de acordo com linhas curvadas.

De preferência, as protuberâncias 52 são consecutivamente alinhadas ao longo do desenvolvimento periférico da superfície lateral periférica 52, ou na superfície externa da parede lateral, de modo a definir uma borda de alívio. De acordo com o ilustrado, as superfícies laterais ocas 57 das duas protuberâncias adjacentes 52 são unidas de forma ininterrupta.

Na concretização preferida e ilustrada, para uma primeira série 59 de protuberâncias 52 dispostas consecutivamente ao longo do desenvolvimento periférico da superfície lateral periférica 53, uma segunda série 60 das referidas protuberâncias, estas também sendo dispostas consecutivamente ao longo do desenvolvimento periférico da superfície lateral periférica 53, é flanqueada. A segunda série 60 é flanqueada para a primeira série 59 ao longo da direção axial "Z" paralela a uma geratriz da superfície periférica 53, de modo a definir duas bordas de alívio (figuras 8 e 9). Além disso, de maneira vantajosa, as protuberâncias 52 da primeira série 59 e as protuberâncias 52 da segunda série 60 são mutuamente dispostas de forma alternada.

Mais particularmente, cada protuberância 52 da primeira série 59, em relação à referida direção axial "Z" paralela a uma geratriz da superfície periférica 53 e passando pela própria protuberância 52, não está alinhada em reação a cada uma das protuberâncias 52 da segunda série 60.

Em outras palavras, a direção axial "Z" paralela a uma geratriz da superfície periférica 53 e passando por um ponto de uma protuberância 52 da primeira série 59 não passa através do ponto que corresponde às protuberâncias 52 da segunda série 60. Em particular, na concretização ilustrada, cada borda externa pontiaguda 55 da extremidade distal de uma protuberância 52 da primeira série 59 está voltada para as superfícies laterais ocas 57 de duas protuberâncias adjacentes 52 da segunda série 60. De acordo com outras concretizações, não

ilustradas, porém incluídas no âmbito da presente invenção, séries de protuberâncias 52 adicionais podem estar presentes, de preferência alternadas entre elas, de acordo com o especificado acima.

5 O componente tibial 30 adicionalmente inclui uma orelha 61 que se desenvolve a partir da primeira face 35 da parede de base 34 da placa de fixação 31 oposta ao assento 33 e é equipada com pelo menos um rebaixo 62. A orelha 61 é definida por uma parede auxiliar 63 que se desenvolve perpendicularmente  
10 a partir da primeira face 35 e delimita o referido rebaixo 62.

De acordo com o ilustrado, a parede auxiliar 63 apresenta uma forma tubular com seções circulares que permanecem abertas em correspondência com a extremidade oposta à que se conecta à parede de base 34 (figura 10). A parede  
15 auxiliar 63 também apresenta, vantajosamente, uma multiplicidade de aberturas passantes 64 em comunicação com o rebaixo 62. Tais aberturas 64 são definidas por vários furos distribuídos de forma circunferencial na parede auxiliar 63.

De forma vantajosa, a orelha 61 pelo menos  
20 parcialmente oca e provida de furos 64, permite o alojamento do material osteocondutivo, tal como a hidroxilapatita, adequado para promover a migração das células responsáveis pela osteointegração, e a passagem de fluidos corporais e sangue medular destinados à formação do novo material ósseo em volta e  
25 dentro do componente tibial 30.

A orelha 61 também pode ser formada como o pino 1 para a fixação de próteses ósseas, descritas acima e ilustradas nas figuras 1 a 7.

Além disso, de forma vantajosa, a primeira superfície 35 da placa de fixação 31 oposta ao assento 33 também ilustra uma multiplicidade de furos passantes 65 que se defrontam no próprio assento 33. Em outras palavras, a parede de base 34 é perfurada, de modo a permitir a formação do novo material ósseo também dentro da placa de fixação 31. Alguns desses furos 65 são abertos dentro do rebaixo 62 da orelha 61 (figuras 9 e 10).

As projeções 52, e, de preferência, também a orelha 61, são obtidas como uma só peça, por exemplo, por moldagem e/ou remoção de material a partir de um único bloco de metal, com a placa de fixação 31. De acordo com uma concretização ilustrada nas figuras 12 a 15, a orelha 61 da placa de fixação 31 é descentralizada em relação à primeira face 35 da parede de base 34, e, de preferência, apresenta um eixo geométrico próprio com um desenvolvimento longitudinal “K”, que delimita, em relação à referida primeira face 35, um ângulo “ $\alpha$ ” diferente de  $90^\circ$ . De preferência, tal ângulo “ $\alpha$ ” é menor do que  $90^\circ$ , de preferência entre  $45^\circ$  e  $70^\circ$ . Mais preferivelmente, o ângulo “ $\alpha$ ” é igual a  $60^\circ$ .

Como alternativa, tal ângulo “ $\alpha$ ” está entre  $45^\circ$  e  $90^\circ$  e é menor do que  $90^\circ$ , de preferência tal ângulo “ $\alpha$ ” está entre  $70^\circ$  e  $90^\circ$ , e é menor do que  $90^\circ$ .

Além disso, a orelha 61 da segunda concretização é definida por uma parede auxiliar 63 que se desenvolve inclinada a partir da primeira face 35 e delimita o rebaixo 62. De acordo com o ilustrado, a parede auxiliar 63 apresenta uma forma tubular com uma seção circular com extremidades opostas abertas 66, 67. Conforme ilustrado claramente na figura 7, a orelha 61 não é perfurada, mas é aberta tanto em correspondência com a extremidade proximal 66, conectada à parede de base 34, como em correspondência com a extremidade terminal 67, oposta à conectada à parede de base 34.

Além disso, uma primeira parte curvada 68 da borda externa da extremidade terminal 67 da orelha 61 é ortogonal ao referido eixo geométrico com um desenvolvimento longitudinal "K", ao passo que uma segunda parte curvada 69 da mesma borda externa é paralela à primeira face 35. A primeira e a segunda partes 68, 69 convergem em duas bordas convexas 70 que, de preferência, se desenvolvem ortogonalmente à direção de desenvolvimento prevalecente "W" da placa de fixação 31 (figura 15).

A orelha 61 também inclui protuberâncias 71, dispostas em uma superfície lateral externa própria 72, cujas protuberâncias 71, de preferência, apresentam uma borda externa pontiaguda 73.

Na concretização ilustrada, cada uma das referidas protuberâncias 71 e a respectiva borda externa 73 apresenta uma forma curvada e se desenvolve, pelo menos

parcialmente, em torno do eixo geométrico de desenvolvimento longitudinal “K”.

A borda externa pontiaguda 73 é substancialmente paralela à primeira face 35 da parede de base 34.

De modo similar às protuberâncias 52 dispostas na parede lateral 37, também as protuberâncias 71 da orelha 61 permitem o bloqueio instantâneo do componente tibial 30 no alojamento obtido dentro da placa tibial óssea e a fixação primária de tal componente tibial 30 em tal placa tibial.

As protuberâncias 71 também apresentam uma estrutural tal que permite fácil introdução no osso e ao mesmo tempo assegura o bloqueio imediato. Com essa finalidade, de preferência, cada protuberância 71 apresenta uma superfície 74, inclinada por consentimento mútuo para a inclinação da superfície inclinada 54 das protuberâncias 52 dispostas na parede lateral 37.

Em outras palavras, a superfície inclinada 74 se move para longe da superfície lateral externa 72 da orelha 61, iniciando a partir de uma extremidade proximal própria mais perto da extremidade terminal 67 da orelha 61 em direção a uma extremidade distal própria mais perto da extremidade proximal 66 da orelha 61.

Na variação de concretização ilustrada, as protuberâncias 71 são obtidas pela formação de algum rebaixo na parede auxiliar 63, por exemplo, por moldagem e/ou remoção de material.

Além disso, de preferência, como é visível na figura 14, o rebaixo 62 obtido na orelha 61 não apresenta uma seção constante ao longo do desenvolvimento longitudinal da orelha 61, sendo em vez disso ligeiramente afunilado em direção à extremidade terminal 67.

De preferência, a concretização ilustrada nas figuras 12 a 15 também é provida de um pino 75 (ilustrado nas figuras 16, 17 e 18), que é inserido no rebaixo 62 da orelha 61 e se projeta para além da extremidade terminal 67 da própria orelha 61.

O pino 75 é, de preferência, similar ao pino 1 para a fixação de próteses ósseas descrito acima e ilustrado nas figuras 1 a 7.

Mais particularmente, o pino 75 esta se estendendo ao longo de um eixo longitudinal retilíneo próprio "L" e inclui uma parte proximal 76, que se destina a ser inserida e bloqueada no rebaixo 62 da orelha 61, e uma parte distal 77 adequada para ser inserida em um furo obtido no osso.

Quando o pino 75 é montado na placa de fixação 31, a parte distal 77 se projeta para além da extremidade terminal 67 da orelha 61 e o eixo longitudinal "L" do pino 75 corresponde ao eixo geométrico do desenvolvimento longitudinal "K" da orelha 61.

Na concretização preferida e ilustrada, tanto a parte proximal 76 como a distal 77 do pino 75 apresenta uma seção transversal circular.

A parte proximal 76 tem a forma de tronco de cone e, de preferência, é alojada e bloqueada por um soquete no rebaixo 62.

5 Uma borda terminal 78 da parte proximal 76 é formada de modo a não se projetar a partir da primeira face 35 da parede de base 34 assim que o pino 75 for montado na placa de fixação 31.

Para esse fim, a borda externa terminal acima 78 apresenta uma primeira parte curvada 79 e uma segunda parte  
10 curvada 80 que converge em duas bordas convexas 81, de modo similar à forma da extremidade terminal 67 da orelha 61 apresentada nas figuras 6, 7 e 8. As bordas 81 delimitam um ângulo de cerca de  $120^\circ$ . De forma vantajosa, a parte distal 77 d  
15 pino 75 é pelo menos parcialmente deformável na direção radial e de maneira resiliente, de modo a permitir o bloqueio instantâneo do pino 75 no furo obtido no osso e a fixação primária do componente tibial 30 no próprio osso. A parte distal 77 inclui, de preferência, vários elementos resilientes 82 que se desenvolvem para fora a partir de uma superfície lateral externa própria 83 e  
20 que, quando sujeitos a uma compressão, podem ser movidos ao longo de uma direção radial em relação ao eixo geométrico "L" do pino 75, entre uma configuração de repouso e uma configuração de operação. Na configuração de repouso, as extremidades livres dos elementos resilientes 82 situam-se  
25 espaçadas da superfície lateral 83 do pino 75. Quando o pino 75 é introduzido no furo, a parede interna do mesmo furo provoca a

deformação dos elementos resilientes 82 em direção ao eixo geométrico “L” do pino 75. Assim que a parte de engate 77 tiver sido inserida, a elasticidade dos elementos mencionados 82 impulsiona suas extremidades livres contra a parede interna do furo, pela retenção do pino 75 no osso.

Mais particularmente, de acordo com o ilustrado nas figuras anexas, os elementos resilientes 82 da parte de engate 77 são definidos por várias asas resilientes que se desenvolvem a partir da superfície externa 83. De preferência, cada asa 82 é unida à parte distal 77 em correspondência com uma extremidade restrita própria oposta à extremidade livre, e estendendo-se predominantemente ao longo de uma direção paralela ao eixo geométrico longitudinal “X” do pino 75.

Além disso, de forma vantajosa, a parte de engate 77 é pelo menos parcialmente oca e equipada com aberturas 84, de modo a permitir o alojamento do material osteoindutivo, como a hidroxilapatita, e a passagem de fluidos corporais e sangue medular, destinados a formar o novo material ósseo em volta e dentro do pino 75. Em uma segunda concretização, ilustrada nas figuras 16, 17 e 18, cada asa 82 apresenta uma forma triangular com um lado 85 que repousa em uma circunferência de diretriz da superfície lateral cilíndrica 83 e é unida à referida superfície 83, e um vértice livre voltado para a parte proximal 76.

Cada asa 82 é obtida por alguns entalhes retilíneos que são unidos em um ponto de cruzamento e definem

uma abertura triangular principal 86. O pino 75 da concretizações ilustrada apresenta três séries de asas 82, cada série sendo disposta axialmente e angularmente de maneira alternada pela série adjacente, e inclui três asas com o mesmo espaçamento angular 82 e o mesmo número de aberturas auxiliares circulares 84.

O pino 75 é oco e uma extremidade 87 da parte distal 77 é aberta, de modo a permitir o alojamento de um pequeno cilindro do referido material mineral osteoindutor, adequado para promover a migração das células responsáveis pela osteointegração.

Em uso, após um alojamento apropriada ter sido obtido na placa tibial do paciente, a placa de fixação 31 é forçada no referido alojamento de modo que a borda externa 42 da parede lateral 37 fique substancialmente nivelada com a superfície do osso e as protuberâncias 53, 73 entrem em contato e interfiram nas paredes internas do alojamento acima.

A orelha 61 e o pino 75, se necessário, são inseridos em um furo adequado obtido na parte inferior do alojamento acima.

O inserto 32 permanece fora do alojamento e a superfície de trabalho 39 voltada para, e em contato com a placa 3 do componente cômulo-femoral, por exemplo, como o ilustrado diagramaticamente na figura 7. O componente tibial 30 de acordo com a invenção apresenta importantes vantagens. De fato, a presença das protuberâncias permite fixação primária fácil da

prótese no osso, pelo simples encaixe de pressão da placa na placa tibial.

A conformação das protuberâncias permite a introdução do componente tibial, mas impede de forma segura qualquer movimento dele quando a instalação tiver sido efetuada.

Tal vantagem significa uma simplificação notável do procedimento cirúrgico, pois se torna desnecessário o posicionamento de vários elementos, como parafusos, no alojamento do osso, o que representa o sistema de fixação tradicional, além do uso do cimento para o bloqueio temporário.

Além disso, o inserto é unido facilmente à placa de fixação antes de o implante no osso do paciente por meio de um acoplamento de pressão, tornando essa operação muito rápida e segura.

A estrutura oca da orelha e do pino e a presença de aberturas na parede de base e no pino permitem a migração dos componentes celulares, a germinação de osso autólogo e fluidos nutricionais ricos em fatores de crescimento dentro da estrutura vazia cilíndrica da orelha. Todos esses componentes biológicos representam um fator determinante para o processo de neoplasia óssea. Finalmente, o preenchimento do espaço vazio da orelha da placa de fixação ou do pino com um pequeno cilindro de substituto ósseo biomimético baseado em hidroxilapatita com alta porosidade, simplesmente colocado por um “encaixe de pressão”, ou, como alternativa, um substituto ósseo na forma de uma pasta injetável, representa um fator que promove o processo de

neoplasia óssea e acelera, de fato, a osteointegração dentro do assento obtida no osso tibial. A armação será ocupada por uma população celular que irá suportar, graças às suas propriedades biomiméticas, uma diferenciação em um sentido osteoblástico com uma síntese conseqüente da matriz óssea, e promover, graças a sua rede microporosa, a nova angiogênese.

A prótese de joelho, geralmente formada pelo componente cômulo-femoral 2 (exemplificado na figura 7) e pelo componente tibial 30 (exemplificado na figura 8), inclui um pino 1 associado à placa 3 do referido componente cômulo-femoral 2, conforme descrito acima e/ou reivindicado em uma ou mais das reivindicações 1 a 11. Além disso, ou como alternativa para o pino 1 conforme descrito acima e/ou reivindicado em uma ou mais das reivindicações 1 a 11, a prótese mencionada geralmente apresenta os aspectos do componente tibial 30, conforme descrito e/ou reivindicado em uma ou mais das reivindicações 21 a 55. Em outras palavras, a prótese de joelho pode geralmente apresentar o pino 1 de acordo com a invenção para a fixação do componente cômulo-femoral 2 e um componente tibial tradicional ou um pino tradicional para a fixação do componente cômulo-femoral 2 e do componente tibial 30 de acordo com a invenção, ou o pino 1 de acordo com a invenção e o componente tibial 30 de acordo com a invenção.

## REIVINDICAÇÕES

1. – Pino de fixação de próteses articulares, incluindo uma parte de conexão (4) com uma prótese (2) e uma parte de engate (5) em um furo obtido em um osso; caracterizado pelo fato de que a parte de engate (5) é pelo menos parcialmente deformável em uma direção radial e de maneira resiliente, a fim de permitir o bloqueio instantâneo do pino (1) no furo e a fixação primária da referida prótese (2) no referido osso.

2. – Pino, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a parte de engate (5) apresenta uma multiplicidade de asas resilientes (7) que se desenvolvem para fora de uma superfície externa (8) da referida parte de engate (5) e que se destina a interferir em uma parede interna do furo obtido no osso.

3. – Pino, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que a parte de engate (5) é pelo menos parcialmente oca e equipada com aberturas (11a, 11b) para permitir o alojamento do material osteoindutivo e a passagem de fluidos medulares até a formação de pontes ósseas.

4. – Pino, de acordo com a reivindicação 2 ou 3, caracterizado pelo fato de que a parte de engate (5) é definida por uma parede cilíndrica (12) que apresenta uma multiplicidade de entalhes (13) que delimitam as asas (7) e definem as referidas aberturas (11a, 11b).

5. – Pino, de acordo com a reivindicação 2, 3 ou 4, caracterizado pelo fato de que cada uma das referidas asas (7)

apresenta uma extremidade livre (9) voltada para a parte de conexão (4).

6. – Pino, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo fato de que a extremidade livre (9) das asas (7) é pontuda.

7. – Pino, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que cada asa (7) apresenta uma forma triangular com um lado (20) unido à parede cilíndrica (12) e um vértice livre (9) voltado para a parte de conexão (4).

8. – Pino, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que cada asa (7) apresenta uma forma retangular, desenvolvendo-se predominantemente ao longo de uma direção paralela a um eixo longitudinal (X) do pino (1), com um lado mais curto (14) unido à parede cilíndrica (12) e uma extremidade livre (9) voltada para a parte de conexão (4).

9. – Pino, de acordo com a reivindicação 7 ou 8, caracterizado pelo fato de que cada asa (7) é curvada e apresenta uma concavidade voltada para o lado externo do pino (1).

10. – Pino, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que uma extremidade (24) da parte de engate (5) oposta à parte de conexão (4) é aberta, de modo a permitir o alojamento de um pequeno cilindro do referido material osteoindutivo.

11. – Pino, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a parte

de conexão (4) apresenta um rosqueamento (6) para o engate com a prótese (2).

12. – Prótese articular, caracterizada por incluir pelo menos um pino (1) formado de acordo com pelo menos uma das reivindicações 1 a 10.

13. – Prótese, de acordo com a reivindicação precedente, caracterizada por ser uma prótese de joelho.

14. – Prótese, de acordo com a reivindicação 12, caracterizada por ser uma prótese articular do ombro.

15. – Prótese, de acordo com a reivindicação 12, caracterizada por ser uma prótese articular do tornozelo.

16. – Prótese, de acordo com a reivindicação 13, caracterizada por ser uma meia-lua femoral.

17. – Prótese, de acordo com a reivindicação 13, caracterizada por ser uma placa tibial.

18. – Prótese, de acordo com a reivindicação 12, caracterizada pelo fato de que o pino (1) é aparafusado na prótese.

19. – Prótese, de acordo com a reivindicação 12, caracterizada pelo fato de que o pino (1) é soldado na prótese.

20. – Prótese, de acordo com a reivindicação 12, caracterizada pelo fato de que o pino (1) é formado como parte integral da prótese.

21. – Componente tibial, incluindo uma placa de fixação (31), que pode ser conectada a uma placa tibial óssea, e um inserto (32), que pode ser montado em um assento (33) obtido na placa de fixação (31);

caracterizado pelo fato de que a placa de fixação (31) inclui uma multiplicidade de protuberâncias (52) dispostas em uma superfície lateral periférica própria (53), de modo a permitir o bloqueio instantâneo do componente tibial (30) em um alojamento obtido na placa tibial óssea e a fixação primária do  
5 referido componente tibial (30) na referida placa tibial.

22. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que cada uma das referidas protuberâncias (52) apresenta uma superfície inclinada  
10 (54) com respeito à superfície lateral periférica (53).

23. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que a superfície inclinada (54) de cada uma das referidas protuberâncias (52) se desenvolve para fora da superfície lateral periférica (53),  
15 iniciando a partir de uma região do componente tibial (30) oposta ao assento de montagem (33) do inserto (32) em direção ao referido assento de montagem (33) do inserto (32).

24. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que cada uma das  
20 protuberâncias (52) apresenta uma borda pontiaguda (55).

25. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado por incluir pelo menos uma primeira série (59) das referidas protuberâncias (52) colocadas consecutivamente ao longo do desenvolvimento periférico da  
25 superfície lateral periférica (53).

26. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 25, caracterizado por incluir pelo menos uma segunda série (60) das referidas protuberâncias (52) colocadas consecutivamente ao longo do desenvolvimento periférico da superfície lateral periférica (53); a referida segunda série (60) de protuberâncias (52) sendo flanqueada para a primeira série (59) ao longo de uma direção axial (Z) paralela a uma geratriz da superfície periférica (53).

27. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de que as protuberâncias (52) da primeira série (59) e as protuberâncias (52) da segunda série (60) são dispostas mutuamente alternadas.

28. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de que cada protuberância (52) da primeira série (59), em relação a uma respectiva direção axial (Z) paralela a uma geratriz da superfície periférica (53) e passando através da referida protuberância (52), não está alinhada em relação às protuberâncias (52) da segunda série (60).

29. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 22 ou 23, caracterizado pelo fato de que cada protuberância (52) é delimitada pela superfície inclinada (54) e por uma superfície superior (56) perpendicular à superfície lateral periférica (53), a referida superfície inclinada (54) e a superfície superior (56) convergindo em uma borda comum (55) que define a extremidade distal da protuberância (52).

30. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação precedente, caracterizado pelo fato de que cada protuberância (52) é adicionalmente delimitada por algumas superfícies laterais ocas (57) conectando a referida superfície inclinada (54) à referida superfície superior (56).

31. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado por adicionalmente incluir uma orelha (61) que se desenvolve a partir de uma primeira face (35) da placa de fixação (31) oposta ao assento (33) e equipada com pelo menos um rebaixo (62).

32. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de que a orelha (61) é definida por uma parede auxiliar (63) perpendicular à primeira superfície (35), que se desenvolve a partir da referida primeira superfície (35) e delimita o referido pelo menos um rebaixo (62).

33. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 32, caracterizado pelo fato de que a parede auxiliar (63) apresenta uma multiplicidade de aberturas passantes (64) em comunicação com o referido pelo menos um rebaixo (62).

34. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que uma primeira face (35) da placa fixação (31) oposta ao assento (33) apresenta uma multiplicidade de furos passantes (65) voltados para o referido assento (33).

35. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que o inserto (32) pode ser montado por encaixe no assento (33).

5 36. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que o inserto (32) inclui pelo menos alguns dentes (44) elasticamente deformáveis e que podem ser colocados por encaixe nos respectivos alojamentos (45) obtidos no assento (33) para a montagem do referido inserto (32) no referido assento (33).

10 37. – Componente tibial, de acordo com pelo menos uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a placa de fixação (31) inclui uma parede de base (34) e uma parede lateral (37), desenvolvendo-se ao longo da borda externa da parede de base (34), perpendicularmente em relação à  
15 referida parede de base (34); a parede de base (34) e a parede lateral (37) delimitando o assento (33) para o inserto (32); a parede lateral (37) apresentando a superfície lateral periférica (53) voltada para a direção oposta em relação ao referido assento (33).

20 38. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que as protuberâncias (52) são obtidas integralmente com a placa de fixação (31).

39. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de que a orelha (61) é descentralizada em relação à primeira face (35).

25 40. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de que a orelha (61)

apresenta um eixo geométrico com um desenvolvimento longitudinal (K) que delimita, em relação à primeira face (35), um ângulo ( $\alpha$ ) diferente de  $90^\circ$ .

5 41. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação precedente, caracterizado pelo fato de que o referido ângulo ( $\alpha$ ) está entre  $45^\circ$  e  $70^\circ$ .

42. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de que a orelha (61) apresenta protuberâncias (71) dispostas em uma superfície lateral  
10 externa própria (72).

43. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação precedente, caracterizado pelo fato de que as protuberâncias (71) da orelha (61) apresentam uma borda pontiaguda (73).

15 44. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de que a orelha (61) apresenta uma forma tubular com extremidades abertas opostas (66, 67).

45. – Componente tibial, de acordo com a  
20 reivindicação 31, caracterizado por adicionalmente incluir um pino (75) que pode ser inserido no rebaixo (62) da orelha (61) e se projeta para além de uma extremidade terminal (67) da referida orelha.

46. – Componente tibial, de acordo com a  
25 reivindicação 45, caracterizado pelo fato de que o pino (75)

apresenta uma parte proximal em forma de tronco de cone (76) que pode ser alojada e bloqueada no rebaixo (62).

47. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 46, caracterizado pelo fato de que a parte proximal em forma de tronco de cone (76) é bloqueada no rebaixo (62) por um soquete.

48. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 45, caracterizado pelo fato de que o pino (75) apresenta uma parte distal (77) pelo menos parcialmente deformável em uma direção radial e de maneira resiliente, de modo a permitir o bloqueio instantâneo do pino (75) em um furo obtido no osso e a fixação primária do referido componente tibial (30) no osso.

49. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 48, caracterizado pelo fato de que a parte distal (77) apresenta uma multiplicidade de asas resilientes (82) que se desenvolvem para fora de uma superfície externa (83) da referida parte distal (77) e que se destina a interferir em uma parede interna do furo obtido no osso.

50. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 48, caracterizado pelo fato de que a parte distal (77) é pelo menos parcialmente oca e equipada com aberturas (84, 86) para permitir o alojamento do material que age como osteosubstituto, com propriedades osteoindutivas e/ou osteocondutivas, e a passagem de fluidos medulares.

51. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 48, caracterizado pelo fato de que a parte distal (77) apresenta uma multiplicidade de entalhes que delimitam as asas (82) e definem as referidas aberturas (86).

5 52. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 49, caracterizado pelo fato de que cada uma das referidas asas (82) apresenta uma extremidade livre voltada para a parte proximal (76).

10 53. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 52, caracterizado pelo fato de que a extremidade livre das asas (82) é pontuda.

15 54. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 49, caracterizado pelo fato de que cada asa (82) apresenta uma forma triangular com um lado (85) unido à superfície externa (83) e um vértice livre voltado para a parte proximal (76).

20 55. – Componente tibial, de acordo com a reivindicação 45, caracterizado pelo fato de que o pino (75) é oco, de modo a permitir o alojamento de um pequeno cilindro, ou, alternativamente, na forma de pasta, do referido material, agindo como osteosubstituto com propriedades osteoindutivas e/ou osteocondutivas.

25 56. – Prótese articular de joelho, caracterizada por incluir um componente tibial (30) concretizado de acordo com pelo menos uma das reivindicações 21 a 55.

57. – Prótese articular de joelho, caracterizada por incluir uma placa em forma de meia-lua (3) e que se destina a ser associada a um côndilo femoral; pelo menos um pino (1) concretizado de acordo com pelo menos uma das reivindicações 1 a 11, e associado à placa (3); um componente tibial (30) concretizado de acordo com pelo menos uma das reivindicações 21 a 55.

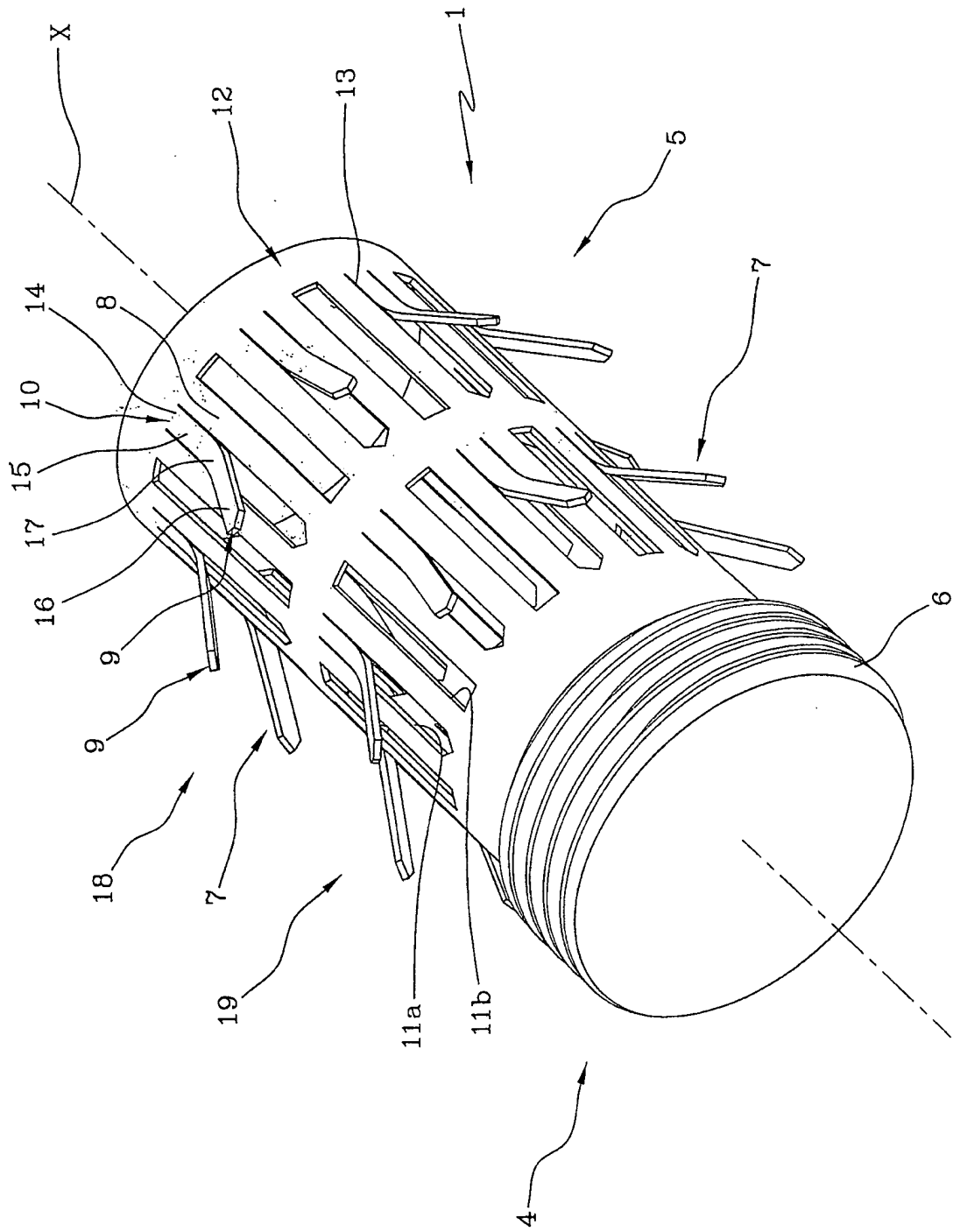


Figura 1

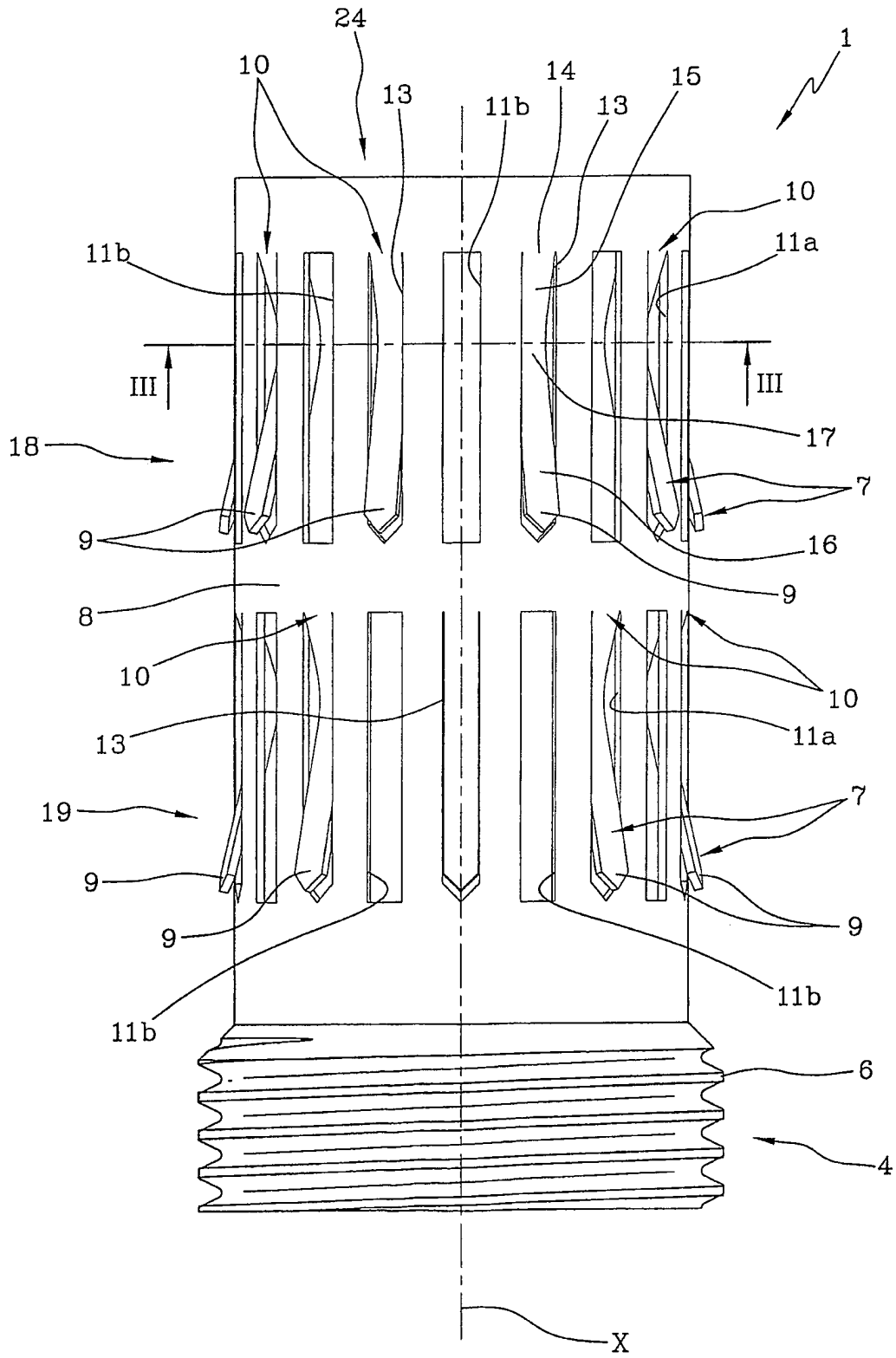


Figura 2

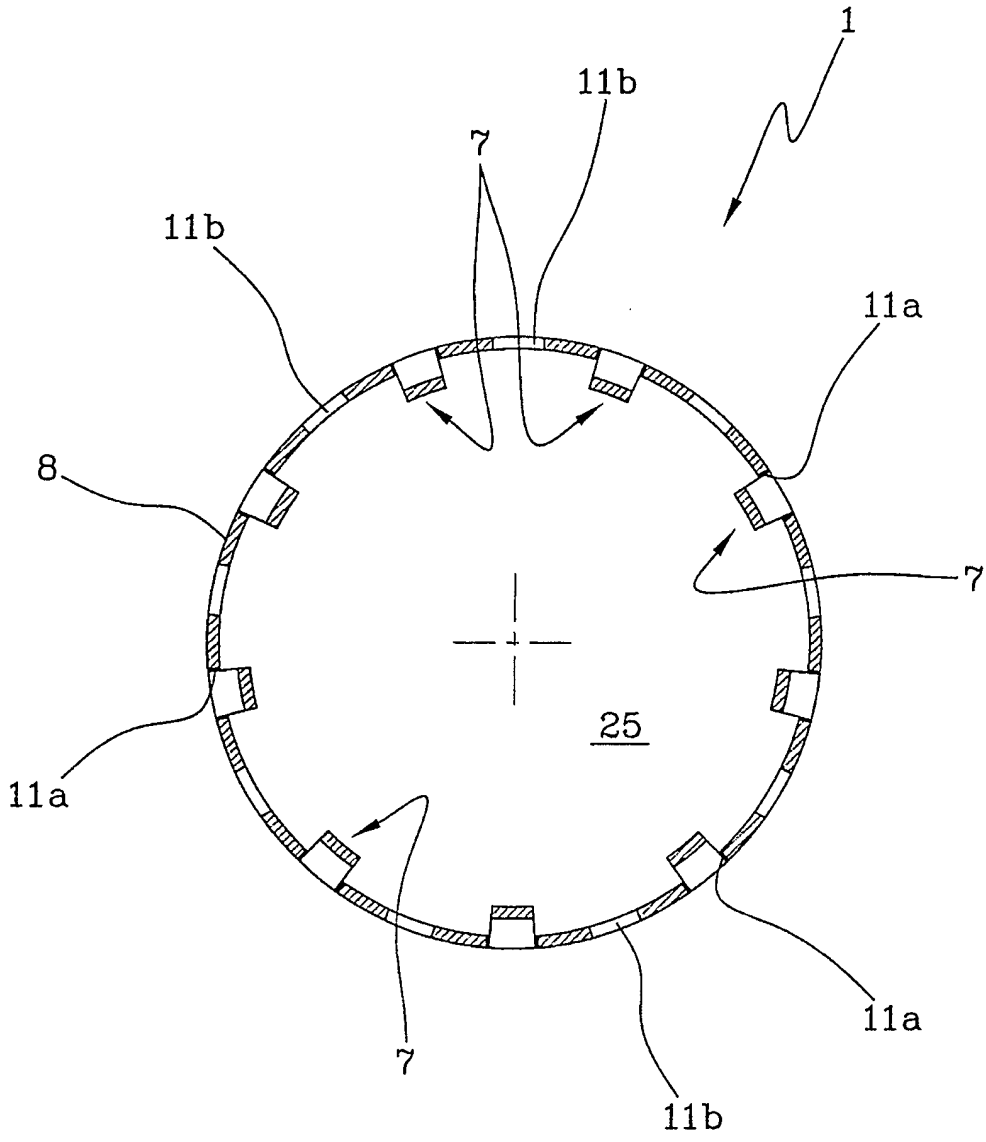


Figura 3

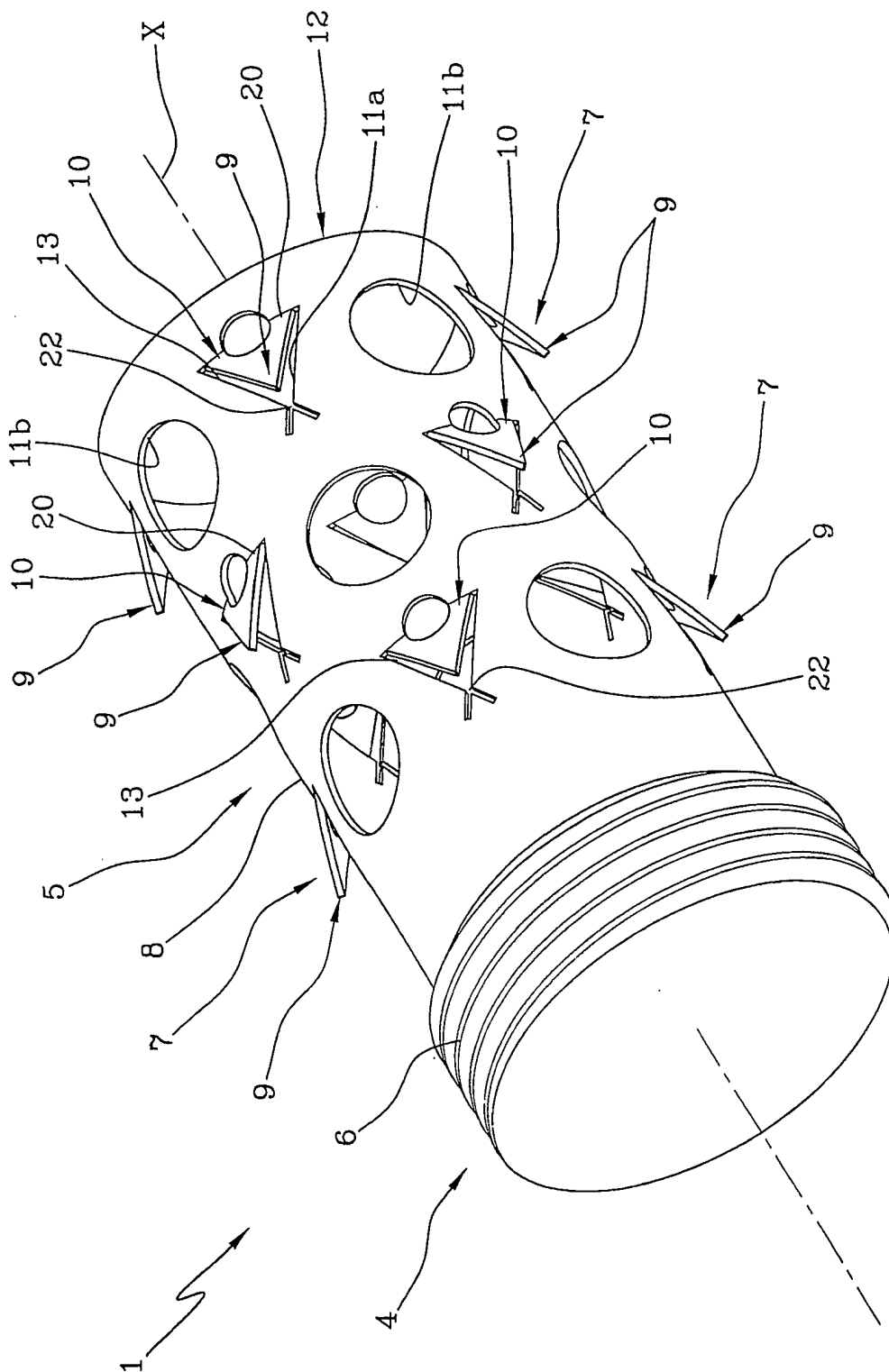


Figura 4

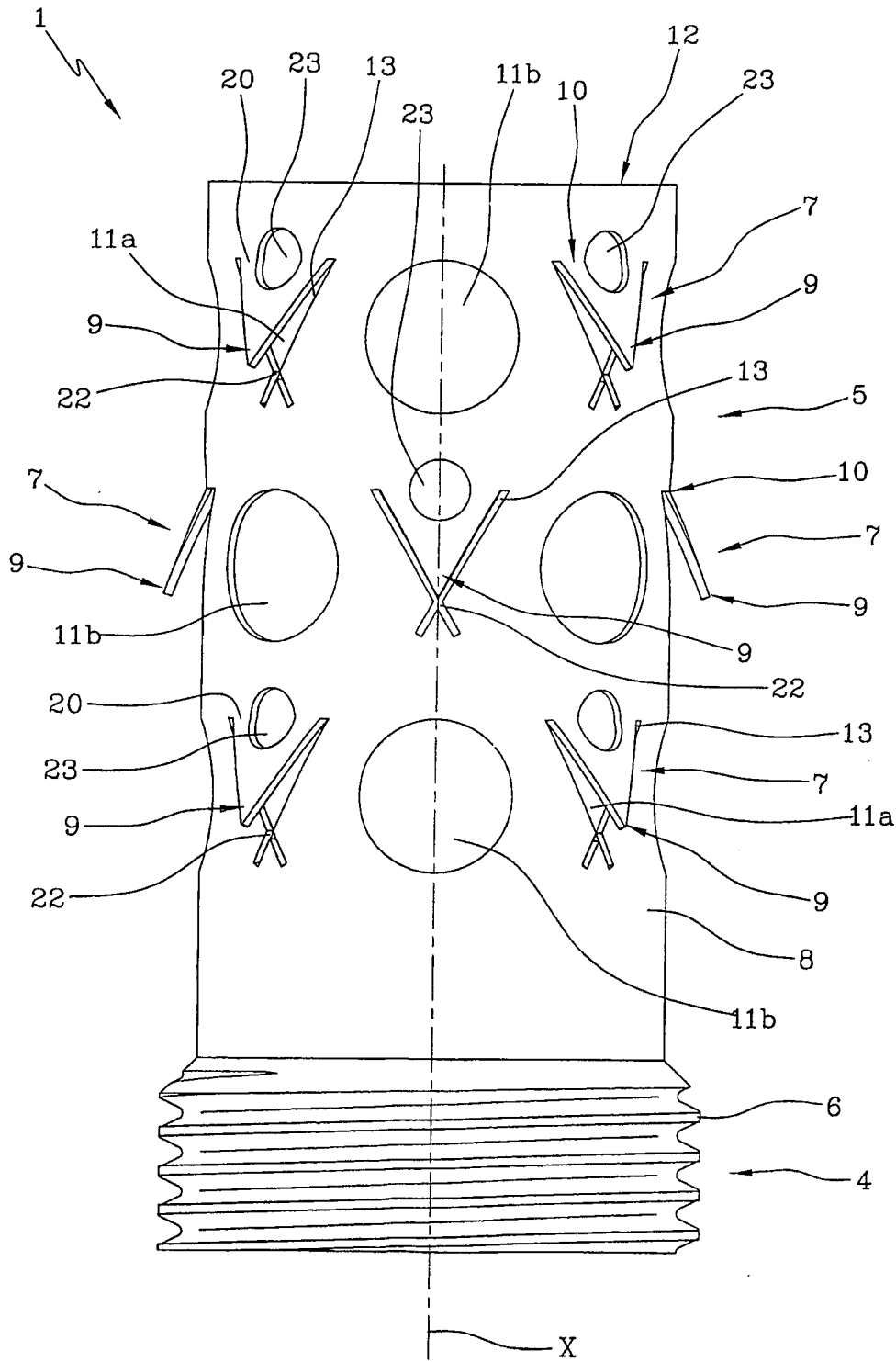


Figura 5

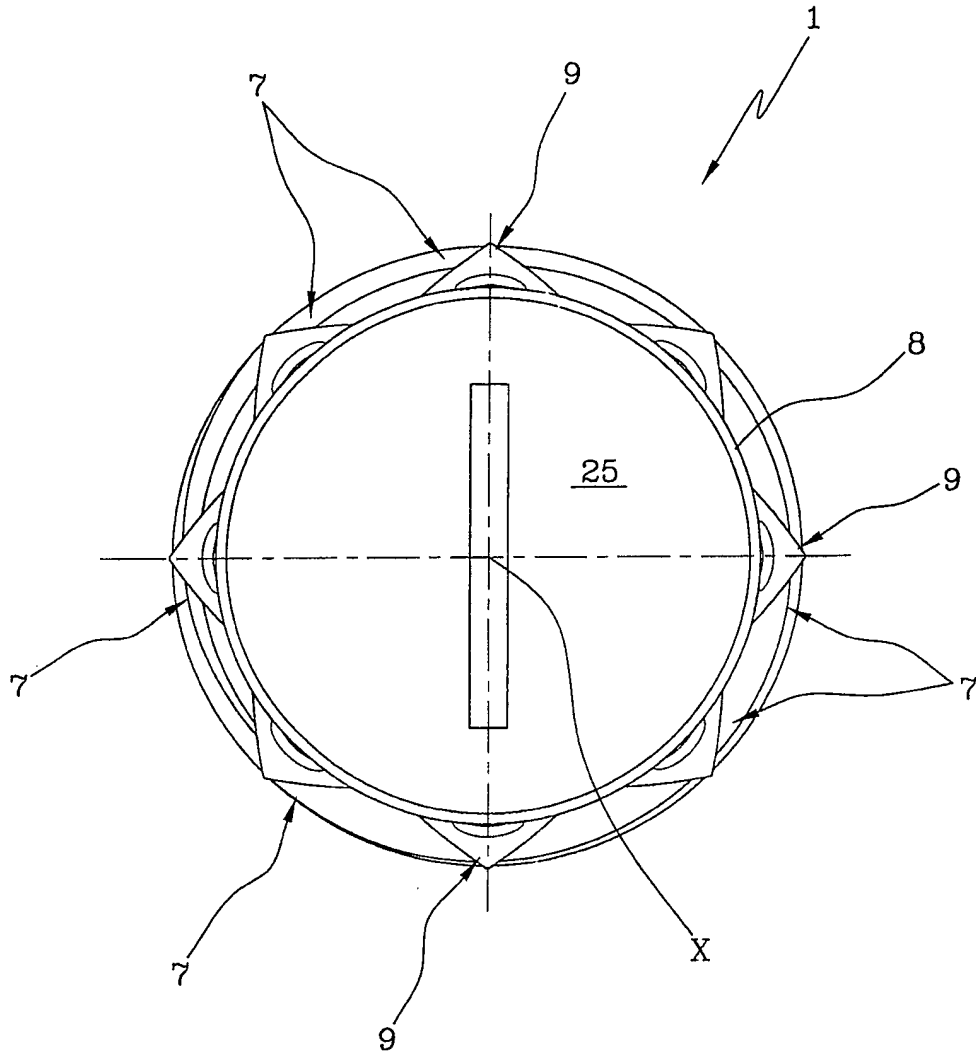


Figura 6

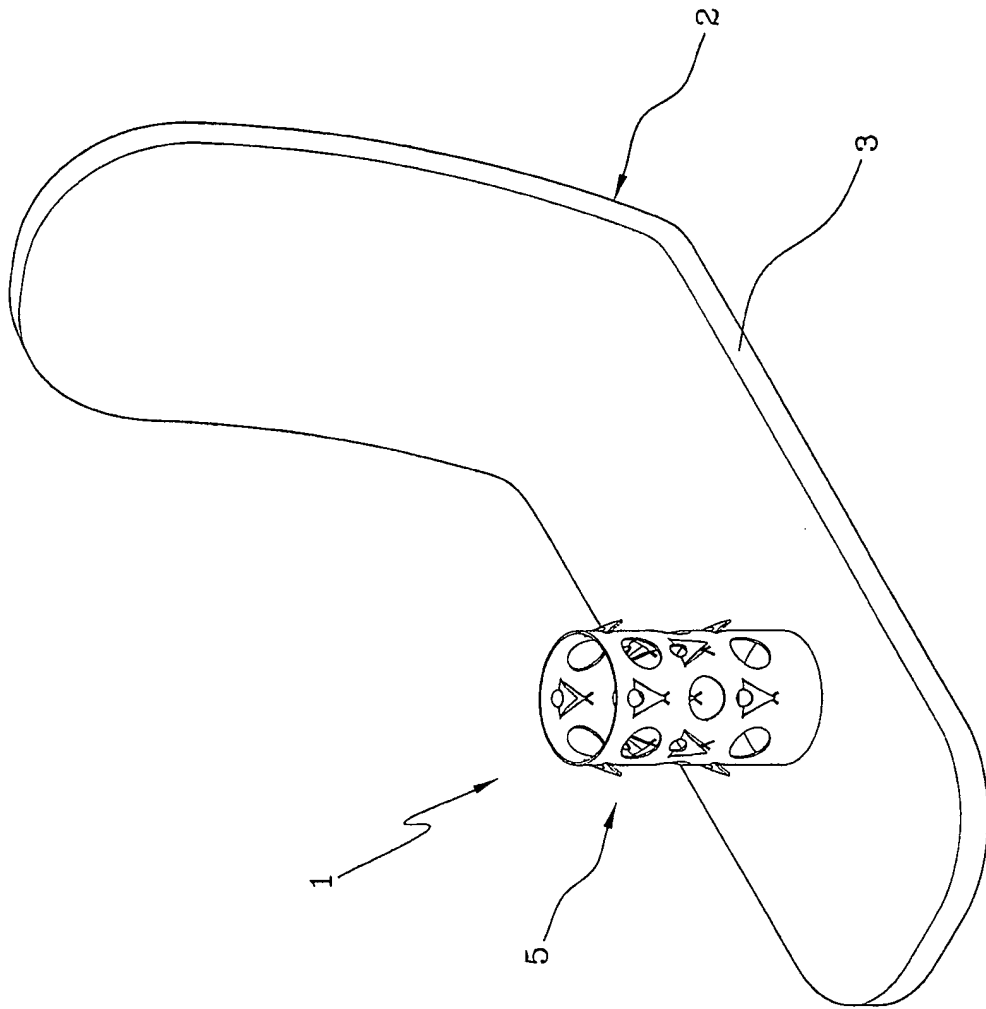


Figura 7

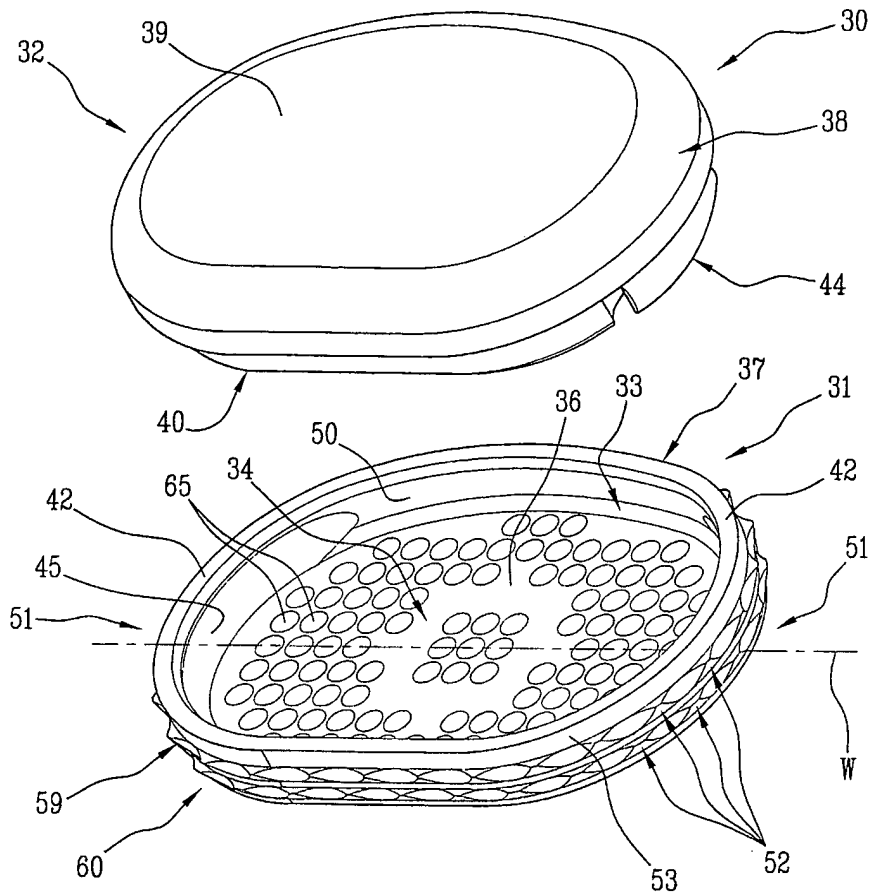


Figura 8

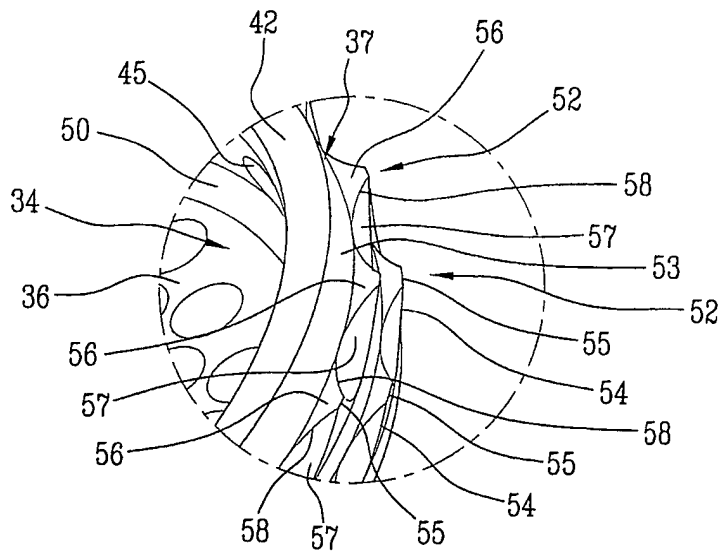


Figura 8a

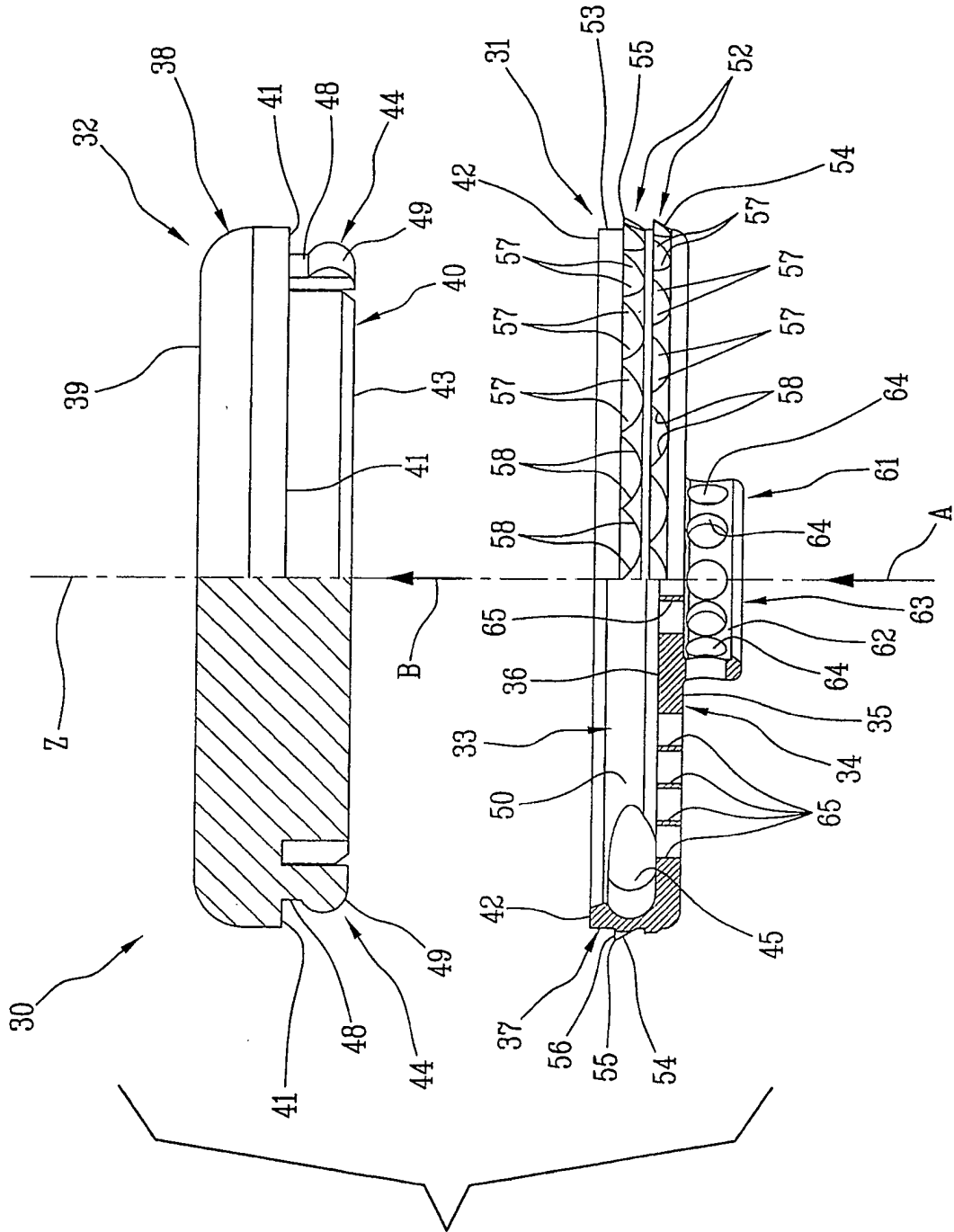


Figura 9

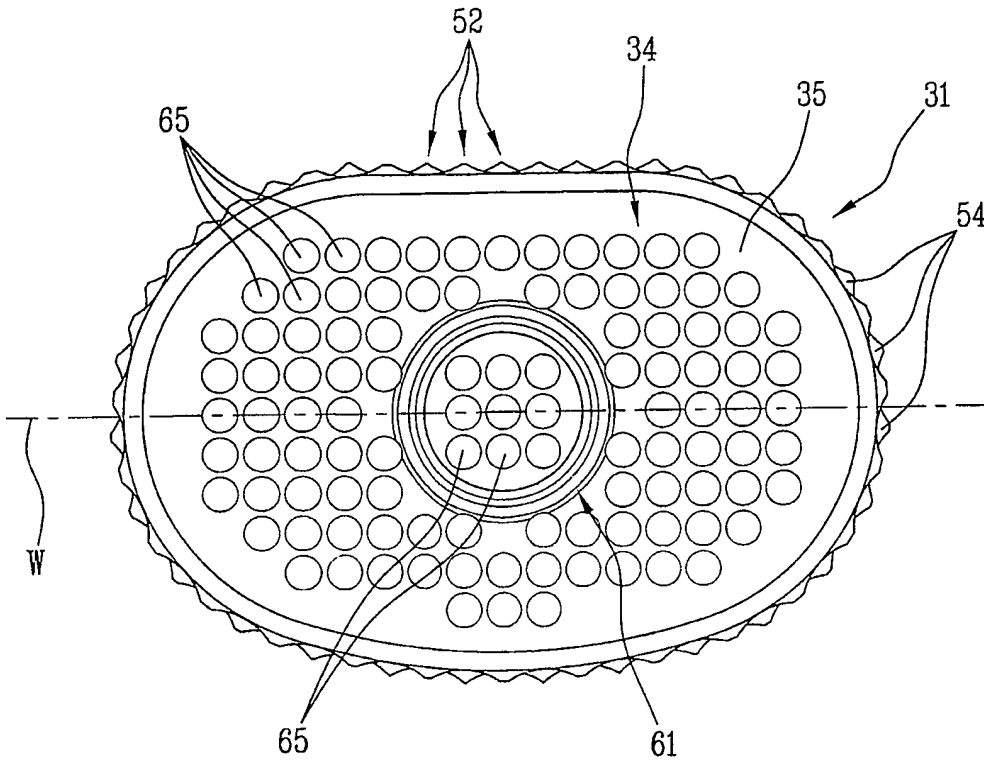


Figura 10

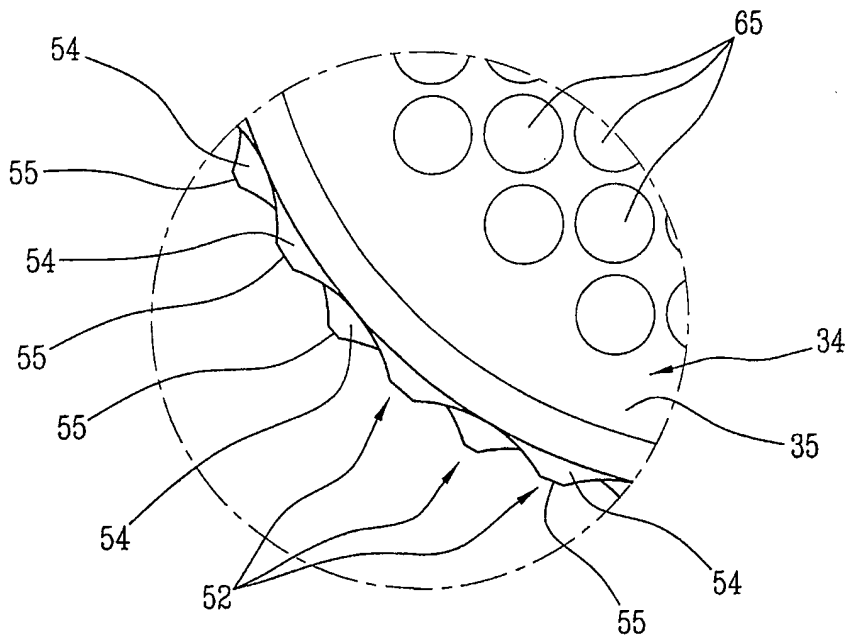


Figura 10<sup>a</sup>

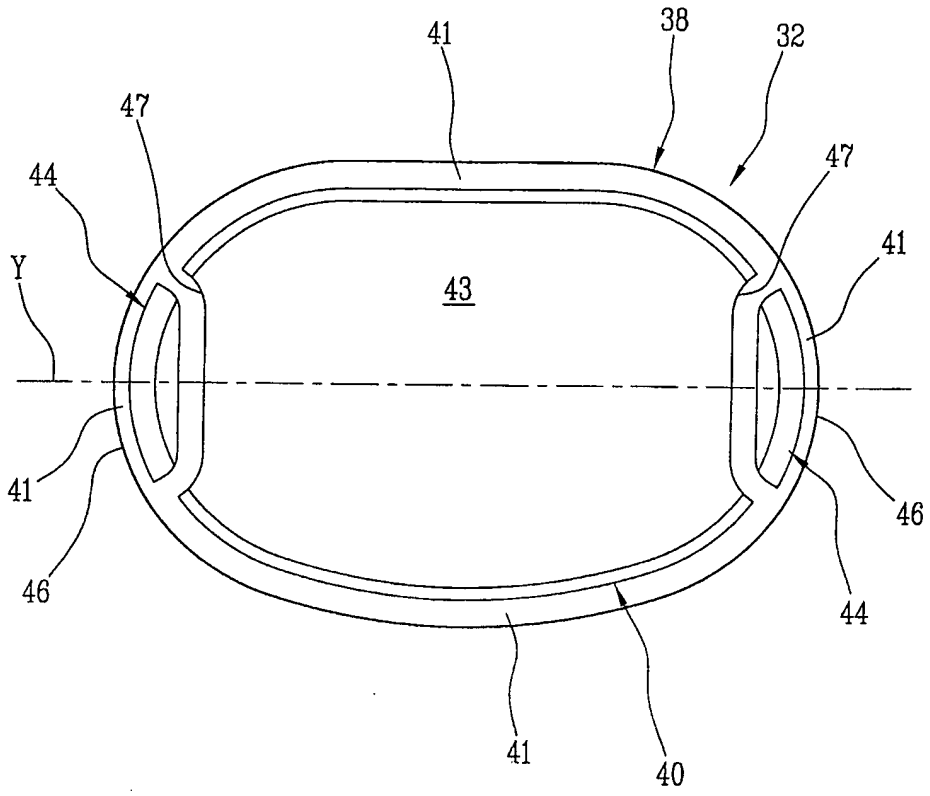


Figura 11

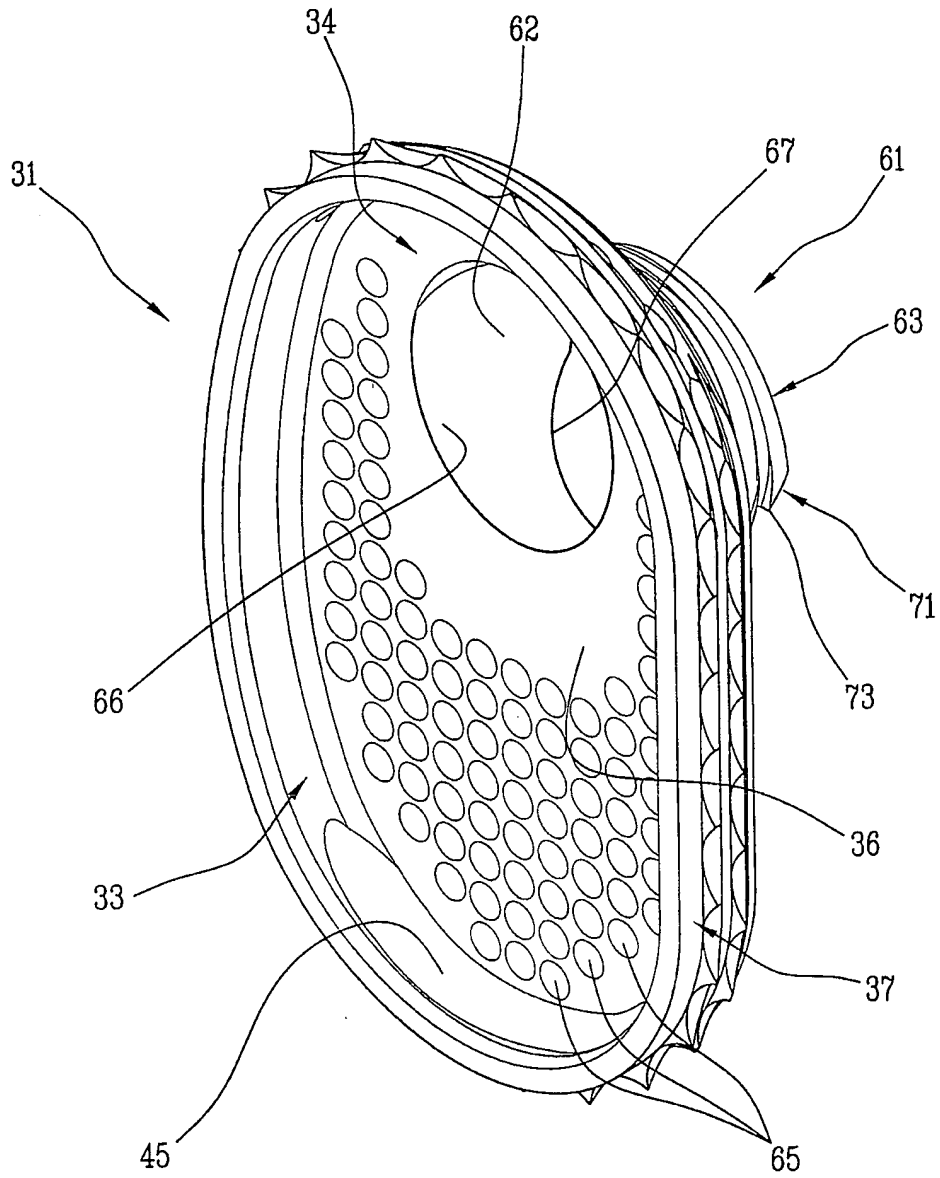


Figura 12



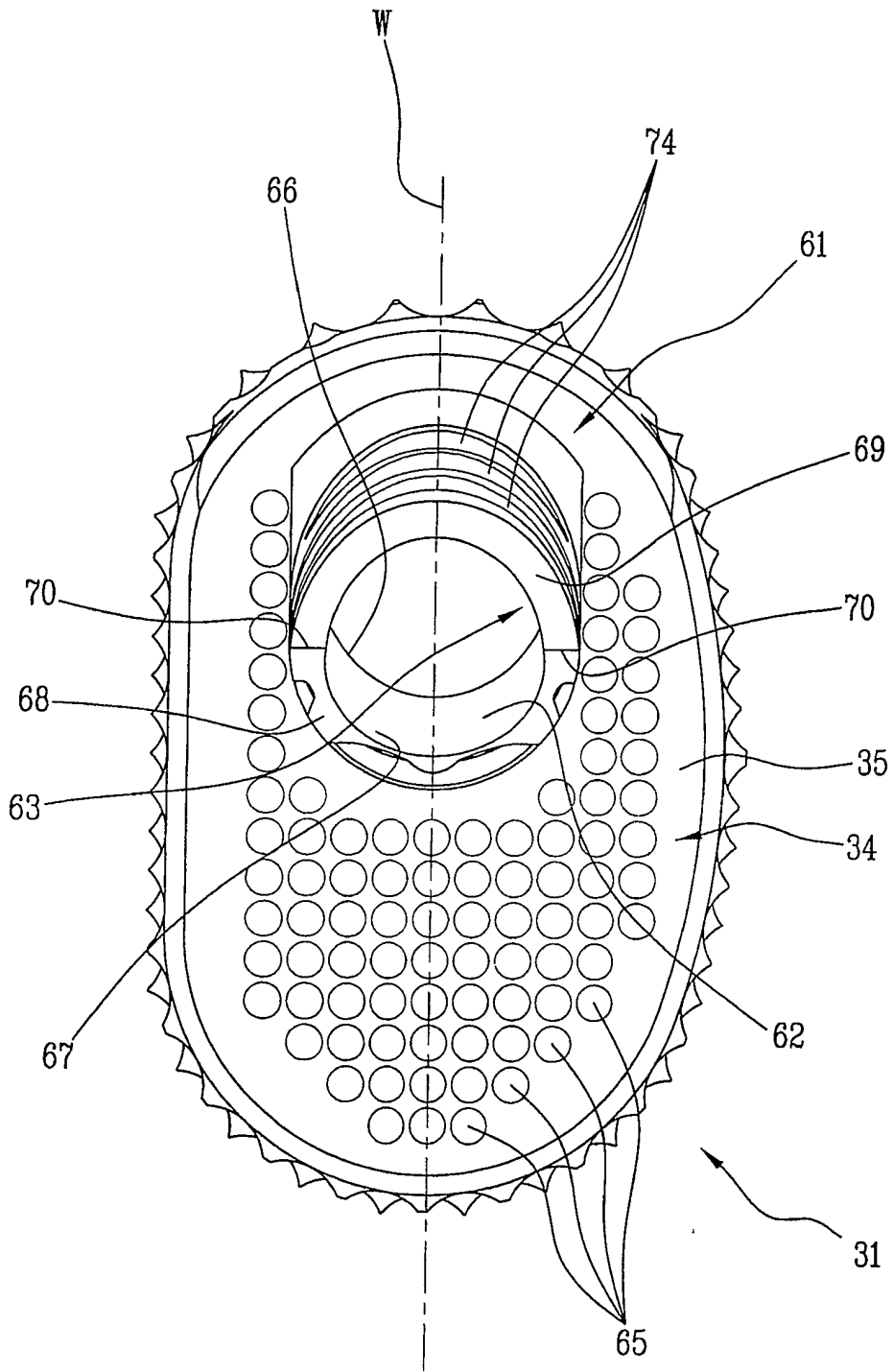


Figura 15

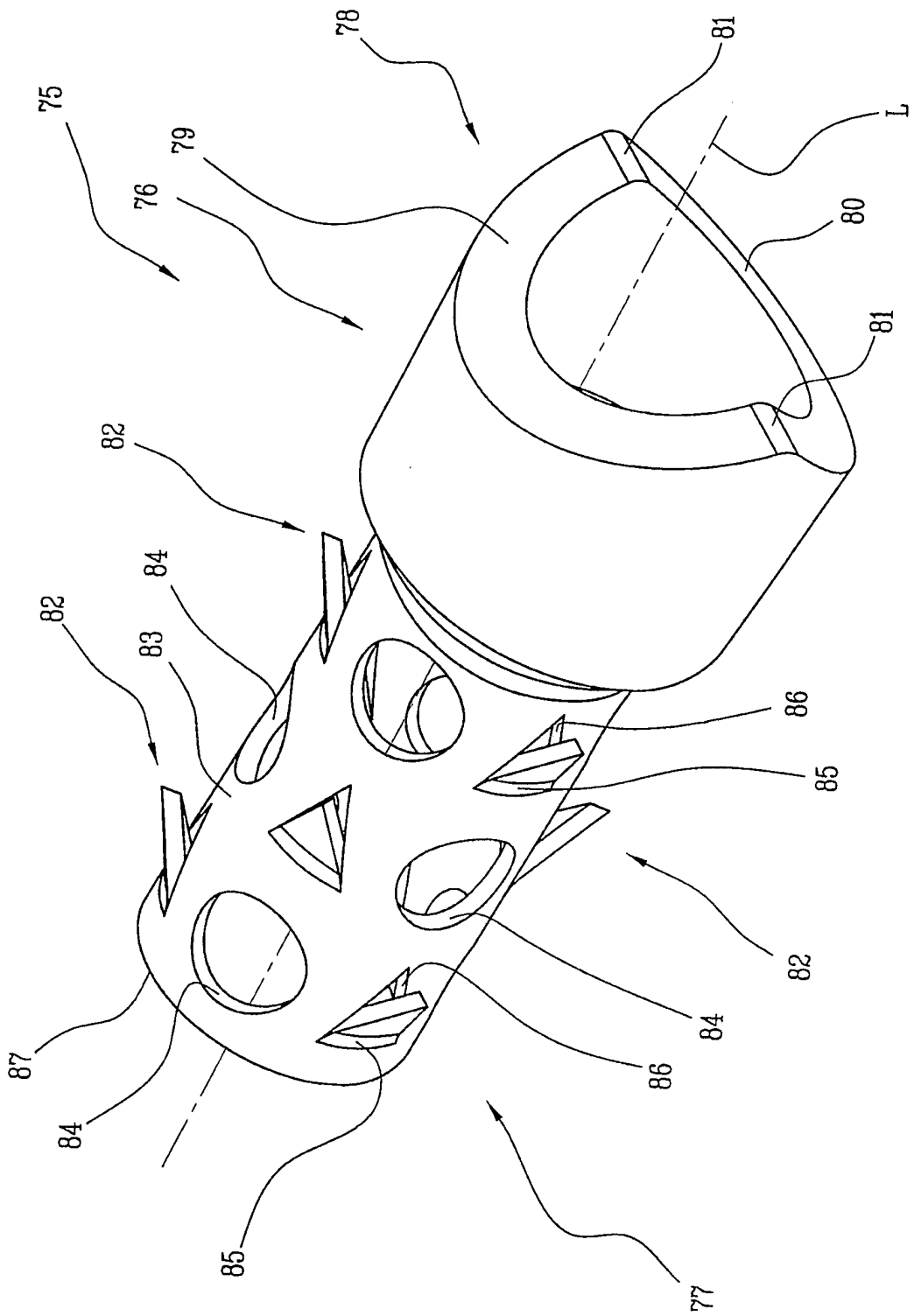


Figura 16

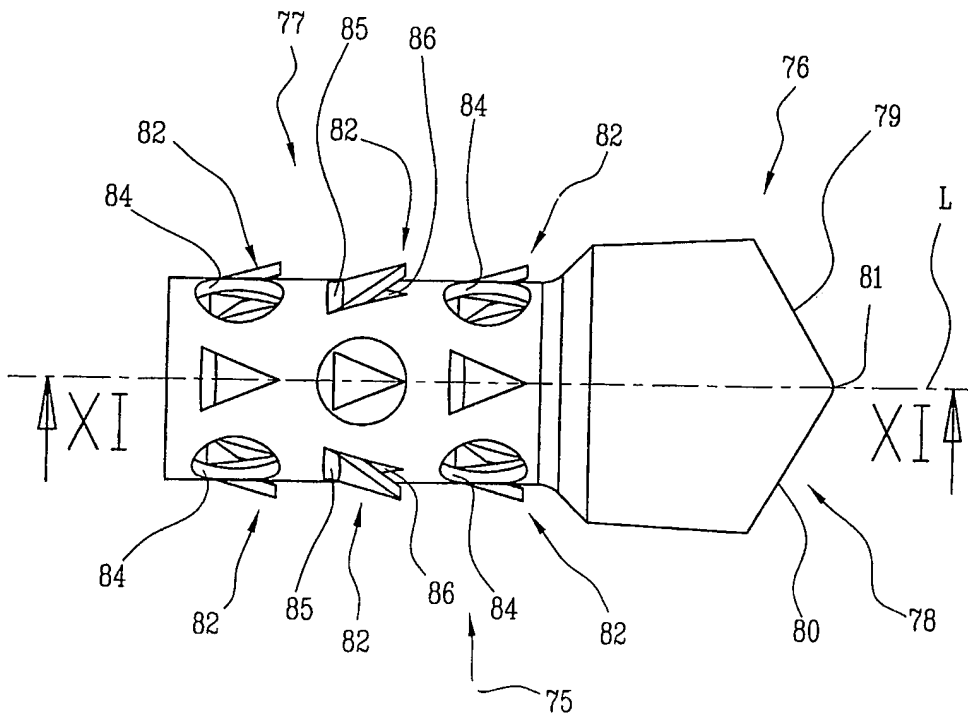


Figura 17

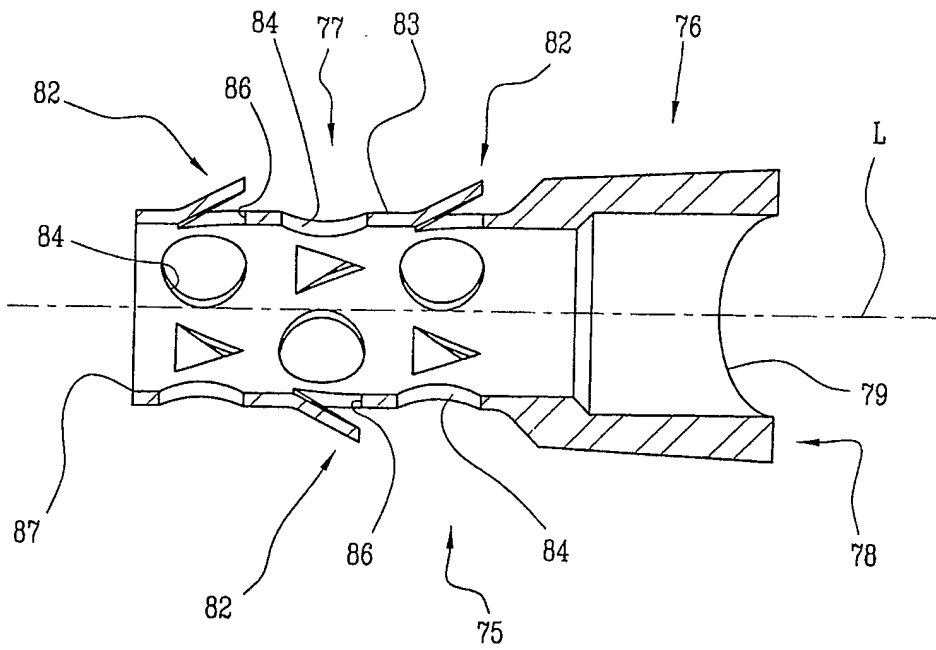


Figura 18

## RESUMO

Patente de Invenção para “**PINO PARA  
FIXAÇÃO DE PRÓTESE ARTICULAR, PRÓTESE ARTICULAR  
COMPREENDENDO O REFERIDO PINO, COMPONENTE  
5 TIBIAL E PRÓTESE ARTICULAR PARA O JOELHO  
COMPREENDENDO O REFERIDO COMPONENTE TIBIAL**”.

Trata-se de um pino para a fixação de próteses articulares, que inclui uma parte de conexão (4) com uma prótese (2) e uma parte de engate (5) em um furo obtido dentro de um  
10 osso. A parte de engate (5) é pelo menos parcialmente deformável em uma direção radial e de maneira resiliente, de modo a permitir o bloqueio instantâneo do pino (1) no furo e a fixação primária da prótese (2) no osso, de modo, a fim de permitir a fixação primária fácil da prótese pela simples introdução, com pressão, da parte de conexão  
15 no furo obtido dentro do próprio osso. A parte de engate (5) também é pelo menos parcialmente oca e equipada com aberturas (11a, 11b) para permitir o alojamento do material osteoindutivo e a passagem de fluidos medulares adequados para promover o processo de neoplasia óssea. Um componente tibial para a prótese de joelho inclui uma placa  
20 de fixação (31), que pode ser restrita a uma placa tibial óssea, e um inserto (32), que pode ser montado em um assento (33) obtido na placa de fixação (31). A placa de fixação (31) inclui uma multiplicidade de protuberâncias (52) dispostas em uma superfície lateral periférica própria (53), para permitir o bloqueio instantâneo do componente tibial (30) em um  
25 alojamento obtido na placa tibial óssea e a fixação primária do referido componente tibial (30) na referida placa tibial.