



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

(21) **PI0617743-3 A2**

(22) Data de Depósito: 10/10/2006
(43) Data da Publicação: 02/08/2011
(RPI 2117)



(51) *Int.Cl.:*
A61F 2/68 2006.01
A61F 2/76 2006.01

(54) Título: **PROCESSO PARA REALIZAÇÃO DE UMA ANÁLISE FUNCIONAL EM UMA EXTREMIDADE ARTIFICIAL**

(30) Prioridade Unionista: 26/10/2005 DE 10 2005 051 496.0

(73) Titular(es): Otto Bock Healthcare IP GMBH & CO. KG

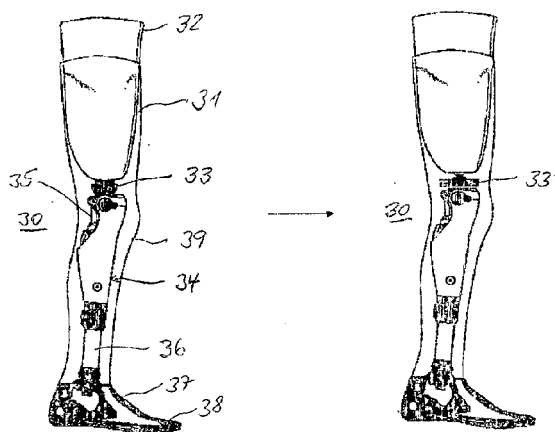
(72) Inventor(es): Martin Pusch

(74) Procurador(es): Dannemann, Siemsen, Bigler & Ipanema Moreira

(86) Pedido Internacional: PCT DE2006001767 de 10/10/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/048374 de 03/05/2007

(57) Resumo: PROCESSO PARA REALIZAÇÃO DE UMA ANÁLISE FUNCIONAL EM UMA EXTREMIDADE ARTIFICIAL. A presente invenção refere-se a um processo para realização de uma análise funcional para uma pessoa equipada com uma extremidade artificial (30), sendo que a extremidade artificial (30) é ajustável em uma função básica e está formada modularmente, com pelo menos uma parte funcional (33) desmontável, particularmente, para possibilitar uma função adicional. Para realizar a análise sem o uso de aparelhos e dispositivos de medição externos, complexos, uma disposição de sensor (33), cujo tamanho corresponde às dimensões relevantes para a instalação da parte funcional, é montada no lugar da parte funcional (3) desmontável. A disposição de sensor (33) mede, então, as forças, acelerações e/ou torques que ocorrem durante o uso da extremidade artificial (30), a fim de otimizar o ajuste da função básica da extremidade artificial. A disposição de sensor (33) é subsequentemente substituída pela parte funcional (33), sob conservação do ajuste otimizado.



Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**PROCESSO PARA REALIZAÇÃO DE UMA ANÁLISE FUNCIONAL EM UMA EXTREMIDADE ARTIFICIAL**".

5 A presente invenção refere-se a um processo para realização de uma análise funcional em uma pessoa equipada com uma extremidade artificial, sendo que a extremidade artificial é ajustável em uma função básica e está formada modularmente, com pelo menos uma parte funcional desmontável, para possibilitar uma função adicional.

10 Extremidades artificiais estão em uso em modalidades altamente desenvolvidas. Para as próteses, particularmente importantes sob os aspectos de segurança do paciente, para extremidades inferiores, sob inclusão de uma articulação de joelho artificial, são usadas tecnologias refinadas, por exemplo, para as funções "andar" e "ficar parado", que possibilitam, por um lado, uma parada segura e, por outro lado, uma seqüência de movimentos
15 ao andar, adaptada o melhor possível a uma marcha natural. Para esse fim, é necessário, por exemplo, levando em consideração a força de ativação normal do paciente, por exemplo, através do movimento do coto da coxa, possibilitar um avanço completo da perna e, nesse caso, no entanto, evitar um encosto violento da parte de perna em um esbarro que limita o movimento de extensão. Nesse caso, são usados, opcionalmente, amortecimentos progressivos, mas que só garantem a função desejada quando estão ajusta-
20 dos corretamente em sua dosagem de amortecimento para o respectivo paciente. O similar vale para dar início ao movimento de marcha a partir da posição parada e para a passagem da marcha para a parada segura.

25 Já é conhecido controlar a função de uma prótese desse tipo por sensores, que determinam a passagem de uma fase do movimento de marcha para uma outra fase ou a passagem do movimento de marcha para um movimento de parada e inversamente, com base em forças, acelerações, torques ou similar medidos, e executam ajustes da prótese para a fase de
30 função seguinte. Um exemplo de uma prótese desse tipo é a prótese de perna desenvolvida e comercializada pelo depositante sob a designação de C-Leg. Mas, também uma prótese desse tipo, altamente desenvolvida, neces-

sita de procedimentos de ajuste, para otimizar a adaptação da função da prótese ao respectivo paciente. Esses ajustes podem ser realizados levando em consideração as impressões subjetivas do paciente no uso da prótese. Mas, nesse caso, é desvantajoso que as impressões subjetivas do paciente
5 oscilam, e que praticamente não é possível uma quantificação das impressões. A otimização do ajuste da prótese precisa dar-se, portanto, de acordo com o princípio de tentativa e erro, para, desse modo, aproximar-se de um ajuste otimizado.

São conhecidos dispositivos que possibilitam, de forma objetiva,
10 uma análise de parada e marcha do paciente equipado com a prótese. Para esse fim, são necessários sistemas de medição complexos e, portanto, caros, que só podem ser oferecidos em alguns poucos laboratórios, por exemplo, em centros de reabilitação. Para o ajuste-padrão de uma prótese pelo mecânico de ortopedia esses sistemas de medição são inacessíveis, de modo
15 que a adaptação-padrão dá-se sem a ajuda desses sistemas de medição, portanto, substancialmente, na base das impressões subjetivas do paciente.

A presente invenção tem por base a tarefa de possibilitar uma análise funcional de uma extremidade artificial, sem aparelhos de medição complexos.

20 Para solução dessa tarefa, um processo do tipo mencionado inicialmente está caracterizado de acordo com a invenção pelo fato de que, em vez da parte funcional desmontável, é montada uma disposição de sensor, adaptada às dimensões relevantes para a montagem da parte funcional, que com a disposição de sensor podem ser medidos forças, acelerações e/ou torque
25 durante o uso da extremidade artificial e usados para o ajuste da função básica da extremidade artificial, e que a disposição de sensor é subsequentemente substituída pela parte funcional, sob conservação do ajuste otimizado.

A presente invenção possibilita, desse modo, uma realização de medições na prótese completamente apta para a função, que está prevista
30 para o uso pelo paciente e está adaptada ao paciente. Por esse motivo, a prótese pode ser usada pelo paciente por qualquer período longo desejado, com a disposição de sensor embutida, para poder verificar, pela avaliação

dos valores de medição, se o ajuste da prótese ainda é otimizável e se, por exemplo, no caso de um uso mais longo da prótese, ocorrem modificações do comportamento de marcha do paciente e que, portanto, seriam convenientes outros ajustes da prótese.

5 É nisso que reside a diferença essencial em relação a próteses de medição especiais, que são usadas normalmente, para obter primeiros valores de medição para um paciente, para produção de uma prótese adequada. Uma prótese de medição desse tipo não está adaptada individualmente ao paciente e, desse modo, só pode servir para obtenção de primeiros
10 ros pontos de orientação para o paciente específico. Por outro lado, de acordo com a invenção, a prótese produzida para o paciente e totalmente adaptada é usada em plena capacidade de função no que se refere à função básica da prótese.

 Por uma disposição de sensor, formada de modo compacto e que
15 determina dados confiáveis, no âmbito da invenção é possível desmontar uma parte funcional da prótese prevista para uma função adicional e substituir a mesma por uma disposição de sensor, adaptada em suas dimensões de montagem. Naturalmente, nesse caso, a disposição de sensor precisa estar formada de tal modo que para as medições ela não necessita de movimentos relativos
20 perceptíveis para o uso. Por esse motivo, é preferida a formação da disposição de sensor com tiras de medição, elementos piezo ou similar, nos quais movimentos relativos ou deformações no âmbito de frações de um milímetro são suficientes para a geração dos sinais de medição.

 Um exemplo para uma parte funcional desmontável em uma prótese de perna é um adaptador rotativo, que é usado imediatamente acima da
25 articulação do joelho, para possibilitar, particularmente ao sentar, uma rotação da perna em relação à coxa, com o que é facilitada, por exemplo, uma posição sentada com pernas cruzadas. Para a realização da análise funcional, o paciente pode dispensar, com conforto, essa função adicional, que
30 não influencia a função básica da prótese de perna, a saber, durante o processo de andar e durante o estado de ficar de pé. Mas, naturalmente, também é possível, em uma prótese formada de modo modular, encurtar a peça

tubular que forma a parte de perna e a parte de coxa exatamente pela medida que é necessária para a montagem da disposição de sensor. No caso de uma desmontagem da disposição de sensor, pode, então, ser unido por flange uma peça de prolongamento à peça tubular ou a peça tubular pode
5 ser substituída por uma peça tubular mais longa.

A parte funcional substituída pela disposição de sensor também pode ser uma peça de módulo de suporte, tal como, por exemplo, um módulo tubular. A peça modular substituída não é determinante para a função básica, tal como seria, por exemplo, uma articulação de joelho ou a parte de
10 um pé artificial que determina o processo de rolamento. Desse modo, a disposição de sensor também pode estar formada em combinação com uma parte de módulo restante, sendo que o peso e a distribuição de peso devem corresponder substancialmente ao da peça de módulo substituída. Um exemplo de uma disposição de sensor desse tipo é um sensor de medição
15 com um tubo de perna restante, com o que é substituído um tubo de perna completo de uma prótese de perna.

Embora na descrição acima tenha sido feita referência, em primeira linha, a uma prótese para uma extremidade inferior, é perfeitamente concebível que a invenção também pode ser usada, com vantagem, para o
20 uso de próteses para as extremidades superiores, portanto próteses de braço, próteses de mão e próteses de ombro.

Em todos os casos, podem ser obtidos pela própria disposição de sensor ou também por sensores inseridos adicionalmente na prótese dados de medição adicionais, tais como, por exemplo, velocidades de rotação,
25 posições angulares e modificações angulares etc.

A invenção é explicada a seguir mais detalhadamente por meio de uma modalidade representada no desenho e pela descrição de uma disposição de sensor particularmente apropriada para a execução da invenção. Mostram:

30 Figura 1 uma vista lateral em perspectiva sobre uma primeira parte de uma disposição de sensor;

Figura 2 uma vista em perspectiva, obliquamente por baixo, so-

bre a primeira parte de acordo com a figura 1;

Figura 3 uma vista lateral em perspectiva da segunda parte de uma disposição de sensor;

Figura 4 uma vista em perspectiva, obliquamente por baixo, da segunda parte de acordo com a figura 3;

Figura 5 uma vista lateral em perspectiva da disposição de sensor composta pelas duas partes;

Figura 6 uma vista em perspectiva, obliquamente por baixo, da disposição de sensor de acordo com a figura 5;

Figura 7 uma representação em corte esquemática da disposição de sensor para uma carga axial (direção z), com uma representação esquemática de regiões de compressão em forma de linhas sobre o segundo flange;

Figura 8 uma representação de acordo com a figura 7 para um torque em torno de um eixo horizontal (eixo x);

Figura 9 uma representação esquemática de acordo com a figura 7 para a carga de uma força lateral;

Figura 10 uma representação esquemática de acordo com a figura 7 para um torque em torno de um eixo vertical (eixo z);

Figura 11 uma vista lateral de uma prótese de perna com um adaptador de rotação;

Figura 12 uma vista lateral de acordo com a figura 11, na qual o adaptador de rotação foi substituído pela disposição de sensor de acordo com as figuras 1 a 10.

As figuras 1 a 6 ilustram a formação de uma modalidade de uma disposição de sensor de acordo com a invenção. A mesma consiste em uma primeira parte 1, que está constituída de uma conexão 2 cilíndrica, em forma de chapéu, e um flange 3 quadrado, que se anexa à mesma. O flange 3 quadrado apresenta furos de passagem 4 em seus cantos para parafusos de fixação (não representados).

A conexão 2 em forma de chapéu está formada com uma parede de proteção 5, na qual se encontram furos roscados 6, em cada caso, deslo-

cados por um ângulo de rotação de 90°. A conexão 2 em forma de chapéu apresenta em seu lado superior um fundo 7 cilíndrico de base circular e em seu lado inferior um rebordo 8 em forma de coroa circular, que está unido em uma só peça com o flange 3 quadrado e reforça o mesmo.

5 A figura 2 ilustra que a conexão 2 em forma de chapéu apresenta um espaço de alojamento 9 formado de modo aproximadamente retangular, que serve para o alojamento de um adaptador de ajuste, que apresenta quatro superfícies de ajuste situadas obliquamente, contra as quais se comprimem os parafusos de ajuste aparafusados através dos furos roscados 6.

10 Um adaptador de ajuste 10 desse tipo está formado na segunda parte 11 da disposição de sensor. A segunda parte 11 apresenta um segundo flange 12 quadrado, cujas medidas correspondem às medidas do primeiro flange 3. Os dois flanges 3, 12 estão unidos um ao outro por nervuras 13 formadas em uma só peça na segunda parte, que nos cantos do segundo
15 flange 12 estendem-se para baixo, de modo que as nervuras apóiam-se sobre o primeiro flange 3 radialmente por fora da conexão 12 em forma de chapéu. As nervuras 13 estão dotadas, em cada caso, de um furo cego roscado a partir de seu lado inferior, que podem estar alinhados com os furos de passagem 4 do primeiro flange 3.

20 As figuras 3 e 4 mostram, ainda, que as nervuras 12 apresentam uma seção transversal retangular e que se estreitam em direção às suas extremidades livres, portanto, para baixo, por uma obliquidade 16 apontada para um espaço intermediário 15 entre duas nervuras 13.

O adaptador de ajuste 10 encontra-se no lado superior 17 do
25 segundo flange 12, afastado das nervuras. Ele está formado, de modo conhecido, na forma de um tronco de pirâmide invertido e, desse modo, apresenta quatro superfícies de ajuste 18 planas, estendidas obliquamente, que podem interagir com parafusos de ajuste, para fins de ajuste. O adaptador de ajuste 10 passa para um pedestal 19 com diâmetro ampliado, que com
30 uma superfície curvada produz uma passagem para o segundo flange 12 quadrado.

O adaptador de ajuste 10 forma uma segunda conexão da dis-

posição de sensor. Entre essa segunda conexão 10 e as nervuras 13 dispostas nos cantos do segundo flange 12 encontra-se, desse modo, na direção diagonal do segundo flange 12 quadrado, em cada caso, uma cavidade 20 na forma de um furo de passagem, pela qual pode ser influenciada a formação, descrita mais detalhadamente abaixo, de regiões de compressão ou expansão.

As figuras 5 e 6 mostram a disposição de sensor composta das duas partes 1, 11, em estado montado (mas sem parafusos de fixação). Pode ser visto que entre o espaço de alojamento 9 da primeira conexão e o adaptador de ajuste 10, que forma a segunda conexão, é necessária uma altura de construção de apenas 2 a 3 cm.

As figuras 7 a 10 mostram, esquematicamente, em cada caso, um corte vertical pela disposição de sensor de acordo com as figuras 1 a 6, mas com uma representação esquemática das tiras de edição de expansão 21 coladas sobre as duas superfícies do flange 12 como elementos de sensor.

A vista de cima, que se encontra, em cada caso, sob as figuras 7 a 10, ilustra o posicionamento das tiras de medição de alongamento 21, de tal modo que elas são modificadas em seu comprimento por regiões de compressão 22 ou regiões de expansão 23 em forma de linha, de modo que resulta uma resistência modificada.

A figura 7 ilustra o caso de uma solicitação de força na direção z, portanto, na direção axial de uma prótese de esqueleto tubular para uma perna. As tiras de medição de alongamento 21, que se encontram no lado superior 17 do segundo flange 12, encontram-se, nesse caso, em regiões de compressão 22, que se estendem em forma de linha dos furos de passagem 20, paralelamente às bordas do segundo flange 12, em cada caso, à borda adjacente. As tiras de medição de alongamento 21, alinhadas de modo correspondente, modificam, desse modo, seu valor de resistência na direção da compressão.

De acordo com a figura 8, o adaptador de ajuste 10 é solicitado com um torque em torno de um eixo situado perpendicularmente ao plano do desenho (direção x). O torque leva a tira de medição de alongamento 21,

que se encontra no lado superior 17, a uma compressão no lado para o qual o torque está dirigido (compare a seta M_x inscrita na figura 8), enquanto no lado oposto, ele leva à formação de regiões de expansão 23.

A figura 9 mostra uma força lateral que atua sobre o adaptador de ajuste 10 no plano de desenho (direção y), pela qual são formadas as regiões de expansão 23 e regiões de compressão 22, que se encontram perpendicularmente à força de solicitação, enquanto as tiras de medição de alongamento 21 restantes sobre o lado superior 17 do segundo flange 12 ficam sem sinal de medição.

Em um torque M_z em ação, representado na figura 10, formam-se na direção z , em cada cavidade 20, uma região de compressão 23 e uma região de expansão 22, sendo que, vista na direção do torque M_z , a região de compressão 23 avança à frente da região de expansão 22 por, em cada caso, 90° .

Por meio dos exemplos representados é visível que com as tiras de medição de alongamento 21 como elementos de sensor, as diversas forças e torques que ocorrem são claramente detectáveis.

As tiras de medição de alongamento 21 no lado inferior do segundo flange 12 produzem, em cada caso, sinais, que são complementares aos sinais das tiras de medição de alongamento 21 no lado superior 17 do segundo flange 12, de modo que, a uma adição apropriada, elas podem contribuir para um sinal de medição intensificado.

A figura 11 mostra uma prótese de perna 30 conhecida, com um funil de alojamento 31 para um coto de coxa. No funil de alojamento está inserido um forro 32 compatível com a pele, que produz um contato livre de queixas com o coto da coxa.

Na extremidade inferior do funil de alojamento 31 está ligado um adaptador de rotação através de uma pirâmide de ajuste usual. A ligação do adaptador de rotação 33 com uma parte de perna 34 dá-se igualmente através de uma pirâmide de ajuste.

A parte de perna 34 está formada como parte de prótese controlada por computador, tal como é conhecido sob a designação de "C-Leg" da

Otto Bock HealthCare GmbH. A parte de perna 34 contém uma articulação de joelho 35 policêntrica, que está formada de modo conhecido como corrente de quatro articulações. À parte de perna 34 anexa-se, para baixo, um tubo modular 36, que estabelece uma ligação com um pé artificial 37, sem articulação, cuja estrutura possível também é conhecida e não precisa ser explicada mais detalhadamente aqui. Tanto o pé artificial 37 como também a prótese de perna estão dotados de um revestimento cosmético 38, 39.

A função principal da prótese 30 consiste em possibilitar um comportamento de marcha o mais natural possível e uma posição parada segura, bem como um ato de sentar confortável para o usuário individual da prótese 30. O adaptador de rotação 33 está travado durante a função principal da prótese 30 e pode ser destravado quando nenhuma carga é exercida sobre a parte de perna 34. Pelo adaptador de rotação 33 a perna da prótese 30 pode ser girada em relação à coxa, particularmente, quando o usuário da prótese 30 está sentado.

Para a adaptação da prótese 30 e, opcionalmente, em um estágio posterior para a análise da prótese 30, o adaptador de rotação 33 pode ser substituído pela disposição de sensor, aqui designada com 33', tal como foi explicada nas figuras 1 a 10. Pela troca do adaptador de rotação 33 pela disposição de sensor 33' a função básica da prótese 30 permanece inalterada, quando as medidas de montagem da disposição de sensor 33' correspondem às do adaptador de rotação 33. Apenas a função adicional da rotação da perna em relação à coxa é suprimida, com o que, no entanto, a função principal da prótese 30, a saber, o comportamento ao andar, parar e sentar não é prejudicada. Por meio da disposição de sensor 33', podem, portanto, ser determinados os dados necessários para uma avaliação da função da prótese 33 na prótese 30, individualmente adaptada ao paciente e com plena capacidade de função. A disposição de sensor 33' é, nesse caso, tão útil para a primeira adaptação da prótese, portanto para um uso de curto prazo, como para uma análise de longo prazo dos movimentos do paciente com a prótese 30 adaptada e ajustada especialmente para o mesmo.

REIVINDICAÇÕES

1. Processo para realização de uma análise funcional em uma pessoa equipada com uma extremidade artificial (30), sendo que a extremidade artificial (30) é ajustável em uma função básica e está formada modularmente, com pelo menos uma parte funcional (33) desmontável, particularmente, para possibilitar uma função adicional, caracterizado pelo fato de que, em vez da parte funcional (33) desmontável, é montada uma disposição de sensor (33'), adaptada às dimensões relevantes para a montagem da parte funcional, que com a disposição de sensor (33') são medidas forças, acelerações e/ou torques durante o uso da extremidade artificial (30) e são usados para otimização do ajuste da função básica da extremidade artificial e que a disposição de sensor (33') é subsequente substituída pela parte funcional (33), sob conservação do ajuste otimizado.

2. Processo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que como extremidade artificial (30) é usada uma prótese de perna.

3. Processo de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que a disposição de sensor (33') é adaptada às dimensões de um adaptador de rotação (33), disposto acima de uma articulação de joelho artificial.

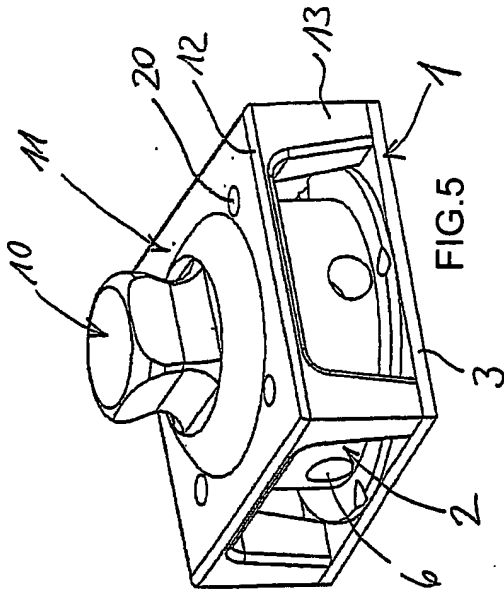


FIG. 5

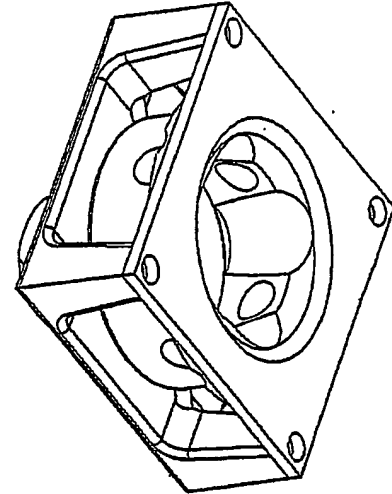


FIG. 6

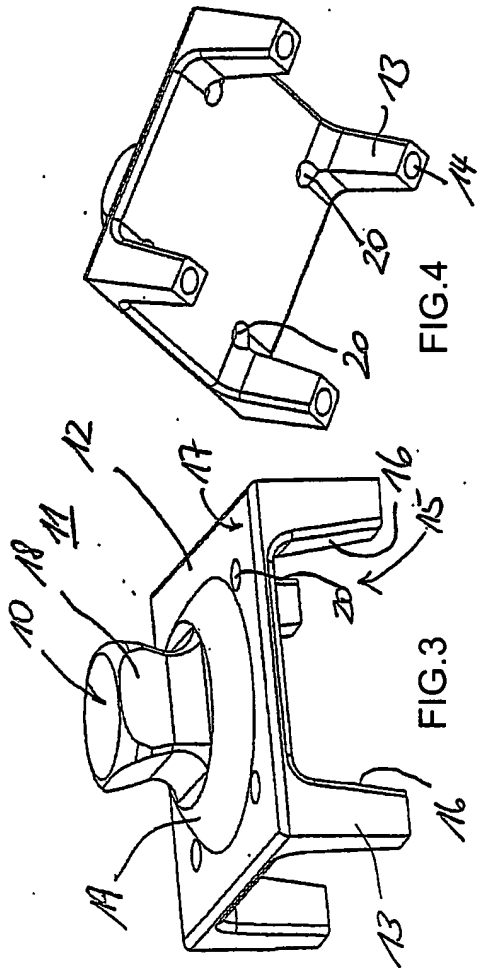


FIG. 3

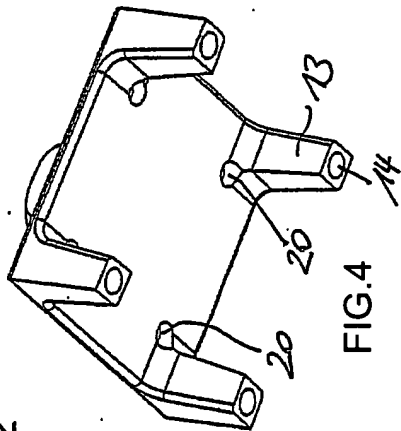


FIG. 4

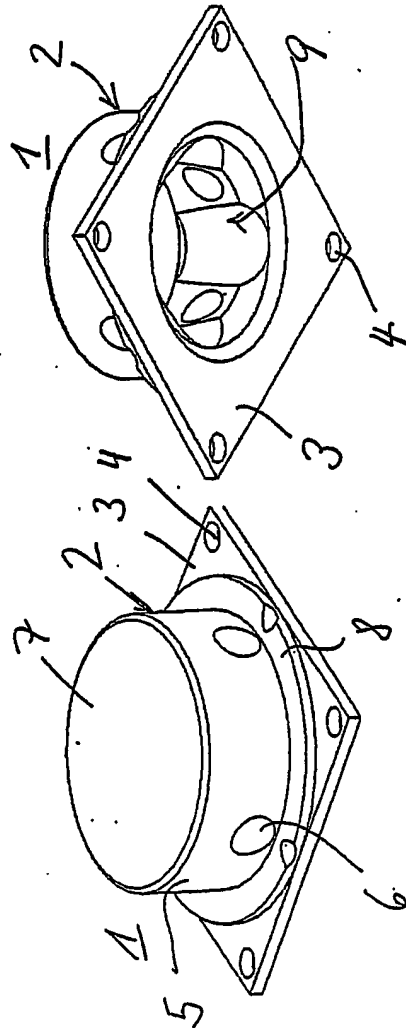


FIG. 1

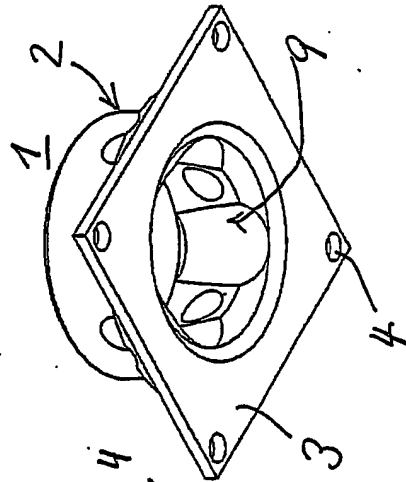


FIG. 2

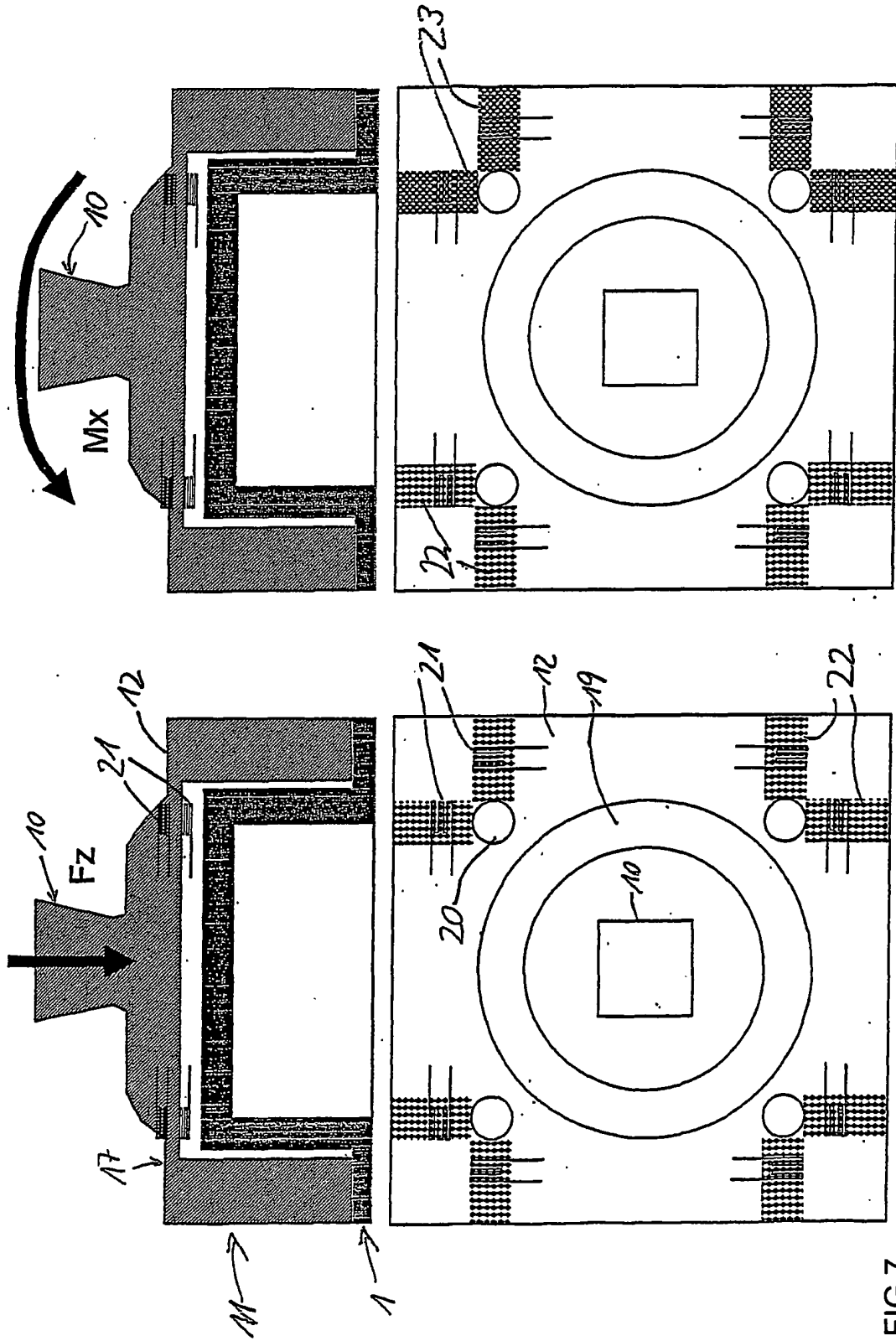


FIG. 7

Expansão Compressão

FIG. 8

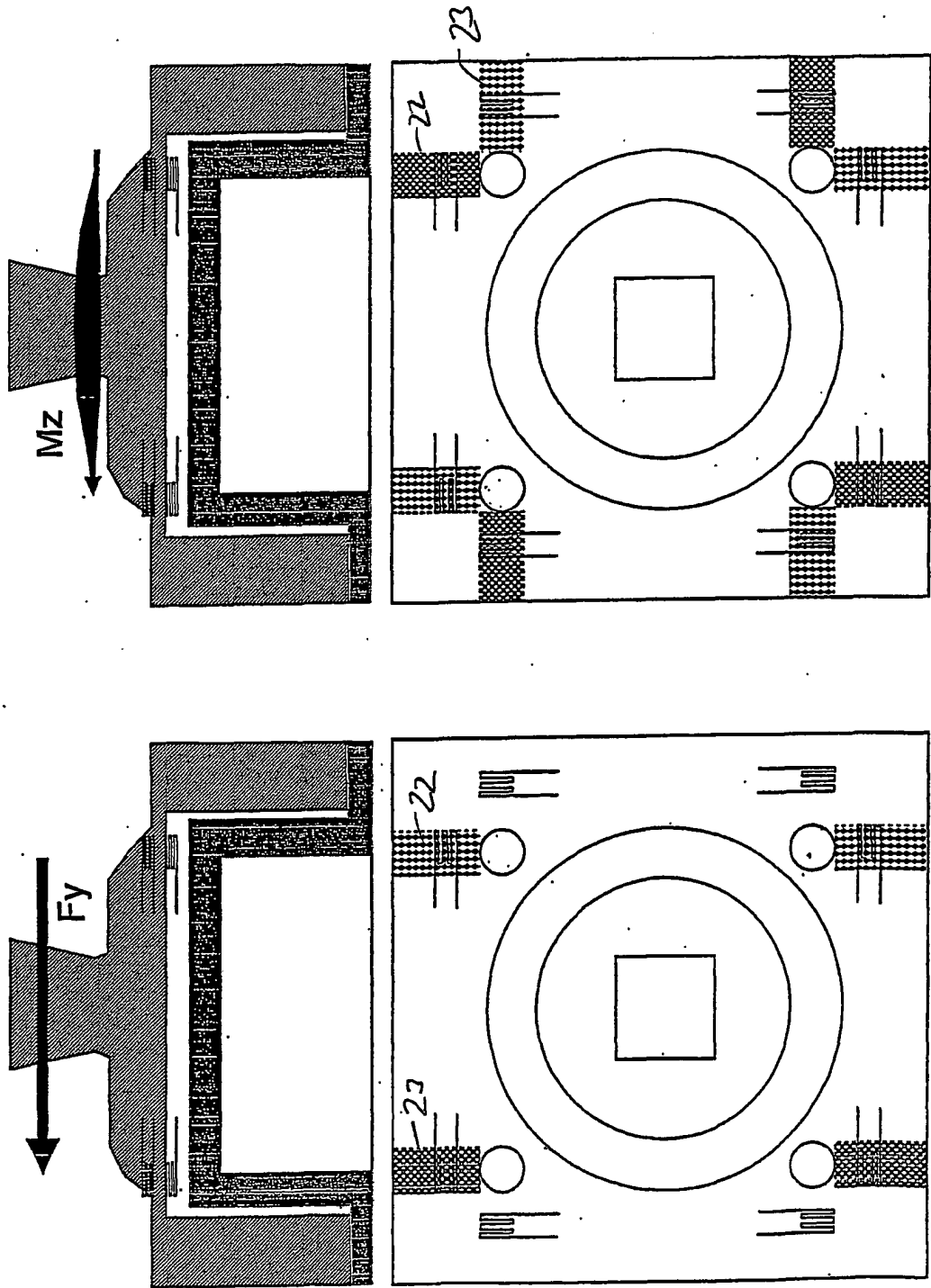


FIG.9

Expansão Compressão

FIG.10

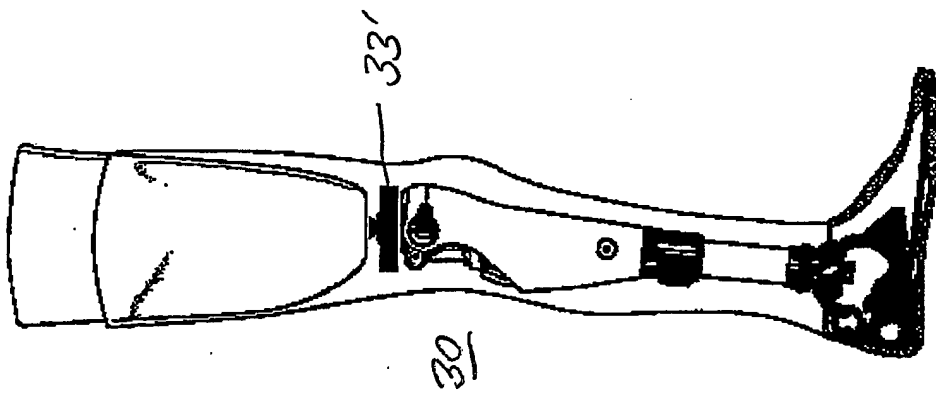


FIG. 12

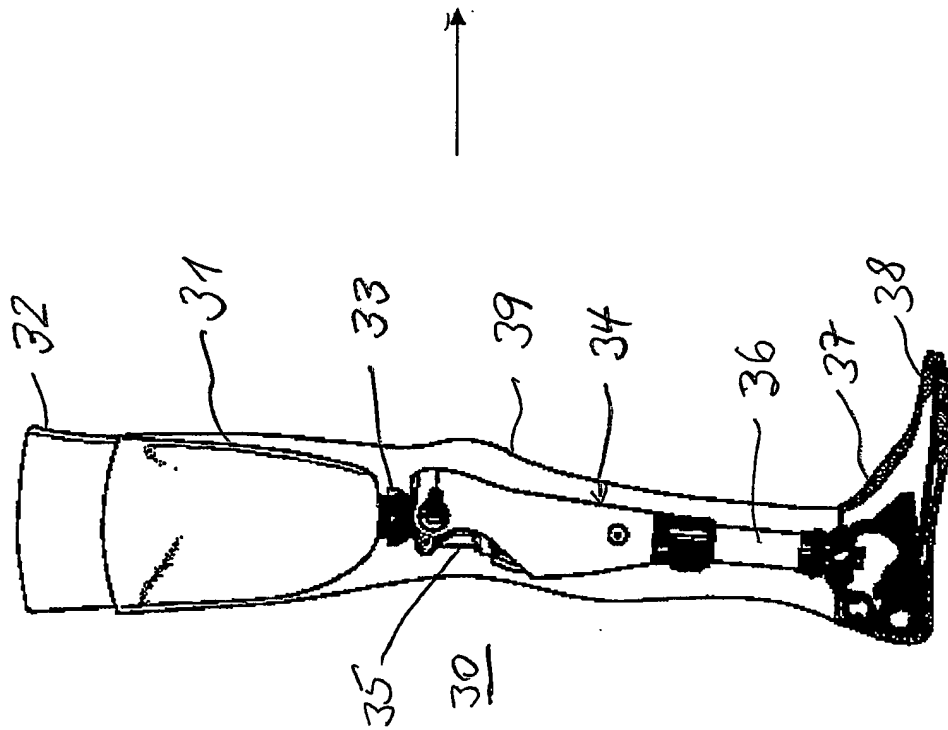


FIG. 11

RESUMO

Patente de Invenção: "PROCESSO PARA REALIZAÇÃO DE UMA ANÁLISE FUNCIONAL EM UMA EXTREMIDADE ARTIFICIAL".

A presente invenção refere-se a um processo para realização de

5 uma análise funcional para uma pessoa equipada com uma extremidade artificial (30), sendo que a extremidade artificial (30) é ajustável em uma função básica e está formada modularmente, com pelo menos uma parte funcional (33) desmontável, particularmente, para possibilitar uma função adicional. Para realizar a análise sem o uso de aparelhos e dispositivos de medição

10 externos, complexos, uma disposição de sensor (33'), cujo tamanho corresponde às dimensões relevantes para a instalação da parte funcional, é montada no lugar da parte funcional (3) desmontável. A disposição de sensor (33') mede, então, as forças, acelerações e/ou torques que ocorrem durante o uso da extremidade artificial (30), a fim de otimizar o ajuste da função

15 básica da extremidade artificial. A disposição de sensor (33') é subsequentemente substituída pela parte funcional (33), sob conservação do ajuste otimizado.