

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

(21) **PI0618264-0 A2**

(22) Data de Depósito: 02/11/2006
(43) Data da Publicação: 23/08/2011
(RPI 2120)



(51) *Int.Cl.:*
A61F 2/44 2006.01

(54) Título: **MÉTODO DE REDUÇÃO DE FALHA DE CARGA PARA UM COMPONENTE PROTÉTICO**

(30) Prioridade Unionista: 04/11/2005 AU 2005906204

(73) Titular(es): Peter Mccombe

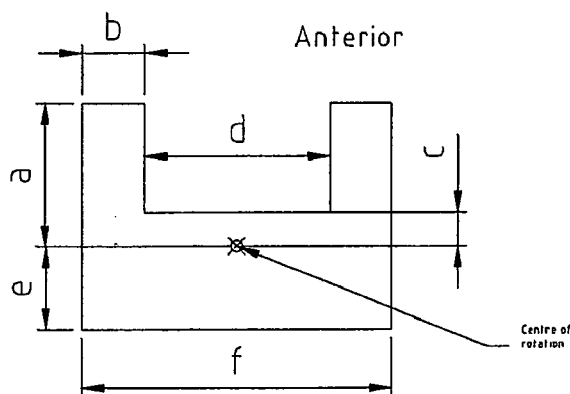
(72) Inventor(es): Peter Mccombe

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

(86) Pedido Internacional: PCT AU2006001640 de 02/11/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/051247 de 10/05/2007

(57) Resumo: MÉTODO DE REDUÇÃO DE FALHA DE CARGA PARA UM COMPONENTE PROTÉTICO A presente invenção refere-se a um método para redução de falha protética incluindo as etapas de fornecer uma prótese para uma coluna vertebral compreendendo pelo menos uma parte superior para ligação a uma vértebra superior e uma parte inferior para ligação a uma vértebra inferior, a parte superior tendo uma superfície curvada inferior e a parte inferior tendo uma superfície curvada superior, em que as superfícies curvadas, superior e inferior, têm um centro de raio de curvatura em ressalto de maneira para trás com respeito a um eixo vertical central através das vértebras superior e inferior, e posicionar a centróide de pelo menos uma das partes superior e inferior substancialmente no mesmo eixo vertical do centro de raio de curvatura.





Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**MÉTODO DE REDUÇÃO DE FALHA DE CARGA PARA UM COMPONENTE PROTÉTICO**".

Campo da Invenção

- 5 A presente invenção refere-se a uma prótese para uso em uma estrutura de esqueleto. Em uma aplicação a invenção refere-se a uma prótese para uso como um disco intervertebral artificial, predominantemente, mas não exclusivamente para uso em espinhas dorsais humanas.

Antecedentes da Invenção

- 10 Um disco intervertebral humano mantém uma ligação entre as vértebras adjacentes da coluna humana. Ele deve satisfazer um número de funções importantes incluindo suportar e amortecer carga de forças de impacto. Além do mais, ele deve permitir um padrão complexo de movimentos e resistir a várias tensões, puras ou combinadas, nos planos sagital, coronal
15 e axial. Assistido por estruturas de ligamento de músculo circundando a espinha, o disco intervertebral deve também ajudar a manter o alinhamento normal das vértebras da coluna espinal.

- Uma substituição de disco artificial ideal irá produzir com precisão todas as funções do disco intervertebral. No entanto embora tenham
20 existido muitos discos artificiais diferentes que foram descritos e testados, nesse momento todos eles falharam para reproduzir as habilidades de um disco intervertebral.

- Deficiências típicas de discos artificiais prévios têm incluído separação ou desencaixe de fixação vertebral, desgaste prematuro de materiais ou falha estrutural, replicação fraca de movimento segmental espinal
25 normal ou psicológico e predisposição à perda de alinhamento vertebral neutro normal.

- Um importante aspecto do movimento normal da coluna espinal e da cinemática dos vários segmentos de movimento intervertebral é o comportamento dos segmentos de movimento durante os movimentos de flexão
30 e extensão no plano sagital. Fundamental à cinemática é a localização da rotação de eixo instantânea (IAR). A IAR varia de nível a nível dentro da co-

luna espinhal e através de movimentos de flexão e extensão para qualquer segmento de movimento dado (nível).

Um tipo de prótese de disco espinhal é descrito na patente US 5674296. A endoprótese descrita consiste em um corpo resiliente tendo uma
5 conformação geralmente elíptica. A endoprótese é afixada entre vértebras adjacentes, superior e inferior através de suportes conformados em L, cada um tendo pernas confrontantes côncavo-convexa para engatar a espessura seccional do osso adjacente em uma superfície e reter a endoprótese resili-
10 ente entre elas. A endoprótese é centralmente localizada entre as vértebras superior e inferior para permitir articulação central das vértebras superiores com relação às vértebras inferiores.

Além do acima uma gaxeta e uma vedação são localizadas nas regiões anterior e posterior entre as vértebras para vedar a endoprótese na sua posição entre as vértebras superior e inferior.

15 A patente US 5556431 descreve um outro tipo de endoprótese de disco intervertebral em que são usadas placas de topo e de fundo em vez de suportes conformados em L da patente US acima identificada. A endoprótese descrita inclui um núcleo que tem superfícies esféricas, superior e inferior que a partir dos desenhos mostram parecer serem alinhadas com um
20 eixo vertical central através das vértebras superior e inferior.

Ao contrário da US 5674296 o núcleo de prótese dessa patente tem um aro de borda que limita a faixa de movimento do núcleo e assegura, até mesmo sob condições extremas, a coesão da prótese.

Essa patente também descreve o deslocamento do centro de
25 articulação da prótese em direção para trás com relação ao centro das placas de extremidade vertebral de modo a fornecer espaço suficiente na área de borda ventral das placas de prótese superior e inferior de modo a possibilitar a recepção de parafusos de osso.

Outras próteses artificiais têm buscado reproduzir uma variação
30 normal na localização da IAR usando vários mecanismos que incluem o uso de núcleos deformáveis viscoelásticos. Um exemplo disso é mostrado na Patente US 5824094. Infelizmente esse tipo de discos artificiais é submetido

ao desgaste prematuro dos materiais e falha por tensão. Além do mais, os discos artificiais com molas metálicas não encontraram ainda seu caminho no uso clínico.

5 Todos os discos artificiais descritos acima têm problemas inerentes que finalmente criaram tensões inaturais e dor resultante para um receptor de implante de disco artificial. A presente invenção fornece uma prótese alternativa que tem o objetivo de mitigar pelo menos alguns dos problemas associados com a prótese da técnica anterior.

10 O pedido co-pendente do requerente identificado pelo número de pedido 2005901682 e intitulado "A Prosthesis" é aqui incorporado a título de referência.

15 Uma prótese é descrita nesse pedido de patente compreendendo uma parte superior para ligação a uma vértebra superior, uma parte inferior para ligação a uma vértebra inferior e uma parte de meio localizada entre as partes superior e inferior. O centro do raio de curvatura de superfícies co-
atuantes de todas as partes é em ressalto de maneira para trás com respeito a um eixo vertical central através das vértebras superior e inferior.

20 A parte superior que está na forma de uma placa de extremidade superior tipicamente tem uma superfície superior que é conectada à superfície inferior de uma vértebra superior. Investigações têm revelado que a placa de extremidade superior pode sofrer de compressão. Tipicamente a falha da placa ocorre por inclinação com o aspecto posterior da prótese compressão. O aspecto anterior não foi mostrado para comprimir. Além do mais, a compressão ocorre quase exclusivamente na quina posterior superior da placa superior.
25

Sumário da Invenção

30 De acordo com a presente invenção é fornecido um método de redução de falha de carga para um componente protético tal como uma placa de extremidade superior. O método pode também ser aplicável a uma placa de extremidade inferior.

De acordo com um aspecto da presente invenção, é fornecido um método para redução de falha de carga protética incluindo as etapas de

fornecer uma prótese para uma coluna vertebral que compreende pelo menos uma parte superior para ligação a uma vértebra superior e uma parte inferior para ligação a uma vértebra inferior, a parte superior tendo uma superfície curvada inferior e a parte inferior tendo uma superfície curvada superior, fornecendo as superfícies curvadas superior e inferior com um centro de raio de curvatura em ressalto de maneira para trás com respeito a um eixo vertical central através das vértebras superior e inferior, e posicionando o centróide de pelo menos uma das partes superior e inferior substancialmente no mesmo eixo vertical do centro do raio de curvatura.

10 Preferivelmente, o método inclui a etapa de posicionar o centróide de uma superfície de contato de pelo menos uma das partes superior e inferior substancialmente no mesmo eixo vertical como o centro do raio de curvatura, cuja superfície de contato contata uma vértebra adjacente.

15 Preferivelmente, a prótese inclui uma parte de meio que é capaz de pivotar e transladar com respeito às partes superior e inferior.

De acordo com um outro aspecto da presente invenção é fornecida uma prótese para um corpo do esqueleto compreendendo uma superfície superior e uma superfície inferior, com uma das superfícies sendo uma superfície de contato configurada para contatar uma superfície adjacente de uma parte do corpo do esqueleto, a superfície de contato tendo um centróide localizado substancialmente na vertical alinhado com o centro de rotação da curvatura da prótese.

20 Preferivelmente, a prótese é afastada com respeito a um eixo vertical central através das partes do corpo do esqueleto superior e inferior.

25 A prótese pode compreender uma placa de extremidade para ligação a uma parte do corpo do esqueleto.

A prótese preferivelmente compreende uma placa de extremidade superior ou inferior para ligação a uma parte do corpo do esqueleto.

30 A prótese pode compreender um encaixe configurado para localização entre uma placa de extremidade e uma parte do corpo do esqueleto.

A parte do corpo do esqueleto pode ser uma vértebra.

É preferido que um corpo de esqueleto inclua qualquer estrutura

de esqueleto para uma estrutura biológica ou mecânica.

É preferido que uma prótese se refira a qualquer componente que é desenhado para substituir parte de uma estrutura do esqueleto, simular ou intensificar o movimento de uma estrutura do esqueleto.

5 De acordo com um outro aspecto da presente invenção é fornecido um método de reduzir uma falha de carga para um componente protético compreendendo; identificar o centro do raio de curvatura para uma prótese, onde o centro do raio de curvatura é compensada ressaltando de um eixo vertical central através de uma estrutura do esqueleto, identificar um eixo
10 vertical através do centro do raio de curvatura e configurar uma parte protética superior ou uma parte protética inferior com um centróide para sua superfície de contato, que é localizada substancialmente no eixo vertical central quando *in situ*.

De acordo com um aspecto adicional da presente invenção é
15 fornecido um método de redução de falha de carga para um componente protético, compreendendo identificar o centro de rotação de curvatura para uma prótese, identificar uma localização equivalente para o centro de rotação de curvatura em uma superfície de contato de uma parte protética superior ou inferior, cuja superfície de contato é configurada para ser fixada a
20 uma parte do esqueleto e configurar a superfície de contato com um centróide substancialmente na localização equivalente para o centro de rotação de curvatura.

Preferivelmente a etapa de configuração inclui configurar uma superfície da parte do esqueleto que é a superfície a qual a superfície de
25 contato é ligada.

A etapa de configurar preferivelmente inclui desenho, fabricação, produção, engenharia e qualquer ação equivalente que resulta em uma superfície de contato com um centróide localizado substancialmente na localização equivalente.

30 O método pode incluir a etapa de fornecer uma prótese compreendendo pelo menos duas partes incluindo uma parte superior e uma parte inferior que são capazes de pivotar com respeito uma à outra quando em

uso.

O método pode também incluir fornecer uma prótese com um núcleo que é capaz de pivotar e/ou transladar com respeito às partes superior e inferior.

5 A parte superior pode ser capaz de deslizar (transladar com respeito à parte superior).

A parte protética superior ou inferior pode compreender um encaixe.

10 A parte protética superior ou inferior preferivelmente compreende de uma placa de extremidade e/ou um encaixe.

O encaixe pode ser configurado para desenvolver uma porção relevante de uma superfície superior de uma parte superior ou uma superfície inferior de uma parte inferior.

15 A superfície de contato pode compreender uma superfície superior da parte superior ou uma superfície inferior da parte inferior.

O método pode incluir cortar uma parte da superfície de contato.

O método pode incluir remover uma porção da superfície de contato.

20 A etapa de configurar pode incluir fornecer a superfície de contato com uma região em recesso.

Preferivelmente a região em recesso é localizada entre lados opostos da superfície de contato.

O método pode incluir cortar uma porção na frente do centróide.

25 O método pode incluir criar um recesso entre lados opostos de uma porção anterior da superfície superior.

Preferivelmente, o método inclui formar porções laterais substancialmente idênticas que são separadas por um recesso.

O recesso pode ser retangular em conformação.

30 As porções laterais podem ter bordas substancialmente paralelas.

As porções laterais podem ter uma seção transversal geralmente retangular.

A porção anterior pode compreender uma pluralidade de recesso-
sos ou orifícios.

É preferido que de acordo com pelo menos um dos aspectos
acima, da invenção, que se a compressão é para ocorrer para uma placa de
5 extremidade superior em uma prótese, que ela ocorra sem inclinação e seja
uma compressão paralela.

De acordo com um aspecto da presente invenção, é fornecido
um método de redução da falha de carga para um componente protético,
compreendendo identificar o centro de rotação de curvatura para uma próte-
10 se, identificar uma localização equivalente para o centro de rotação de cur-
vatura de uma superfície de contato de uma parte protética superior ou infe-
rior, cuja superfície de contato é configurada para ser fixada a uma parte do
esqueleto e configurar a superfície de contato com um centróide que é movi-
do em direção à localização equivalente para o centro de rotação de curvatu-
15 ra.

Embora seja desejável configurar a superfície de contato com
um centróide substancialmente na localização equivalente para o centro de
rotação de curvatura, uma redução na falha de carga pode ser alcançada
por qualquer movimento do centróide em direção ao eixo vertical que alinha-
20 ria com o centro de rotação de curvatura da parte do esqueleto.

Preferivelmente, o método inclui remover parte do componente
protético de uma maneira que mova o centróide em direção a uma posição
que é mais perto do centro de rotação de curvatura.

É preferido que o método inclua criar um recesso entre lados
25 opostos de uma porção anterior de uma superfície superior de pelo menos
uma das partes protéticas, superior e inferior.

Breve Descrição dos Desenhos

Uma modalidade preferida da presente invenção pode agora ser
descrita a título de exemplo somente com referência aos desenhos em ane-
30 xo em que:

A Figura 1 mostra uma vista esquemática lateral de uma próte-
se;

A Figura 2 mostra a prótese mostrada na Figura 1 com uma distribuição de pressão não uniforme;

5 A Figura 3 mostra uma vista de topo de uma placa de topo de uma prótese de acordo com uma modalidade preferida da presente invenção;

A Figura 4 mostra uma representação gráfica do parâmetro b na Figura 3 versus a área de superfície;

A Figura 5 mostra uma vista de topo de um corte proposto testando que tem um momento de rede de zero;

10 A Figura 6 mostra uma comparação de curvas de deslocamento de carga para uma prótese não modificada e uma prótese como mostrado na Figura 5;

15 A Figura 7 mostra uma vista em perspectiva de uma placa de extremidade superior de uma prótese de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 8A mostra uma vista em perspectiva de um encaixe da placa de extremidade para uso com uma prótese de placa inferior de acordo com uma modalidade da presente invenção;

20 A Figura 8B mostra uma vista de topo do encaixe da placa de extremidade mostrada no Figura 8A;

A Figura 8C mostra uma vista frontal do encaixe da placa de extremidade mostrado na Figura 8A;

A Figura 8D mostra uma vista de extremidade do encaixe da placa de extremidade mostrado na Figura 8A;

25 A Figura 9A mostra uma vista em perspectiva de um encaixe da placa de extremidade de acordo com uma modalidade adicional da presente invenção;

A Figura 9B mostra uma vista de topo do encaixe da placa de extremidade mostrado na Figura 9A;

30 A Figura 9C mostra uma vista frontal do encaixe da placa de extremidade mostrado na Figura 9A;

A Figura 9D mostra uma vista de extremidade do encaixe da

placa de extremidade mostrado na Figura 9A.

Descrição Detalhada dos Desenhos

De acordo com uma modalidade preferida da presente invenção a rotação de centro instantânea (ICR) necessita estar na porção posterior da placa de extremidade superior do corpo vertebral inferior. Uma falha que alcançar essa posição irá impedir o movimento normal da prótese e o movimento de faceta será anormal.

Uma pequena atenção tem sido dada por enquanto à prótese de disco estaticamente carregada – em outras palavras – quando ela não está se movendo. Esta é a posição em que o implante encontra a ele próprio na maior parte do tempo. Nessa posição, o sistema de controle neuromuscular recruta quaisquer que sejam os músculos que são necessários para manter uma postura estática.

Em uma situação onde uma pessoa está em pé em uma posição estática, as placas de extremidade superior e inferior são paralelas (Figura 1).

Se for assumido que a carga aplicada é distribuída uniformemente através da superfície do implante ela terá uma distribuição de pressão uniforme. Se este era o caso com a pegada padrão de Maverick seria um momento de rede não balanceado fazendo com que a prótese inclinasse em flexão e compressão na placa de extremidade posterior. Isso pode ser conceitualmente pensado em torno de considerar uma série de pequenas áreas da placa de extremidade de prótese. Se a distribuição de pressão for uniforme, a força nessas pequenas áreas é igual. O momento em torno do ponto de pivô da prótese, no entanto, depende da distância desta pequena área do pivô. Se todos os momentos forem somados juntos haverá um momento de flexão de rede. Uma outra maneira de considerar isso é que o centro de massa da prótese de Maverick corrente é em frente do ponto de pivô, causando, por conseguinte, um momento de rede. Isso tornará a distribuição de pressão não uniforme. Uma distribuição de pressão não uniforme tornaria a prótese falha por compressão na placa de extremidade posterior (Figura 2).

Para lidar com o problema acima a placa de extremidade superi-

or foi desenhada com uma quantidade suficiente da área de superfície removida da frente da prótese de modo que o momento de rede é nulo. Isso resulta em uma distribuição de pressão substancialmente uniforme.

A Figura 3 mostra uma modalidade da invenção em que a superfície superior da placa de extremidade superior tem um "corte" retangular da frente de uma placa de extremidade de Maverick.

Como mostrado a área que foi removida é geralmente retangular em conformação e como mostrado mais claramente na Figura 7 compreende lóbulos anteriores 11, 12 com um espaço 13 entre eles. A região posterior da prótese permanece substancialmente a mesma que uma placa de extremidade superior da prótese existente. Da mesma maneira a superfície inferior tem um centro inferior de raio de curvatura de acordo com exigências de uma prótese desenhada anteriormente.

Para uma análise de pura matemática dos efeitos de remover a área de superfície da região anterior da prótese, é necessário considerar uma distribuição de pressão uniforme atuando em toda a área da superfície. Em cada pequena área uma força uniforme irá atuar.

Com referência aos primeiros princípios, uma análise matemática pode ser fornecida para a prótese como mostrado na Figura 3 na base em que momentos são balanceados em torno da linha de pivô.

Por conseguinte, os momentos que atuam atrás do pivô são iguais aos momentos na frente do pivô.

A equação matemática resultante é como a seguir:

$$\begin{aligned}
 \int_0^a \int_0^{2b} Fy \cdot dx dy + \int_0^c \int_0^{f-2b} Fy \cdot dx dy &= \int_0^a \int_0^f Fy \cdot dx dy \\
 \int_0^{2b} \left[\frac{Fy^2}{2} \right]_0^a dx + \int_0^{f-2b} \left[\frac{Fy^2}{2} \right]_0^c dx &= \int_0^f \left[\frac{Fy^2}{2} \right]_0^a dx \\
 \int_0^{2b} \frac{Fa^2}{2} dx + \int_0^{f-2b} \frac{Fc^2}{2} dx &= \int_0^f \frac{Fe^2}{2} dx \\
 \left[\frac{Fa^2 x}{2} \right]_0^{2b} + \left[\frac{Fc^2 x}{2} \right]_0^{f-2b} &= \left[\frac{Fe^2 x}{2} \right]_0^f
 \end{aligned}$$

$$\frac{Fa^2 \cdot 2b}{2} + \frac{Fc^2 \cdot (f - 2b)}{2} = \frac{Fe^2 \cdot f}{2}$$

$$2a^2b + c^2(f - 2b) = e^2f$$

$$c^2(f - 2b) = e^2f - 2a^2b$$

$$c^2 = \frac{e^2f - 2a^2b}{(f - 2b)}$$

$$c = \sqrt{\frac{e^2f - 2a^2b}{(f - 2b)}} \dots\dots(1)$$

- como os parâmetros a, e e f são fixados pelas dimensões da equação de
- 5 prótese de Maverick 1 corrente dá a relação entre c e b que resultará em um número de soluções que ainda terão momentos balanceados. A área total de contato irá variar de acordo com a equação.

$$\text{área} = e^2 + 2ab + cd$$

- Usando uma estimativa razoável para o parâmetro 'b' de 7 mm a
- 10 conformação na figura 14 foi submetida ao teste de engenharia de compressão contra uma espuma de osso artificial ("sawbone").

O centro de massa no eixo y para o diagrama acima é calculado como 10,6 mm da borda posterior da prótese usando a fórmula.

$$\frac{\sum Mo}{\sum a}$$

- 15 onde Mo = Momento e a = área

Isso sugere também que a prótese não deve inclinar quando carregada.

- Foi teorizado também que embora a carga limite deva ser diminuída por causa da redução na área de superfície, que para alguma extensão
- 20 isso seria compensado pela evitação de alta carga na borda posterior da prótese devido à distribuição não uniforme de pressão. Isso seria confirmado através da conclusão de uma porcentagem menor na redução de falha de carga do que seria esperado pela redução somente na área da superfície.

- Um teste preliminar por compressão de uma prótese de disco de
- 25 Maverick em espuma macia sugeriu que a inclinação ocorreu e foi associada com um movimento de translação.

As características de deslocamento de carga do disco-padrão de

Maverick foram testadas contra o material de osso artificial usando um mancal de rolo para permitir deslocamento lateral e comparar os resultados com pelo menos uma superfície torneada da conformação mostrada na Figura 15.

5 Os resultados experimentais revelaram o seguinte:

1. As condições mediante carga que não permitiram que a placa de extremidade superior flexionasse em relação à placa de extremidade inferior a prótese de disco de Maverick colapsou em uma atitude de flexão por compressão na placa de extremidade posterior.

10 2. A borda anterior da prótese não contatou o osso artificial e uma depressão apareceu para parar 10 mm na frente da bola (igual à distância da bola da borda posterior).

3. A área de prótese de corte modificada foi 69% da área da prótese de Maverick original. Enquanto a carga limite foi 89% do original.

15 4. A compressão por inclinação da prótese não modificada foi associada com 2 mm de deslocamento posterior das vértebras inferiores em relação às vértebras superiores fixadas. Isso causaria uma carga de faceta extra.

20 5. A prótese de corte modificada não inclinou com a compressão e colapsou na placa de extremidade com sua placa de extremidade paralela à placa de extremidade osso artificial. Isso foi realizado com um deslocamento lateral-muito pequeno (0, 15 mm).

25 A Figura 6 mostra uma comparação de gráficos de deslocamento de carga de uma prótese não modificada comparada a uma prótese modificada como mostrado na Figura 5. A partir dessa comparação as seguintes observações podem ser feitas.

30 1. A resistência periférica e o enfraquecimento relativo da porção central da placa de extremidade significam que se um corte ântero-central fosse feito ele causaria menos redução no limite da placa de extremidade total do que se o material fosse uniforme. Isso pode ampliar a discrepância entre a carga limite alcançada e aquela esperada por redução somente na área de superfície.

2. A placa de extremidade posterior é mais resistente do que a placa de extremidade anterior. O centro de massa da prótese pode, por conseguinte, não necessitar estar exatamente no eixo de rotação da prótese e, por conseguinte, o corte pode necessitar ser menor.

5 3. A adição de mais área lateral próximo ao ponto de pivô da área de superfície de contato poderia ser aumentada com pouco efeito nos momentos de rede. Uma prótese mais redonda também teria um centro de massa mais próximo do ponto de pivô. A placa de extremidade vertebral é conhecida estar na conformação de uma cardióide.

10 4. O efeito de carga cíclica não é conhecido. É possível que ele seja significativo com altas cargas cíclicas na borda posterior da prótese e o efeito percebido acima pode ser exagerado.

Baseado no acima é considerado que além de redesenhar a superfície superior da placa de extremidade superior uma estratégia alternativa
15 pode fornecer uma placa de encaixe configurada para mover a centróide da placa de extremidade e de encaixe combinada. De acordo com uma outra modalidade da invenção uma placa de extremidade inferior pode ser fornecida com uma placa de encaixe para evitar redesenhar a superfície inferior.

As Figuras 8A a 8D mostram uma modalidade da placa de extremidade inferior que tem uma região esférica central
20 que se acopla com uma placa de extremidade superior tendo um recesso similarmente conformado (cavidade) formado na sua superfície inferior. Essa placa de encaixe seria anexada às vértebras adjacentes. A região posterior 16 da placa 15 efetivamente cobriria a maioria da seção posterior da placa de extremidade inferior e a região anterior 17 seria fornecida com lóbulos laterais 18 e 19
25 para efetivamente desenvolver os lados da placa de extremidade inferior. O resultado seria um recesso efetivo sendo formado entre os lados anteriores da placa de extremidade inferior. Isso resultaria em movimento efetivo da centróide para a placa de extremidade inferior em direção ao centro de rotação de curvatura da prótese.
30

As Figuras 9A a 9D mostram uma modalidade alternativa de uma placa de extremidade inferior 30 que é geralmente mais retangular em

conformação do que a modalidade prévia. Embaixo da placa de encaixe uma região denteada 31 é fornecida anteriormente com seu centro alinhado com o centro da porção de bola semi-esférica 32 na sua superfície superior.

5 Como mostrado nas Figuras 9A e 9D a região denteada 31 começa em uma extremidade mais para diante do encaixe e se curva conca-
vamente de maneira para trás para a superfície de fundo mais do que meta-
de do caminho ao longo do comprimento da placa de extremidade (medida
da frente para trás) para um ponto que é de recuo do centro da porção de
bola semi-esférica 32. Isso efetivamente move a centróide de maneira para
10 trás.

A Figura 9A mostra que a região denteada é parte circular em conformação.

Por conseguinte, pode ser visto que a modalidade mostrada nas Figuras 9A a 9D usa uma região denteada para fornecer uma mudança na
15 posição da centróide enquanto que a modalidade mostrada nas Figuras 8A a 8D alcança o mesmo ou um propósito similar por conformação do encaixe com as cargas laterais 18, 19.

Os encaixes mostrados nas Figuras 8A a 9D podem ser configurados para acoplar com uma placa de extremidade superior em um padrão
20 similar àquele mostrado nas Figuras 1 e 2. Como o desenho de ambas as modalidades mostradas nas Figuras 8A a 9D resulta em uma mudança na posição da centróide da placa de extremidade inferior, isso pode ter vanta-
gens como esboçado previamente com respeito aos resultados experimen-
tais prévios.

25 De acordo com uma modalidade alternativa da invenção a extremidade inferior das vértebras adjacentes à placa de extremidade superior pode ser fisicamente alterada de modo que um recesso é fornecido em uma
seção central anterior para fornecer um efeito similar àquele discutido acima por fornecimento de um recesso na região central anterior da placa de ex-
30 tremidade superior.

De acordo com aspectos alternativos da presente invenção a mesma teoria confiada pode ser aplicada à placa de extremidade inferior de

uma prótese.

É para ser entendido que, se qualquer publicação da técnica anterior é referida aqui, tal referência não constitui uma admissão que a publicação forma uma parte do conhecimento geral comum na técnica, na Austrália ou em qualquer outro país.

Nas reivindicações que seguem e na descrição precedente da invenção, exceto onde o contexto requer de outro modo devido à linguagem expressa ou implicação necessária, a palavra "compreendem" ou variações tais como "compreende" ou "compreendendo" é usada em um sentido inclusivo, isto é, para especificar a presença das características estabelecidas, mas não para impossibilitar a presença ou adição de características adicionais em várias modalidades da invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para reduzir falha de carga protética incluindo as etapas de fornecer uma prótese para uma coluna vertebral compreendendo pelo menos uma parte superior para ligação a uma vértebra superior e uma parte inferior para ligação a uma vértebra inferior, a parte superior tendo uma superfície curvada inferior e a parte inferior tendo uma superfície curvada superior, em que as superfícies curvadas superior e inferior têm um centro de raio de curvatura em ressalto de maneira para trás com respeito a um eixo vertical central através das vértebras superior e inferior, e posicionamento da centróide de pelo menos uma das partes superior e inferior substancialmente no mesmo eixo vertical do centro do raio de curvatura.

2. Método de acordo com a reivindicação 1, incluindo a etapa de posicionar a centróide de uma superfície de contato de pelo menos uma das partes superior e inferior substancialmente no mesmo eixo vertical como o centro do raio de curvatura, cuja superfície de contato, contata uma vértebra adjacente.

3. Método de acordo com a reivindicação 1 ou 2, em que a prótese inclui uma parte de meio que é capaz de pivotar e transladar com respeito às partes superior e inferior.

4. Prótese para um corpo de esqueleto compreendendo uma superfície superior e uma superfície inferior, com uma das superfícies sendo uma superfície de contato configurada para contatar uma superfície adjacente de uma parte do corpo do esqueleto, a superfície de contato tendo uma centróide localizada substancial e verticalmente alinhada com o centro de rotação de curvatura da prótese.

5. Prótese de acordo com a reivindicação 4, incluindo uma placa de extremidade para ligação a uma parte do corpo do esqueleto.

6. Prótese de acordo com a reivindicação 4, compreendendo uma placa de extremidade superior ou inferior para ligação a uma parte do corpo do esqueleto.

7. Prótese de acordo com a reivindicação 4, compreendendo um encaixe configurado para localização entre uma placa de extremidade e uma

parte do corpo do esqueleto.

8. Prótese de acordo com a reivindicação 4, em que as superfícies superior e inferior são configuradas para a prótese ser compensada em relação a um eixo vertical central através das partes do corpo do esqueleto superior e inferior.

9. Método para reduzir falha de carga para um componente protético compreendendo; identificar o centro do raio de curvatura para uma prótese, onde o centro do raio de curvatura está em ressaltado de um eixo vertical central através de uma estrutura do esqueleto, identificar um eixo vertical através do centro do raio de curvatura e configurar uma parte protética superior ou uma parte protética inferior com uma centróide para sua superfície de contato, que está localizada substancialmente no eixo vertical quando *in situ*.

10. Método de acordo com a reivindicação 9, em que a etapa de configurar inclui configurar uma superfície da parte do esqueleto que é a superfície para a qual a superfície de contato é ligada.

11. Método de acordo com a reivindicação 9, incluindo a etapa de fornecer uma prótese compreendendo pelo menos duas partes, incluindo uma parte superior e uma parte inferior, que são capazes de pivotar com respeito uma a outra quando em uso.

12. Método de acordo com a reivindicação 11, incluindo fornecer uma prótese com um núcleo que é capaz de pivotar e/ou transladar com respeito às partes superior e inferior.

13. Método de acordo com a reivindicação 11, em que pelo menos uma das partes de prótese superior e inferior compreende um encaixe.

14. Método de acordo com a reivindicação 11, em que a superfície de contato compreende pelo menos uma superfície superior da parte superior e uma superfície inferior da parte inferior.

15. Método de acordo com a reivindicação 11, incluindo cortar uma parte da superfície de contato.

16. Método de acordo com a reivindicação 11, em que a etapa de configurar inclui fornecer a superfície de contato com uma região em re-

cesso.

17. Método de acordo com a reivindicação 16, em que a região em recesso é localizada entre lados opostos da superfície de contato.

18. Método de acordo com a reivindicação 9, incluindo a etapa
5 de cortar uma porção na frente da centróide.

19. Método de reduzir falha de carga para um componente protético, compreendendo identificar o centro de rotação de curvatura para uma prótese, identificar um local equivalente para o centro de rotação de curvatura em uma superfície de contato de uma parte protética superior e inferior,
10 cuja superfície de contato é configurada para ser fixada a uma parte do esqueleto e configurar a superfície de contato com uma centróide que é mais próxima ao local equivalente para o centro de rotação de curvatura.

20. Método de acordo com a reivindicação 19, incluindo a etapa
15 de criar um recesso entre os lados opostos de uma porção anterior de uma superfície superior de pelo menos uma da parte protética superior e inferior.

21. Prótese de acordo com a reivindicação 4, compreendendo uma região em recesso localizada entre os lados opostos da superfície de contato.

22. Aparelho de acordo com a reivindicação 21, em que o recesso
20 é localizado entre os lados opostos de uma porção anterior da prótese.

23. Prótese de acordo com a reivindicação 22, compreendendo substancialmente porções laterais-idênticas separadas pelo recesso.

24. Prótese de acordo com a reivindicação 22, em que a porção anterior compreende uma pluralidade de orifícios.

25. Prótese de acordo com a reivindicação 4, em que uma superfície oposta à superfície de contato tem um raio de curvatura configurado para combinar o raio de curvatura de uma parte do núcleo protético, a superfície oposta é capaz de articular.

26. Método de acordo com a reivindicação 9 ou 19, em que o
30 componente protético compreende porções laterais separadas por um recesso em uma porção anterior de pelo menos a sua superfície superior.

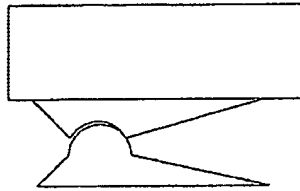


Fig.1

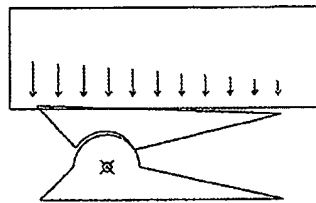


Fig.2

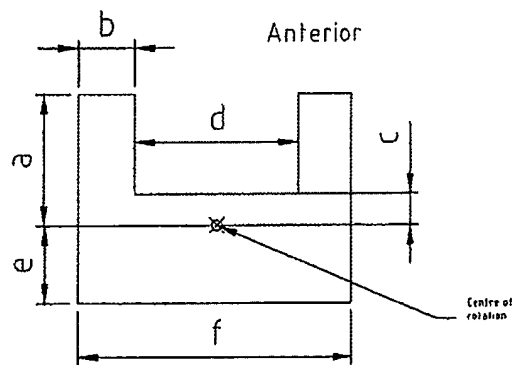


Fig.3

2/5

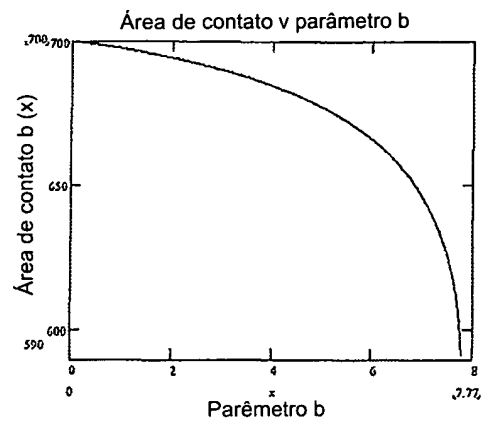


Fig.4

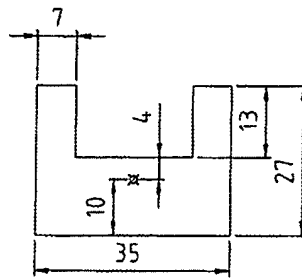


Fig.5

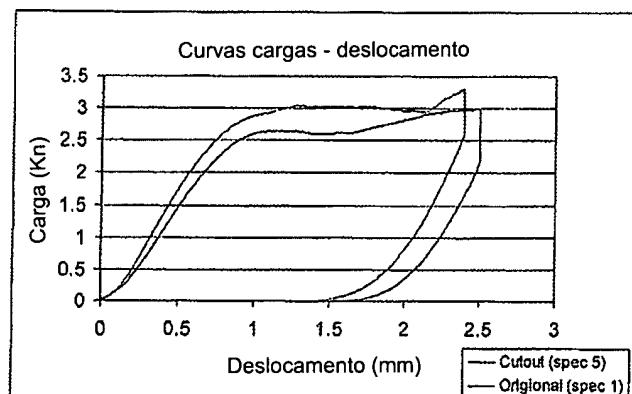


Fig.6

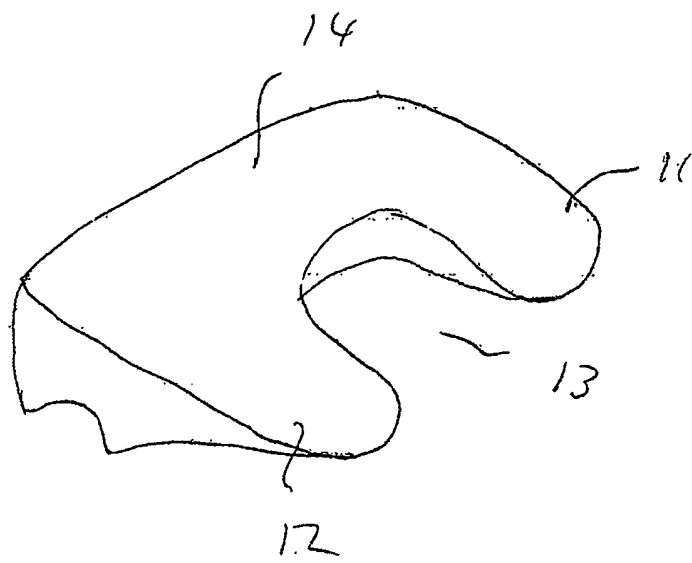


Fig.7

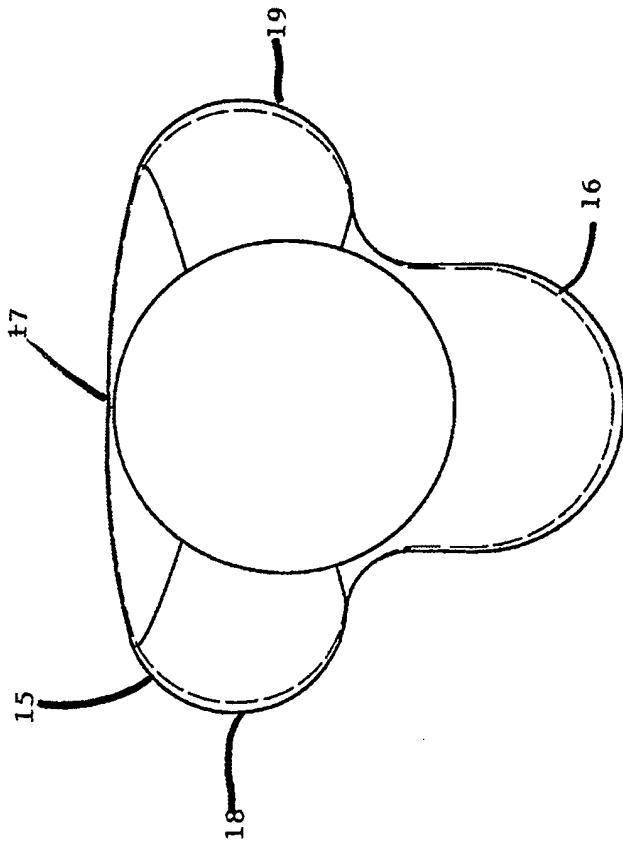


Fig. 8B

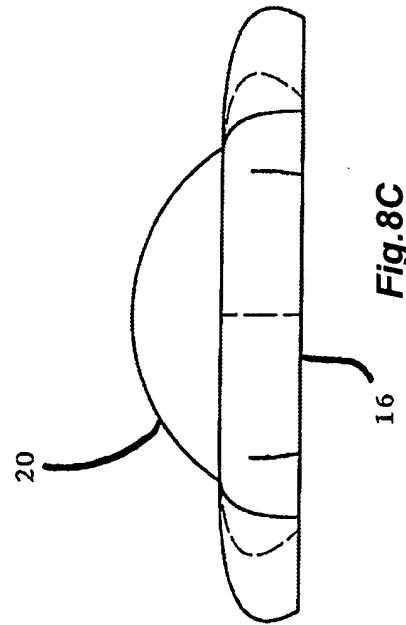


Fig. 8C

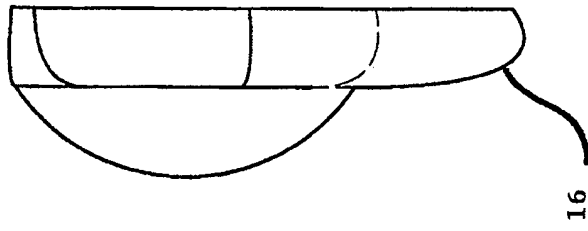


Fig. 8D

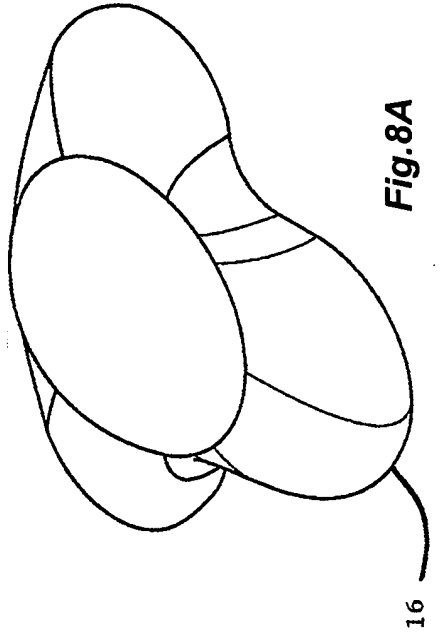


Fig. 8A

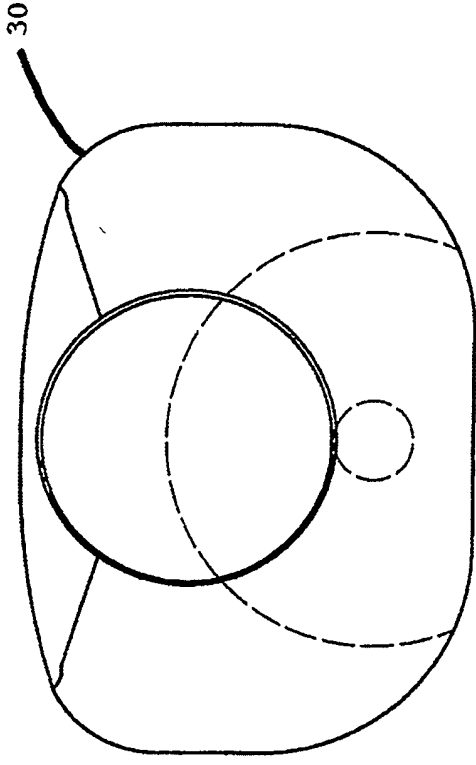


Fig. 9B

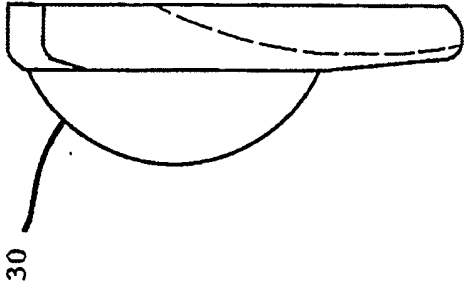


Fig. 9D

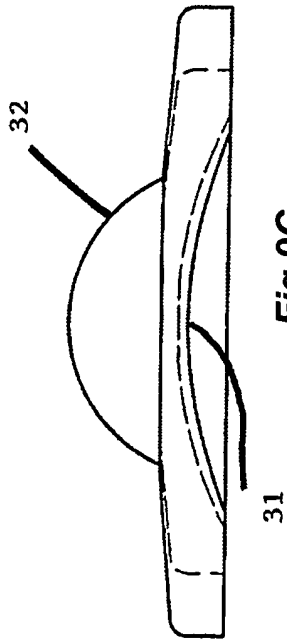


Fig. 9C

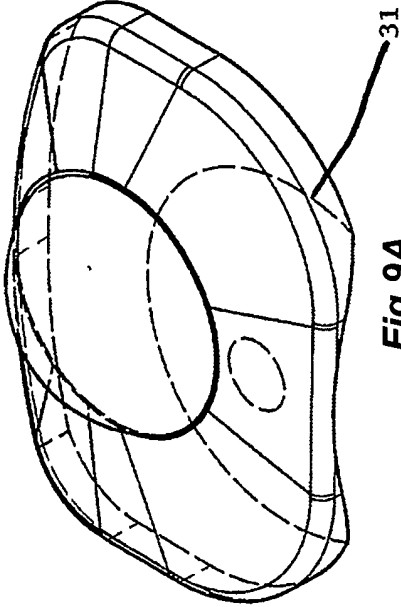


Fig. 9A

RESUMO

Patente de Invenção: "MÉTODO DE REDUÇÃO DE FALHA DE CARGA PARA UM COMPONENTE PROTÉTICO".

5 A presente invenção refere-se a um método para redução de falha protética incluindo as etapas de fornecer uma prótese para uma coluna vertebral compreendendo pelo menos uma parte superior para ligação a uma vértebra superior e uma parte inferior para ligação a uma vértebra inferior, a parte superior tendo uma superfície curvada inferior e a parte inferior tendo uma superfície curvada superior, em que as superfícies curvadas, superior e inferior, têm um centro de raio de curvatura em ressalto de maneira
10 para trás com respeito a um eixo vertical central através das vértebras superior e inferior, e posicionar a centróide de pelo menos uma das partes superior e inferior substancialmente no mesmo eixo vertical do centro de raio de curvatura.