(11) Número de Publicação: **PT 2265150 E**

(51) Classificação Internacional:
A47C 27/10 (2013.01) ***A47C 31/12*** (2013.01)
A61B 5/11 (2013.01) ***G01L 5/00*** (2013.01)
G01L 1/18 (2013.01)

(12) **FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO**

(22) Data de pedido: **2009.03.13**

(30) Prioridade(s): **2008.03.15 US 75937**

(43) Data de publicação do pedido: **2010.12.29**

(45) Data e BPI da concessão: **2013.01.16**
070/2013

(73) Titular(es):
STRYKER COROPORATION
2825 AIRVIEW BOULEVARD KALAMAZOO, MI 49OO2 US

(72) Inventor(es):
GEOFFREY L. TAYLOR CA

(74) Mandatário:
MANUEL GOMES MONIZ PEREIRA
RUA DOS BACALHOEIROS, Nº 4 1100-070 LISBOA PT

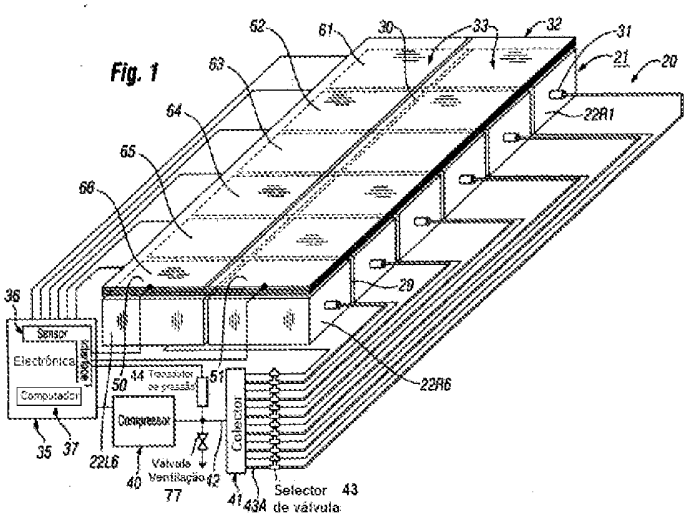
(54) Epígrafe: **MÉTODO DE AMORTECIMENTO ADAPTATIVO E DISPOSITIVO PARA MINIMIZAR CONCENTRAÇÕES DE FORÇAS NUM CORPO HUMANO**

(57) Resumo:
UM MÉTODO E DISPOSITIVO DE AMORTECIMENTO ADAPTATIVO (20), PARA MINIMIZAR AS FORÇAS DE PARTES DO CORPO DE UMA PESSOA NUMA CADEIRA OU CAMA INCLUI UMA ALMOFADA DE SOBREPOSIÇÃO (21) TENDO UMA PLURALIDADE DE CÉLULAS INDIVIDUAIS DE BOLSA DE AR (22), CADA UMA TENDO NELA UMA NOVO SENSOR DE FORÇA PIEZORESISTIVO ESTIRÁVEL (33), E UM SISTEMA DE CONTROLO ELECTRO-PNEUMÁTICO (20A) PARA INSUFLAR E DESINSUFLAR CÉLULAS INDIVIDUAIS PARA PRESSÕES MEDIDAS POR UM TRANSDUTOR (44). AS CONCENTRAÇÕES DE FORÇA DETECTADAS PELOS SENSORES DE FORÇA SÃO MINIMIZADAS UTILIZANDO UM NOVO ALGORITMO, VARIANDO A PRESSÃO DE ENCHIMENTO NUMA PRIMEIRA CÉLULA ENQUANTO MEDE A SOMA DAS FORÇAS EXERCIDAS SOBRE TODAS AS CÉLULAS, REPRESSURIZAR A PRIMEIRA CÉLULA PARA AQUELA PRESSÃO PARA O QUAL UMA FORÇA TOTAL MÍNIMA FOI OBTIDA, REPETINDO CICLICAMENTE A VARIAÇÃO DA PRESSÃO E REINSUFLAGEM PARA UM MÍNIMO DE PRESSÃO DE FORÇA OBTIDA PARA CADA UMA DAS RESTANTES CÉLULAS E REPETIR A SEQUÊNCIA PARA TODAS AS CÉLULAS ATÉ QUE AS VARIAÇÕES DE FORÇA SÃO MINIMIZADOS ABAIXO DE UM VALOR LIMIAR PREDETERMINADO.

RESUMO

MÉTODO DE AMORTECIMENTO ADAPTATIVO E DISPOSITIVO PARA MINIMIZAR CONCENTRAÇÕES DE FORÇAS NUM CORPO HUMANO

Um método e dispositivo de amortecimento adaptativo (20), para minimizar as forças de partes do corpo de uma pessoa numa cadeira ou cama inclui uma almofada de sobreposição (21) tendo uma pluralidade de células individuais de bolsa de ar (22), cada uma tendo nela uma novo sensor de força piezoresistivo estirável (33), e um sistema de controlo electro-pneumático (20A) para insuflar e desinsuflar células individuais para pressões medidas por um transdutor (44). As concentrações de força detectadas pelos sensores de força são minimizadas utilizando um novo algoritmo, variando a pressão de enchimento numa primeira célula enquanto mede a soma das forças exercidas sobre todas as células, repressurizar a primeira célula para aquela pressão para o qual uma força total mínima foi obtida, repetindo ciclicamente a variação da pressão e re-insuflagem para um mínimo de pressão de força obtida para cada uma das restantes células e repetir a sequência para todas as células até que as variações de força são minimizados abaixo de um valor limiar predeterminado.



DESCRIÇÃO

MÉTODO DE AMORTECIMENTO ADAPTATIVO E DISPOSITIVO PARA MINIMIZAR CONCENTRAÇÕES DE FORÇAS NUM CORPO HUMANO

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

A. Campo da Invenção

A presente invenção refere-se a métodos, artigos e dispositivos para sustentar confortavelmente um corpo humano sentado ou reclinado. Mais particularmente, a invenção refere-se a um método e um dispositivo para minimizar a concentração de forças sobre as partes do corpo apoiadas utilizando uma almofada adaptativa com umum conjunto de células de bolsa de ar que são dinamicamente pressurizadas em resposta a medições das forças do corpo exercidas sobre os sensores que se sobrepões às células.

B. Descrição da Técnica Anterior

Quando um corpo humano é suportado por um objecto, tal como uma cadeira ou da cama, as forças normais e de cisalhamento produzidas em reacção ao peso do indivíduo, são transmitidas a partir da superfície de suporte através da pele, tecido adiposo, músculos, etc., ao esqueleto. As forças exercidas sobre as partes do corpo por superfícies de apoio, que são iguais e opostas às forças de peso corporal, podem, em alguns casos, provocar danos aos tecidos. As forças sobre as partes do corpo podem comprimir vasos sanguíneos internos e ocluir os nutrientes a partir do tecido, o produto da magnitude e duração destas forças que determinam se os danos nos tecidos ou morbidade ocorrerão. Pressão elevada, por si só, geralmente não é suficiente para afectar prejudicialmente o

tecido. Mergulhadores de grande profundidade, por exemplo, são sujeitos a elevadas forças normais mas uniformemente distribuídas e não sofrem danos nos tecidos. Se, no entanto, existir um gradiente externo de pressão suficientemente grande sobre uma parte do corpo, resultante, por exemplo, de uma área de baixa pressão adjacente a uma área de alta pressão, fluidos corporais internos podem migrar para a área de baixa pressão. As forças tangenciais ou de cisalhamento exercidas externamente sobre uma parte do corpo podem também colapsar vasos sanguíneos internos e capilares internos, distorcendo-os ao longo dos seus eixos longitudinais. É, portanto, extremamente importante estar para que o gradiente de força de superfície (gradiente de pressão) e a força de cisalhamento externamente aplicada exercida sobre o tecido, porque é a combinação destes factores que levam à tensão do tecido e subsequente morte dos tecidos. Assim, mesmo um corte externo relativamente pequeno e as forças normais, que podem ser independentes uma da outra, podem combinar para produzir tensões de cisalhamento prejudicialmente grandes no tecido interno. As áreas do corpo humano, que estão mais em risco de desenvolver danos nos tecidos, tais como uma ferida de pressão são: calcanhares, tuberosidades isquiáticas, trocanter maior, occipital e sacro.

Há disponível uma variedade de sensores de pressão/força, sensores de cisalhamento e conjuntos de sensores que são utilizáveis para a medição de forças de corte e normais exercidas sobre os tecidos humanos. Por exemplo, o presente inventor da Patente dos EUA. No. 5,7(51),973, 5 de Novembro de 1996, Multi-Directional Piezoresistive Shear And Normal Force Sensors For Hospital Mattresses And Seat Cushions descreve sensores finos e planos para medir as forças de reacção exercidas por colchões ou almofadas de cadeira no

corpo do um paciente deitado ou sentado. Uma forma de realização da invenção descrita na especificação da patente '973 inclui um sensor constituído por um conjunto bi-dimensional de almofadas de elementos isolados de sensores, cada um consistindo numa camada fina e plana formada por uma matriz polímerica elastomérica não-condutora cheia com partículas condutoras de electricidade. Uma matriz de elementos condutores superiores e inferiores em contacto eléctrico com os lados superiores e inferiores de cada almofada sensor permite medições separadas para serem feitas da resistência eléctrica de cada almofada. A pressão exercida sobre cada almofada, por exemplo, em resposta à força normal exercida sobre a matriz de sensor por o corpo de uma pessoa, reduz a espessura do sensor da almofada, e, portanto, a sua resistência eléctrica por um efeito piezoresistivo de massa ou volume.

O inventor da presente invenção também descreve um novo método e dispositivo para medir as pressões exercidas sobre pés humanos ou cascos dos cavalos na Patente dos EUA No. 6,216,5(45), 17 de Abril de 2001, Piezoresistive Foot Pressure Measurement. O novo dispositivo descrito no '5(45) da patente inclui uma conjunto rectangular de elementos de sensor de força piezoresistivo encapsulado num pacote de polímero fino, flexível. Cada elemento sensor inclui um tecido de malha de polímero impregnado com partículas condutoras suspensas numa matriz elastomérica, tais como borracha de silicone. A camada de malha piezoresistiva está ensanduichada entre uma matriz de laminações de tiras condutoras de linha e coluna, de preferência, feitas de uma malha de náilon impregnada com circuitos metálicos impressos. Cada região de material piezorresistivo ensanduichado entre uma linha condutora e coluna condutora compreende uma força

normal, individualmente endereçável ou sensor de pressão num conjunto rectangular de sensores, a resistência que varia inversamente de uma forma pré-determinada como função da pressão exercida sobre os sensores e, assim, permitindo a distribuição de força ou pressão exercida por um objeto em contacto com o conjunto a ser mapeado.

Na Patente dos EUA No. 6,543,299, 8 de Abril de 2003, Pressure Measurement Sensor With Piezoresistive Thread Lattice, o presente inventor revelou um conjunto de sensor transdutor de medição de forças e pressões exercidas sobre uma superfície, incluindo um conjunto de um tipo de tecido, treliça bidimensional de força física ou de elementos transdutores sensores de pressão que compreendem regiões de intercepção de pares de fios flexíveis alongadas, cada uma é constituída por um núcleo de fio electricamente condutor coberto por uma camada de material piezoresistivo que tem uma resistividade eléctrica que varia inversamente com a pressão exercida sobre o material.

Na Patente dos EUA No. 7,201,063, de 10 de Abril de 2007, Normal Force Gradient/Shear Force Sensors And Method Of Measuring Internal Biological Tissue Stress o presente inventor descreve um dispositivo sensor de força gradiente/cisalhamento de força normal e método para medição de tensões internas em tecidos de uma pessoa suportada por uma cadeira ou uma cama. O dispositivo inclui um conjunto de matrizes planas de sensores de força periféricas normais radialmente espaçados a partir de sensores de força de cisalhamento centrais, cada um incluindo um disco electricamente condutor localizado numa abertura circular rodeada por eléctrodos espaçados de modo circular. O disco e os eléctrodos estão localizados entre as folhas de cobertura

superior e inferior feitos de um material elástico, tal como poliuretano, uma folha de cobertura a ser aderida ao disco e a outras folhas a serem aderidas a uma folha de suporte para os eléctrodos. O movimento entre as folhas de cobertura em resposta às forças de cisalhamento exercidas sobre o conjunto faz com que o disco pressione mais ou menos aperto contra os eléctrodos, variando assim a condutância eléctrica entre o disco e os eléctrodos proporcionalmente à magnitude e direcção da força de cisalhamento. Cada sensor de força normal inclui uma película electricamente condutora pressionada entre os condutores de linha e de coluna. As medições de valores de condutância de pares de sensores, os quais variam proporcionalmente em relação às forças normais exercidas sobre o sensor, são usados para calcular um vector gradiente de forças normais exercidas por uma parte do corpo sobre a o conjunto de sensores, que é combinada com os vectores de força de cisalhamento num algoritmo para calcular as forças de cisalhamento de reação internas, por exemplo, a carne perto de uma proeminência óssea.

O primeiro grupo das patentes do presente inventor, identificadas acima descrevem conjuntos e sensores de força normal e de cisalhamento e que são úteis na produção de mapas das forças normais e de cisalhamento exercidas em pontos discretos sobre uma superfície, como uma parte do corpo humano, por um objecto, tal como o superfície de uma cadeira ou de uma cama. A última das patentes do presente inventor identificou acima, um meio eficaz para a medição de forças de corte e tensões no tecido humano, que está localizado a uma certa distância abaixo da superfície da pele.

Na Patente dos EUA No. 6,721,9 (80), Force Optimization Surface Apparatus And Method, o presente inventor e co-

inventores descrevem um dispositivo que inclui um colchão que inclui uma pluralidade de bolsas de ar em forma de salsicha dispostas lateralmente, cada qual tendo um sensor de força individual. O dispositivo inclui um mecanismo para insuflar individualmente cada uma das bolsas de ar, controlo da pressão em cada bolsa de ar individualmente, enquanto a pessoa se encontra deitada no colchão a monitorização da força exercida sobre a bolsa de ar em particular, ajustando a pressão da referida bolsa de ar individual de modo a minimizar a força exercida pela referida bolsa de ar em particular sobre o corpo da pessoa, e, por sua vez, repetindo os passos anteriores para cada célula da bolsa de ar.

O método descrito na Patente dos EUA N° 6,721,9(80) de medição de força exercida pelo corpo de uma pessoa sobre uma única célula de bolsa de ar individual durante o ajuste da pressão de enchimento em que a célula pode ser adequada para os sistemas de bolsas de ar individuais, e para aquelas condições no qual o corpo de um paciente suportado livremente em conformidade com a superfície de apoio. No entanto, para os casos mais frequentemente encontrados, em que porções do corpo de um paciente são escarranchadas entre e suportados pelas células da bolsa de ar adjacentes, a força medida numa bolsa de ar em particular, cuja pressão de ar é ajustada, pode ser mínima para uma determinada pressão de enchimento. Mas a pressão que pode minimizar a força exercida sobre uma célula particular de bolsa de ar não irá, em geral, ser a pressão ideal para as concentrações de força total mínimas sobre o corpo de uma pessoa. Isto porque, enquanto a força exercida sobre uma particular célula de bolsa de ar pode ser minimizado, as forças exercidas sobre as células da bolsa de ar adjacentes à célula de bolsa de ar em que a pressão é variável pode ser substancialmente aumentada devido ao peso

da carga que é deslocado para as células adjacentes. Um dispositivo de suporte de corpo com controlo de pressão automática é descrito na WO2005/104904 A1.

Uma limitação semelhante dos métodos da técnica anterior e dispositivos ocorre quando uma parte do corpo de um paciente é suportada de um modo encastrado a partir de uma ou mais células de bolsa de ar adjacentes, enquanto a pressão é variada, em especial numa célula de bolsa de ar. Mais uma vez, neste caso, as forças de carga são transferidas para as células de bolsa de ar adjacentes. Por conseguinte, seria desejável proporcionar um método e um dispositivo que tivesse em conta todas as forças exercidas sobre todas as células de bolsa de ar enquanto se altera a pressão em qualquer célula individual. A presente invenção foi concebida para proporcionar um método e um dispositivo para minimizar a concentração de forças do corpo em partes de um corpo humano suportadas por uma almofada de cadeira ou de cama, a qual inclui a medição das forças exercidas sobre as partes do corpo.

OBJECTOS DA INVENÇÃO

Um objecto da presente invenção é o de proporcionar um método e um dispositivo adaptativo de amortecimento para minimizar as forças de reacção exercidas por uma cadeira, cama ou um qualquer outro sobre outras partes do corpo de uma pessoa deitada ou sentada sobre o objecto.

Outro objecto da presente invenção é o de proporcionar um método e um dispositivo de almofada adaptativo que inclui uma almofada de sobreposição para a colocação sobre um colchão de cama ou uma cadeira, a almofada incluindo um conjunto de

células de bolsa de ar individualmente pressurizáveis e um conjunto de transdutores de sensor de força de superfície, que inclui um sensor individual verticalmente alinhado com cada célula da bolsa de ar, e um sistema de controlo electrónico que recebe sinais de sensores de força e pressões dinamicamente variáveis de insuflagem aplicadas às células individuais da bolsa de ar para insuflar ou desinsuflar as células individuais para pressões calculadas através de um algoritmo de sistema de controlo para minimizar as concentrações de força, sobre as partes de um corpo suportadas pela almofada.

Outro objecto da invenção é o de proporcionar transdutores de força de superfície elásticos, que são conformados para protuberâncias de um corpo humano.

Outro objecto da presente invenção é o de proporcionar sensores de força de superfície elástica, que têm uma função de transferência de corrente versus tensão semelhante ao díodo assimétrica.

Outro objecto da invenção consiste em proporcionar um conjunto de matrizes de transdutores sensores de força de superfície elástica, que têm funções de transferência de corrente versus tensão não-bilaterais, minimizando assim as ambiguidades diafónicas que ocorrem durante endereçamento X-Y de sensores individuais para mapear as forças exercidas sobre o conjunto.

Vários outros objectos e vantagens da presente invenção, e as suas características mais recentes, tornar-se-ão evidentes para os peritos na técnica seguindo a descrição, desenhos e reivindicações anexos.

É para ser entendido que, embora a invenção aqui descrita é totalmente capaz de atingir os objectivos e proporcionar as vantagens descritas, as características da invenção aqui descritas são meramente ilustrativas das formas de realização. Assim, não é pretendido que o âmbito dos meus direitos e privilégios exclusivos na invenção sejam limitados aos detalhes das formas de realização descritas. É pretendido que equivalentes, adaptações e modificações da invenção razoavelmente inferida a partir da descrição aqui contida sejam incluídas dentro do âmbito da invenção tal como definido pelas reivindicações anexas.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

Resumidamente, a presente invenção compreende um dispositivo de acordo com a reivindicação 1.

Numa forma de realização típica de almofada adaptativa para uso na cama, as células de bolsa de ar podem ser dispostas numa grelha rectangular 6x2 X-Y dividindo assim a almofada em colunas, direita e esquerda cada qual tendo 6 zonas espaçadas longitudinalmente ao longo da direcção cabeça para os pés da cama.

O dispositivo de almofada adaptativa de acordo com a presente invenção também inclui um conjunto plano elástico flexível de transdutores sensores de força de nova construção, que está de preferência posicionado na superfície superior da almofada, o conjunto tem pelo menos um sensor em alinhamento vertical com cada um das células da bolsa de ar da almofada.
O conjunto sensor de acordo com a presente invenção inclui condutores de coluna e linha de tecido elástico e que foram ensanduichados entre as superfícies condutoras voltadas para

dentro dos mesmos, uma folha de tecido elástico revestido com um material piezoresistivo. Assim construído, o conjunto de sensores plano é elasticamente deformável em resposta às forças exercidas sobre o conjunto, do peso de um corpo humano apoiado sobre a superfície superior do conjunto de sensores que cobre as células de bolsa de ar. De preferência, o conjunto de sensores é colocado sobre as superfícies superiores das células de bolsa de ar e mantido nessa posição por uma folha de contorno impermeável de ajuste à forma. As matrizes de tecido para os dois condutores de linha e de coluna, bem como a camada central piezoresistiva, são todos feitos de um material que é deformável elasticamente em qualquer direcção dentro do plano do material. Numa forma de realização preferida, as matrizes de tecidos ou a folha condutora de linha e folha condutora de coluna são revestidas por uma camada de base de cobre e um revestimento de cobertura de níquel. A folha central piezoresistiva consiste numa matriz de tecido sintético, revestida com revestimento piezoresistivo. O conjunto de sensores também tem uma folha de cobertura superior, que é feita de um tecido tal como Lycra, que tem uma característica de alongamento nos dois sentidos, isto é, é elasticamente esticável em sentidos ortogonais.

Um dispositivo de amortecimento adaptativo de acordo com a presente invenção inclui um controlador electro-pneumático, que é eficaz em alternadamente pressurizar e ventilar as células de bolsa de ar individuais para pressões controladas, no que diz respeito às forças exercidas por um corpo humano em sensores individuais alinhados com as células de bolsa de ar. O controlador electro-pneumático inclui um sistema de controlo electrónico para a aplicação de uma tensão ou corrente individual para cada sensor de força e de medição da

corrente ou tensão resultante, para assim se determinar a resistência eléctrica do sensor, que é inversamente proporcional à força ou a pressão exercida no sensor, por, por exemplo, uma pessoa sentada ou deitada na almofada coberta pelo conjunto de sensores.

O sistema de controlo electrónico inclui ainda um computador que recebe como entradas sinais eléctricos a partir de sensores individuais representativos da sua resistência, e, por conseguinte, as forças e pressões exercidas sobre a superfície superior de cada sensor.

O dispositivo de minimização da força no corpo de acordo com a presente invenção também inclui um sistema pneumático que tem uma fonte de ar pressurizada, tal como um compressor, para a introdução de ar comprimido através de um colector de entrada e válvulas selectoras de entrada, individualmente controláveis para cada célula de bolsa de ar individual. O dispositivo também inclui um transdutor de pressão de ar para controlar a pressão do ar no interior de uma célula seleccionada, e saída para o computador de um sinal eléctrico representativo da pressão medida.

Cada válvula de entrada de célula de bolsa de ar é operável electricamente e tem uma primeira posição aberta em que o ar a partir de uma porta de saída do colector é conduzido a uma célula de bolsa de ar seleccionada para insuflar uma pressão ajustada desejada, e uma segunda posição fechada eficaz na manutenção de uma pressão ajustada desejada dentro da célula.

O sistema pneumático inclui ainda uma válvula de ventilação acoplada à porta de entrada do colector. Com a válvula de ventilação e um valor seleccionado de célula de bolsa de ar

numa segunda posição aberta, o ar pressurizado a partir de uma célula seleccionada de bolsa de ar é ventilado para a atmosfera através de uma saída de escape da válvula de ventilação para reduzir a pressão na célula individual de bolsa de ar para um valor baixo controlável. Cada válvula está electricamente ligada a uma porta de controlo de saída do computador, e operativamente controlável por sinais na porta de controlo de saída.

A presente invenção também inclui um método para controlar electronicamente a operação do dispositivo de minimização de força no corpo. O método inclui um algoritmo implementado no sistema de controlo de computador. Esse algoritmo recebe como entradas as medições de força a partir de células de bolsa de ar individuais, e gera sinais de comando que, individualmente ajustam a pressão do ar em cada célula da bolsa de ar para valores que são eficazes na redução de concentrações de forças sobre as partes do corpo suportados pela almofada.

De acordo com o algoritmo, cada uma das células de bolsa de ar é insuflada para pressões de valores superiores ajustados, o que pode ser o mesmo ou diferente para diferentes células, antes de uma pessoa deitada ou sentada na almofada. Em seguida, a pessoa que está posicionada na almofada, as forças exercidas pelo corpo da pessoa em cada sensor são inicialmente monitorizadas pela medição controlada por computador da resistência eléctrica de cada sensor de força. Uma primeira célula de bolsa de ar de "zona-um" é então desinsuflada sob o controlo do computador para a pressão de valor inferior predeterminado. Embora a zona um possa corresponder a qualquer célula de bolsa de ar individual, tais como o valor da célula do canto superior esquerdo em 6 linhas por 2 coluna de células de ar para uso numa cama, um

modo preferido de operação é escolher como zona um a célula cuja força mais elevada do corpo foi medida durante o processo de monitorização inicial.

Durante a etapa de esvaziamento da primeira célula de bolsa de ar de zona um, o qual é feito de um modo progressivo numa variação lenta as forças exercidas sobre cada uma das células, incluindo a célula de zona um, são medidas, e a soma e, opcionalmente, a média dessas forças, calculadas pelo computador. No final da etapa de desinsuflação progressiva no sentido descendente, a pressão de ar correspondente à soma mais baixa e a média de todas as leituras do sensor de força são anotadas. A célula de zona um é então re-insuflada de modo a que essa pressão de acordo com a soma mais baixa e as leituras do sensor de força média, para completar o ciclo de zona um.

O ciclo de pressão progressiva, descrito acima para a primeira zona, ou seja, a zona-um, repete-se, por sua vez, para cada zona remanescente da almofada de ar de células de bolsa de ar. De preferência, a sequência de zona de desinsuflagem, ciclos de elevação de pressão de re-insuflagem correspondem a sucessivas concentrações de força menores. Por outras palavras, uma zona um é escolhida como sendo a zona em que a força máxima de superfície corporal foi medida, e a zona dois que corresponde a essa zona tendo a segunda maior medição de força do corpo, etc.

Após o ciclo progressivo de pressão ter sido concluído para cada uma das zonas da almofada adaptativa, as etapas são repetidas para todas as zonas, mas utilizando um intervalo de pressões reduzido, isto é, menores valores de pressões superiores e pressões de valores mais elevados inferiores. A

sequência é então repetida mais uma vez até os valores, sucessivamente menores em medições de força, caírem abaixo de um nível limiar predeterminado, a determinada altura em que a operação cíclica do sistema regressa a um estado passivo.

No estado passivo, o computador monitoriza cada uma das saídas do sensor de força. A restauração do sistema de controlo para a operação cíclica activa é iniciada por uma alteração significativa de qualquer medição de força acima de um limiar predeterminado, em resposta, por exemplo, aos movimentos dos pacientes.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

A Figura 1 é uma vista em perspectiva parcialmente em diagrama de um dispositivo de amortecimento de suporte do corpo com a minimização da concentração de forças adaptativas no corpo de acordo com a presente intenção.

A Figura 2A é uma vista em perspectiva fragmentária superior do dispositivo da Figura 1, que mostra um revestimento do conjunto de sensores do dispositivo removido de uma almofada de sobreposição de colchão do dispositivo, para assim revelar as células individuais de bolsa de ar do colchão.

A Figura 2B é uma vista parcial da cobertura do colchão da Figura 2A, mostrando uma célula de ar individual destes.

A Figura 3 é uma vista em alçado lateral esquemático do dispositivo das Figuras 1 e 2, que mostra algumas das suas células da bolsa de ar desinsufladas para reduzir as forças exercidas sobre as partes de suporte de um corpo humano suportado pelo revestimento do colchão.

A Figura 4 é uma vista seccional vertical do colchão da Figura 2, obtida na direcção da linha 4-4.

A Figura 5 é uma vista em perspectiva fragmentária explodida do colchão da Figura 1, que mostra os elementos de uma disposição de um sensor de força.

A Figura 6 é uma vista diagramática mostrando a relação preferida entre as dimensões das células de bolsa de ar adjacentes e da largura de uma tira de isolamento entre os condutores dos sensores nas células.

A Figura 7 é um diagrama de resistência elétrica vs força normal para os sensores da Figura 5.

A Figura 8 é uma vista parcialmente esquemática de uma modificação preferida de elementos de sensor do conjunto da Figura 1, que inclui uma junção de díodo.

A Figura 9 é um diagrama da corrente versus tensão (IV) dos elementos do sensor da Figura 8.

A Figura 10A é um diagrama esquemático que mostra uma matriz de seis linhas por duas colunas dos sensores da Figura 5.

A Figura 10B é uma vista semelhante à da figura 10A, mas mostrando sensores modificados para incluir uma junção de díodo.

A Figura 11 é um diagrama de blocos dos elementos de controlador electro-pneumático do dispositivo da Figura 1.

A Figura 12 é uma vista em perspectiva simplificada do controlador electro-pneumático da Figura 11.

A Figura 13 é um fluxograma que mostra o funcionamento do dispositivo da Figura 1.

DESCRIÇÃO DAS FORMAS DE REALIZAÇÃO PREFERIDAS

As Figuras 1-13 ilustram vários aspectos de um método e um dispositivo para minimizar a concentração de forças num corpo humano através de um amortecimento adaptativo de acordo com a presente invenção. A forma de realização exemplificativa da presente invenção representada nas Figuras 1 e 3, inclui uma almofada adaptativa, que é de um tamanho e forma adequados para uso numa cama padrão ou de hospital. No entanto, como será evidente a partir da descrição que se segue do exemplo de forma de realização, o tamanho e forma da almofada adaptativa pode ser variado para se adequar a aplicações diferentes, tais como para usar numa cadeira fixa ou cadeira de rodas.

Fazendo em primeiro lugar referência às Figuras 1 e 2A, um dispositivo de amortecimento adaptativo (20) para as concentrações mínimas de força sobre o corpo de um corpo de uma pessoa deitada numa cama pode ser visto incluindo um invólucro de almofada rectangular longitudinalmente alongado (21). A almofada (21) tem um tamanho e forma adequados para se ajustar conformemente a uma cama de hospital de tamanho padrão. Assim, um exemplo de forma de realização da almofada (21) tinha uma forma rectangular lateralmente alongada, com um comprimento de cerca de 6 pés, uma largura de cerca de 3 pés, e uma espessura de cerca de 4 polegadas.

Como mostrado na Figura 1 e 2A, a almofada sobreposta no colchão (21) é construída como um conjunto de seis linhas por duas colunas rectangulares 12 células de bolsa de ar insufláveis individuais (22). Cada célula de bolsa de ar (22) tem uma forma rectangular lateralmente alongada, com um comprimento de cerca de 18 polegadas, uma profundidade de cerca de 17 polegadas, e uma espessura de cerca de 4 polegadas. Como mostrado nas Figuras 1 e 2, as bolsas de ar

(22) estão dispostas em colunas, esquerda e direita, tendo cada qual 6 bolsas de ar longitudinalmente espaçadas, dispostas lateralmente, lateralmente alongadas. Como mostrado nas Figuras 2B e 4, cada célula de bolsa de ar tem um painel base plano (23), painéis de extremidade de direita e de esquerda (24), (25), painéis dianteiro e traseiro da cabeça e dedo do pé ou (26), (27), e um painel superior (28). As bolsas de ar (22) são de preferência feitas de uma folha fina de um material elastomérico de preferência flexível, tal como borracha de neopreno ou de poliuretano, com uma espessura de cerca de 0,014 polegadas.

Os seis painéis de cada célula da bolsa de ar (22) são unidos nas extremidades de maneira estanque, para formar um corpo hermeticamente fechado, que tem um espaço interior oco (22A). Opcionalmente, cada célula da bolsa de ar (22) pode ser fabricada a partir de uma pré-forma tubular, em que cada painel de extremidade está unido às extremidades transversais opostas da pré-forma tubular. Em qualquer forma de realização, os painéis adjacentes de uma célula de bolsa de ar individual são unidos por um método apropriado, tal como ligação ultra-sónica, soldadura RF ou ligação adesiva.

O número, o tamanho, a forma, o posicionamento relativo e espaçamento de células de bolsa de ar (22) da almofada de sobreposição no colchão (21), não se crê ser crítica. No entanto, acredita-se ser preferível providenciar uma sobreposição do colchão (21) em colunas esquerda e direita de forma simétrica, cada qual tendo pelo menos cinco e de preferência seis zonas longitudinais correspondentes à maior curvatura de uma secção mediana disposta longitudinalmente de um corpo humano típico. Assim, como mostrado nas Figuras 1, 2A e 3, a almofada de sobreposição de colchão (21) tem uma coluna esquerda de seis células de bolsa de ar (22L1) -

(22L6), e uma coluna do lado direito de seis células (21 R1)-(21R6).

Como mostrado nas Figuras 1 e 4, as bolsas de ar (22) são empilhadas em conjunto, tanto na frente e na traseira e no lado pelas direcções lateral, com os espaçamentos longitudinais e laterais mínimos (29), (30), respectivamente, que são, de preferência muito pequenos de modo que as células da bolsa de ar adjacentes fisicamente contactem entre si.

Tal como indicado nas Figuras 1, 2A e 2B, cada célula da bolsa de ar (22) está munida de uma porta de entrada de ar tubular 31 que se projecta através de uma parede lateral, por exemplo, uma parede lateral esquerda ou direita (24) ou (25), e comunica com um espaço interior oco (22A) no interior da bolsa de ar. O ar admitido ou expelido a partir do espaço interior oco (22A) através da porta (31) de uma célula de bolsa de ar (22) permite à célula ser insuflada ou desinsuflada a uma pressão seleccionada.

Embora a forma de cada célula de bolsa de ar (22) da almofada (21), mostrada nas Figuras 1 e 2 seja a de um bloco rectangular, ou paralelepípedo, as células da bolsa de ar podem, opcionalmente, ter diferentes formas, tais como hemisférios convexos salientes para cima a partir da base da almofada. Além disso, um conjunto de células de bolsa de ar (22) da almofada (21) pode ser parte de uma estrutura unitária com um painel de base comum (23), que tem corpos insufláveis ocos ou hemisféricos, blocos de forma rectangular individuais ou outras formas salientes para cima a partir do painel de base comum unitário.
Se as células de bolsa de ar individuais (22) forem corpos separados ou porções em forma de concha insufláveis

superiores porções salientes para cima a partir de uma base comum, tubos de porta de expelição/entrada de ar (31) de cada célula de bolsa de ar (22), ou células de bolsas de ar seleccionadas (22), podem estar localizadas no painel de base (23) da célula e saliente para baixo a partir da célula, em vez de estar localizado numa parede lateral e salientes lateralmente para o exterior, como se mostra nas Figuras 1 e 2A.

Como mostrado nas Figuras 1, 4 e 5, o dispositivo de minimização de força no corpo (20) inclui um conjunto de sensores de força (32) que tem uma matriz de sensores de força individuais (33), com pelo menos um sensor posicionado na superfície superior (28) de cada célula da bolsa de ar (22). Como será explicado em detalhe abaixo, cada sensor de força (33) compreende um transdutor sensível à força, que tem uma resistência eléctrica que varia inversamente com a magnitude de uma normal, ou seja, força perpendicular exercida sobre o sensor por um objecto, tal como o corpo de uma pessoa suportado por almofada de sobreposição (21). Numa forma de realização preferida, a matriz do sensor de força (32) é mantida em posição sobre as superfícies superiores das células da bolsa de ar (22) por uma folha de tecido de contorno anatómico impermeável (21A) que se encaixa firmemente e é removível da almofada (21), como mostrado na Figura 3.

Referindo-se à Figura 1, pode ser visto que o dispositivo de minimização da força no corpo (20) inclui um módulo de controlo electrónico (35). Como será explicado em detalhe a seguir, o módulo de controlo electrónico (35) inclui um circuito de interface sensor (36) para a interligação eléctrica aos sensores (33). O módulo de controlo electrónico

(35) também inclui um computador (37), que está interligado com o circuito de sensor de interface (36). Computador (37) é programado para receber sinais de entrada a partir de um circuito de interface de sensor (36), medir a resistência de sensores individuais (33) e daí calcular a magnitude das forças exercidas sobre cada sensor, fazer cálculos com base nas medições de força e emissão de sinais de comando para controlar a pressão nas células de bolsa de ar individuais (22), que são calculadas utilizando um algoritmo para minimizar as concentrações de força sobre as células.

Numa forma de realização preferida do dispositivo (20), a medição da resistência de cada sensor (33) é facilitada pela disposição dos sensores para um conjunto de matriz de linhas e colunas. Com esta disposição, as resistências individuais de um conjunto 32 de 6 X 2 dos sensores (33) podem ser medidas utilizando 6 linhas condutoras de interface e duas colunas condutores de interface (50), (51), como mostrado na Figura 1.

Para evitar a diafonia entre as medições dos sensores individuais (33), a disposição de endereçamento de linha-coluna acima mencionada exige que cada sensor tenha características de corrente versus tensão assimétricas não-bilaterais, por exemplo, uma característica de impedância semelhante a díodo. Como será descrito em detalhe abaixo, a presente invenção inclui um novo sensor com a característica necessária de semelhança a díodo. Em alternativa, utilizando-se sensores de força (33) que não têm características semelhantes a díodo, o conjunto de sensores de força (32) pode ser dividido em 12 sensores rectangulares diferentes (33), cada uma electricamente isolados um do outro, com um

par separados de condutores de interface ligado a eléctrodos superior e inferior de cada sensor.

Como mostrado na Figura 1, o dispositivo de minimização da força no corpo (20) inclui uma bomba de ar ou compressor (40) para fornecer ar pressurizado à porta de entrada (42) de um colector de válvula de selecção (41). O colector de válvula de selecção (41) tem 12 portas de saída (43A), cada qual, ligada através de uma válvula (43) a uma porta de ar de entrada da célula bolsa de ar (31). Como será explicado em detalhe abaixo, o compressor (40), o colector de válvulas selectoras (41) e as válvulas (43) estão operativamente interligadas ao computador (37) e a um transdutor de medição da pressão de ar (44). O transdutor de pressão (44) gera um sinal eléctrico proporcional à pressão, a qual é fornecida ao computador (37).

Este modo permite que a pressão de insuflagem de cada célula da bolsa de ar (22) seja medida individualmente e de modo variado sob o controlo do computador (37).

As Figuras 2A, 4 e 5 ilustram os detalhes da construção do conjunto de sensores de força (32). Como se mostra nessas figuras, conjunto de sensores (32) inclui uma folha de cobertura superior (45) feita de um material flexível e elasticamente extensível. Num exemplo de forma de realização do conjunto de sensores (32) fabricado pelo presente inventor, a folha de cobertura (45) foi feita de material semelhante a Lycra "estiramento em dois sentidos", que tinha uma espessura de cerca de 0,010 polegadas e uma contagem de fios de cerca de 88 fios por polegada. o material tinha o nome comercial Platinum Millglass, Style No. (24) 7579,

obtido a partir da Milliken & Company, PO Box 1926, Spartanburg, SC 29304.

Com referência às Figuras 4 e 5, o conjunto de sensor (32) inclui uma folha superior condutora de coluna (46) que é fixada à superfície inferior da folha de cobertura flexível superior (45), através de tiras adesivas flexíveis feitas da fita 950 de transferência 3M, ou um adesivo flexível, tal como o adesivo de látex da Lepage. A folha condutora de coluna (46) é feita de uma folha matriz de tecido de malha composta por 92% de náilon e 8% de fibras Dorlastan, que conferem à folha flexibilidade, elasticidade de estiramento em dois sentidos. A folha de matriz de tecido de folha condutora (46) é revestida com um químico de revestimento à base de cobre, seguida por um revestimento exterior de níquel. Os revestimentos metálicos impregnam completamente as superfícies das fibras adjacentes para interstícios do tecido de malha, bem como as superfícies superior e inferior (47), (48) da folha condutora (46), formando assim circuitos electricamente condutores entre as superfícies superior e inferior (47) e (48). O presente inventor verificou que um tecido condutor adequado para a folha condutora do condutor é a marca Woven Silver, Catalogo #A251 disponibilizado pela empresa Lessemb, 809 Madison Avenue, Albany, NY 12208, EUA.

Num exemplo de forma de realização de conjunto de sensores (32), a folha superior condutora (46) foi fabricada pela Woven Silver, Catalog #A151 materiais descritos acima. A resistividade de superfície das superfícies superior e inferior (47), (48) desse material era de cerca de 1 ohm por metro quadrado ou menos, e a resistência de inter-camada entre as superfícies superior e inferior (47), (48) foi de cerca de 50 ohms por quadrado.

Numa forma de realização preferida do conjunto de sensores (32) de acordo com o presente invento, almofadas condutoras individuais, ou linhas ou colunas condutoras, são formadas através da gravação de canais sem metal verticalmente através da folha condutora (46), a partir do topo da superfície superior condutora (47), até ao fundo da superfície inferior condutora (48). Assim, como mostrado na Figura 5, os canais estreitos dispostos longitudinalmente a direito (49) são gravados através da folha condutora de coluna superior (46). Isto resulta na formação de construção de dois eléctrodos adjacentes (50), (51) de coluna planos alongados longitudinalmente à esquerda e à direita relativamente largos. Os eléctrodos de coluna à direita e a esquerda são separados por um canal relativamente fino (49), que, isola assim electricamente os eléctrodos de colunas adjacentes umas das outras.

De acordo com a presente invenção, os canais de isolamento (49) são gravados através da folha superior condutora (46) para formar eléctrodos de coluna (50) e (51) através do seguinte novo processo.

Em primeiro lugar, para prevenir a absorção capilar e humedecimento resultante de uma aplicação de solução decapante subsequentemente aplicada à folha condutora de tecido (46), a folha é pré-processada por tratamento com uma substância hidrofóbica, tal como PTFE. O tratamento é de preferência feito por pulverização da folha de tecido condutora (46) com um aerossol contendo um material hidrofóbico, tal como PTFE. Um pulverizador de aerossol adequado é comercializado sob o nome comercial de Scotch Guard da 3M Company, St. Paul, Minnesota. Preferivelmente, as áreas da folha de tecido condutora (46) que se destinam a ter

canais de isolamento (49) formados na mesma são mascarados a partir do tratamento hidrofóbico fixando tiras de fita adesiva, que têm a forma dos canais para a folha, antes de aplicar o material hidrofóbico à folha.

Seguindo o pré-processamento de folha condutora (46) para a tornar mais hidrofóbica, as folhas de fita adesiva são firmemente aderidas a ambas superfícies superior e inferior (47), (48) da folha condutora, usando um rolo ou prensa para assegurar que não há existem espaços vazios entre a fita adesiva e as superfícies, o qual pode permitir à solução decapante de contactar as superfícies condutoras. Em seguida, as tiras de fita adesiva com a forma de canais de isolamento (49) são removidas da folha condutora. Opcionalmente, as tiras de fita adesiva para serem removidas são pré-formadas por máquinas de corte parcialmente através de grandes folhas de fita adesiva.

Depois das tiras de fita adesiva que correspondem aos canais (49) terem sido retiradas da folha condutora (46), os revestimentos de metal condutores da folha de tecido alinhados com os canais são quimicamente gravados. Um método preferido de realização de gravação química utiliza uma solução concentrada de 10 mg fosfato de amónio em 30 ml de água. A solução de fosfato de amónio é misturada com pó sólido de metilcelulose, a uma concentração de 10 por cento do pó de celulose de metilo, até que uma consistência de gel seja obtida. O gel de gravação assim formado é então cilindrado sobre as áreas das superfícies superiores e inferiores (47), (48) da folha condutora (46), através dos canais (49). Ao gel de gravação é permitido residir em canais (49) cerca de 1 hora, à temperatura ambiente, tempo durante o qual o revestimento de cobre e níquel da matriz de tecido de

folha condutora (46), está em alinhamento vertical com os canais (49), sendo completamente removido, tornando assim os canais electricamente isolantes. Este processo separa a folha condutora em eléctrodos de coluna da esquerda e da direita (50), (51), respectivamente.

O processo de gravação químico que forma o canal de isolamento (49) é completado por lavagem do gel de gravação de superfícies superior e inferior (47), (48) de folha condutora (46), seguido de remoção da fita adesiva a partir das superfícies superior e inferior.

Referindo-nos ainda à Figura 5, pode ser visto que o conjunto de sensor (32) inclui uma folha piezoresistiva fina (52) que tem sobre uma superfície superior (53), que está em contacto íntimo com as superfícies inferiores dos eléctrodos de coluna da esquerda e da direita (50), (51). A folha piezoresistiva (52) tem também uma superfície inferior (54) que está em contacto eléctrico íntimo com as superfícies superiores dos eléctrodos de linha numa folha condutora de linha inferior (56). A folha condutora de linha inferior (56) tem uma construção exactamente semelhante à da folha condutora de coluna superior (46). Assim, a folha condutora de linha inferior (56) tem superfícies condutoras superior e inferior (57), (58), e canais estreitos de isolamento lateralmente dispostos (59) que estão posicionados entre e definir eléctrodos de linha (61), (62), (63), (64), (65), (66).

A função da folha piezoresistiva (52) do conjunto de sensores (32) é, para formar um circuito condutor entre os eléctrodos de linha e coluna, por exemplo, eléctrodos de coluna do lado esquerdo (50) e os eléctrodos de linha traseira (61), e a resistência cujo percurso varia de uma forma predeterminada

como uma função da força normal exercida sobre o conjunto de sensores.

Em exemplos de formas de realização do conjunto de sensores (32), a folha piezoresistiva (52) foi feita pelo revestimento de uma folha de tecido semelhante a Lycra, fina e elástica. A folha de tecido adequado, que constitui uma matriz para o material de suporte piezoresistivo, era um tecido conhecido pelo nome comercial de Platinum, Milliken, Modelo #247579, obtido a partir do fabricante, Milliken & Company, Spartenburg, Carolina do Sul, EUA. Tal tecido tinha um teor de fibra de 69 por cento de náilon e 31 por cento de Spandex, uma contagem de cerca de 88 fios por polegada, e uma espessura de 0,010 polegadas. O material piezoresistivo usado para revestir a matriz de tecido é feita como se segue:

Uma solução de grafite, carbono em pó, pó de níquel e aglutinante acrílico são misturados em proporções, conforme necessário para se obter a resistência desejada e as propriedades piezoresistivas. Floco de níquel revestido de prata é usado para obter uma resposta de força na gama baixa força de 0 a 1 psi, a grafite é utilizada para a gama média de 1 a 5 psi e Charcoal Lamp Black é utilizado para a gama de força elevada, de 5 a 1000 psi. A seguir está uma descrição das substâncias que são constituintes do material piezoresistivo:

Floco de Níquel Revestido de Prata:

As plaquetas de aproximadamente um mícron de espessura e 5 mícrons de diâmetro.
Análise tela (-325 Malha) 95%.
Densidade Aparente 2,8.
Microtrac d50/mícrons 12-17.

Disponível na: Novamet Specialty Products Corporation, 681 Lawlins Road, Wyckoff, NJ 07481

Pó de grafite:

Grafite sintética, AC-4722T
Disponível em: Anachemia Science 4-214 DeBaets Street Winnipeg, MB R2J 3W6

Charcoal Lamp Black Powder:

Anachemia Part número AC-2155
Disponível na: Anachemia Science 4-214 DeBaets Street Winnipeg, MB R2J 3W6:

Ligante Acrílico:

Acrílico Staticide de Alto Desempenho de Acabamento de Piso
P/N 4000-1 Ph 8,4 a 9,0
Disponível em: Static Specialties Co. Ltd.
1371-4 Church Street Bohemia, New York 11716

A seguir encontram-se exemplos de misturas utilizadas para fazer materiais piezoresistivos com sensibilidades diferentes:

Exemplo I, para forças numa gama de 0 a 30 psi:

- 200 ml de ligante acrílico
- 10 ml de pó de flocos de níquel
- 10 ml em grafite em pó

- 20 ml de negro de carbono

Exemplo II para forças na gama de 0-100 psi

- 200 ml de ligante acrílico
- 5 ml de pó de flocos de níquel
- 5 ml de pó de grafite,
- 30 ml de negro de carbono

Exemplo III para as forças na gama de 0-1000psi

- 200 ml de ligante acrílico
- 1 ml de pó de floco de níquel
- 1 ml de pó de grafite
- 40 ml de negro de carbono

A matriz de tecido de folha piezoresistiva (52) está submersa na mistura de revestimento piezoresistiva. O excesso de material é enrolado e a folha é pendurada e deixada a secar ao ar.

A Figura 6 ilustra o cálculo de um espaço mínimo S entre as células de bolsa de ar (22) adjacentes, e com uma largura mínima de tira não condutora (49) entre os condutores adjacentes do conjunto de sensores (32).

Referindo-se à Figura 6, pode-se entender que tal como um paciente se afunda numa bolsa de ar não insuflada (22), a camada superior de sensor de força (33) é puxada para baixo e para longe da bolsa de ar durante o qual foi inicialmente posicionada. Se a tira não condutora (49) for demasiado estreita, há uma possibilidade de um condutor tal como uma coluna condutora (50) sobrepor-se à bolsa de ar desinsuflada e entrará em contacto com o condutor adjacente (51) e, assim,

registar forças que não são representativas da força sobre a bolsa de ar em que foi originalmente posicionada. Por conseguinte, é necessário fazer a tira não condutora (49) larga o suficiente para impedir que isto aconteça. Se partirmos do princípio que uma situação simples, em que uma célula de bolsa de ar é esvaziada até ao centro da célula e, em seguida a camada de detecção de força é puxada para baixo a uma distância igual à das diagonais (C1 e C2), como mostrado na Figura 6, a largura S da tira não condutora (49) deve ser feita igual a ou maior que (C1 + C2 - a largura da bolsa de ar), para evitar que as forças sejam mal interpretadas como proveniente de uma célula vizinha.

A Figura 7 ilustra a resistência eléctrica de um elemento sensor de força piezoresistiva de polegada quadrada (48), usando uma folha piezoresistiva (37) com a formulação listada para um conjunto de sensores de exemplo (32), mostrado nas Figuras 1 e 2, e fabricado como acima descrito, como uma função da força normal, ou a pressão exercida sobre a superfície superior (47) da folha de substrato superior (33) do conjunto de sensores (32). Como mostrado na Figura 7, a resistência varia inversamente como função da força normal.

Como mostrado na Figura 1, os eléctrodos linha (31-l) a (31-m), em alinhamento vertical com eléctrodos coluna (32-I) a (32-n) formam com a folha da camada piezoresistiva (37) entre os eléctrodos coluna e linha, um conjunto de matriz m X n rectangular de elementos de força (48) m x n. Se os eléctrodos superiores e inferiores de cada elemento sensor (48) forem isoladas electricamente um par separado de condutores de saída para cada um dos 12 sensores, ou seja, um total de 24 derivações.

De preferência, tal como mostrado nas Figuras 1 e 5, o sensor de matriz é disposto em linhas e colunas, o que exige apenas 8 condutores de saída. No entanto, como mostrado na Figura 10A, se o endereçamento de matriz do conjunto de sensores (32) for utilizado para medir a resistência dos sensores individuais (33), para desse modo determinar as forças normais exercidas sobre os sensores, existe uma substancial difonia entre a resistência de um sensor endereçado (33) e sensores não-selecionados devido a circuitos de corrente paralelos a sensores não-endereçados. Para ultrapassar este problema de diafonia, o presente inventor desenvolveu um método para a modificação de sensores (33) para lhes conferir uma característica semelhante a iodo. Como pode ser confirmado com referência à Figura 10B, a diafonia entre os sensores (33) que têm uma função de transferência de polaridade sensível não-bilateral, reduz o presente problema de diafonia na matriz de sensores simetricamente condutores (33) mostrados na Figura 10A.

Os sensores (33) são modificados para terem uma característica semelhante ao díodo, modificando a preparação de folha de camada piezoresistiva (52), como se segue: Em primeiro lugar, uma folha de camada piezoresistiva (52) é preparada pelo processo descrito acima. Então, quer a superfície superior (69) ou a superfície inferior (70) do revestimento piezoresistivo (67) da folha piezoresistiva (52) é modificada de modo a formar nele uma junção do tipo condutora P-N.

Modificação do revestimento piezoresistivo (67) para formar uma junção P-N que é efectuada preparando primeiro uma suspensão que tem a composição de uma das três misturas de exemplo descritas acima, mas modificadas pela adição de 5 ml

de cada óxido de cobre (CuO), sob a forma de um pó fino de partículas de tamanho de 50 microns, e 5 ml de óxido cuproso (Cu_2O) sob a forma de um pó fino de partículas de tamanho de 50 microns e agitar-misturar completamente os ingredientes anteriores. A solução resultante é então reduzida utilizando-se cerca de 30 mg de solução de boro-hidreto de sódio, também conhecido como tetra-hidroborato de sódio ($NaBH_4$), ou o fosfato de amónio, para formar uma solução com um pH de cerca de 5,5. A solução é então revestida sobre a superfície superior (69) ou da superfície inferior (70) do revestimento piezoresistivo (68) na folha piezoresistiva (52). Este processo de revestimento é realizado utilizando um processo de revestimento por rolo, que resulta em cerca de 0,5 ml de solução por centímetro quadrado a ser aplicados. O revestimento de superfície é em seguida deixado a secar ao ar à temperatura ambiente e com uma humidade relativa inferior a 20%, durante 4 horas. Após a superfície revestida estar seca, ela funciona como um semicondutor de tipo P, enquanto o lado não revestido de revestimento (68) funciona como um semicondutor de tipo N do díodo de junção PN.

A Figura 8 ilustra um sensor (33) que foi preparado como descrito acima para conferir ao sensor uma característica semelhante a iodo, e um circuito para a obtenção de (corrente versus tensão) a função de transferência IV do sensor. A Figura 9 mostra uma curva típica de IV para o sensor (33) da Figura 8.

Como afirmado acima, a vantagem de modificar os sensores (33) pela adição de uma camada semi-condutora que funciona como um díodo é que ela reduz a diafonia entre sensores. Como é mostrado na Figura 10A, esta diafonia ocorre devido ao assim chamado fenómeno “completar quadrado”, no qual três ligações

são efectuadas num conjunto de matriz quadrada de três resistências não-tratadas, que formam os três cantos de um quadrado. Assim, quaisquer duas conexões numa coluna vertical e uma terceira na mesma função de linha ou conexão numa matriz X-Y de condutores. A resistência no quarto canto do quadrado mostra-se como um fantasma em paralelo com uma resistência direccionada porque a corrente pode viajar de volta através da resistência, e para a frente através das outras resistências. Despesas adicionais e cuidados devem ser tomados na eletrônica para eliminar a contribuição deste fantasma. Por exemplo, se, tal como é mostrado na Figura 10A, um potencial V é aplicado entre os condutores de linha e de coluna X_1Y_1, para, assim, determinar a resistência de resistência do sensor piezoresistivo R_{11}, inverter o fluxo de corrente através da resistência "fantasma" $R_{(22)}$ faria com que o soma das resistências R_{12} + $R_{(22)}$ + R_{22} a derivação R_{11}, resultando em circuitos de fluxo de corrente paralelos indicadas pelas setas na Figura 10A, que por sua vez resultaria no seguinte valor incorreto de resistência:

$R_{x1}y_1 = R_{11}//(R_{12}+[R_{22}]+R_{21})$, $R_{x1}y_1 = R_{11}(R_{12}+[R_{22}]+R_{21})/(R_{11}+R_{12}+[R_{22}]+R_{21})$, em que os parêntesis em torno de um valor indicam um fluxo de corrente numa direcção no sentido contrário dos ponteiros do relógio através do resistência que, ao invés de no sentido dos ponteiros do relógio, ou seja, na diagonal, para baixo para a esquerda. Assim, por exemplo, se cada uma das quatro resistências listadas acima tinha um valor de 10 ohms, o valor medido de R_{11} seria:

$R_{11}=10(10+10+10)/(10+10+10+10)= 300/40 = 7,5$ ohms, ou seja, 25% abaixo do valor actual, a 10 ohms, de R_{11}. Se os valores de resistência de R_{12}, R_{22} e R_{21} dos três sensores piezoresistivos não endereçados (33) foram,

cada um inferior, por exemplo, a 1 ohm, por causa de forças maiores concentrados nos sensores (33), o valor medido de R_{11} seria: $R_{11}=10(1+1+1)/(10+1+1+1) = 30/13 = 2,31$ ohms, ou seja, um valor de cerca de 77 por cento inferior ao valor actual do R_{11}.

Por outro lado, pela colocação de um díodo em série com cada elemento sensor piezoresistivo (33), como mostrado na Figura 10B, a resistência eléctrica de um elemento de medida numa direcção inversa aos ponteiros do relógio um teste de fluxo de corrente através do elemento sensor, por exemplo, R_{22}, seria para fins práticos arbitrariamente grandes, ou infinitos em comparação com os circuitos no sentido horário de corrente através das outras resistências mostrados nas Figuras 10A e 10B. Neste caso, o valor de resistência medida para uma matriz 2X2 de quatro resistências cada tendo um valor de 10 ohms seria:

$R_{x1y1}=10(1+\infty+1)/(10+1+\infty+1) = 10$ ohms, o valor correcto.

Assim, a modificação de cada elemento de sensor 33 de modo a incluir uma junção p-n, assim, gerar o elemento sensor de características semelhantes a iodo electricamente isoladas, isto é, evita o fluxo de corrente para trás, através de cada elemento de sensor (33). Isto permite que o valor correto de resistência eléctrica R_{xy} de cada elemento de sensor (33) e, portanto, as forças nela exercidas para serem medidas com precisão utilizando matriz de linhas e colunas endereçando ao invés de requerer um par separado de condutores para cada elemento de sensor.

Os componentes acima descritos de dispositivos de minimização de força (20) de acordo com a presente invenção são

interligados para formar um sistema de circuito de regulagem fechado. Esse sistema é eficaz na redução das concentrações de forças do corpo, utilizando um algoritmo de acordo com o método da presente invenção. Uma compreensão do presente método e dispositivo podem ser facilitados por referência à Figura 11, que é um diagrama em bloco de um componente do sistema de controlo electro-pneumático (20A) do dispositivo (20), em conjunto com a vista em diagrama do dispositivo apresentado na Figura 1 e a vista em perspectiva mostrada na Figura 5.

Referindo à Figura 11, pode ser visto que um dispositivo de controlo electro-pneumático (20A) inclui um computador (37) que é acoplado bidireccionalmente ao conjunto de sensores de força (32) através do módulo de interface do sensor de força (36). O módulo de interface de sensor (36) inclui um Conversor Digital-para-Analógico (DAC) (71) para gerar, em resposta a sinais de controlo a partir dos testes de tensão por computador (37) ou correntes, que são dirigidas aos sensores de força individuais endereçados à matriz (33).

Sensores de força individuais (33) são dirigidos através da ligação de um terminal de uma fonte de corrente ou de tensão controlada por DAC (71) para um seleccionado de linhas condutoras X 1-6 por um multiplexador X (72), e ligar o outro terminal da fonte para um seleccionado de colunas condutoras 1 ou 2, por um multiplexador Y (73). Módulo de interface de sensor (37) também inclui um conversor Analógico-para-Digital (ADC) (74), que mede a queda de tensão ou corrente através de um sensor (33) resultante da aplicação de um teste de corrente ou de tensão, e as entradas para o valor medido para o computador (37). Utilizando factores de escala pré-determinados, computador (37) calcula o valor instantâneo da

resistência eléctrica de um sensor seleccionado (33), e a partir do valor da resistência, uma força normal correspondente instantaneamente exercida sobre o sensor abordado.

Em resposta aos sinais de controlo emitidos pelo computador ciclicamente (37), multiplexador X (72) e multiplexador Y (73) são usados para medir a resistência de forma cíclica de cada elemento de sensor de força (33), a uma velocidade relativamente rápida de, por exemplo, 3000 amostras por segundo, permitindo ao computador (37) calcular a força exercida sobre cada um sensor de força (33) à tal taxa de amostragem.

Referindo-nos ainda à Figura 11, o dispositivo (20) inclui um módulo de controlo de pressão (75) para controlar dinamicamente a pressão do ar em cada célula da bolsa de ar individual (22), em resposta a sinais de comando emitidos pelo computador (37), com base nos valores de força medidos pelo conjunto de sensores (32) e um algoritmo programado no computador. Como mostrado na Figura 11, o módulo de controlo de pressão (75) está operativamente interligado ao compressor de ar (40) e um transdutor de pressão de ar (44) à porta de saída (76) do compressor para pressurizar o ar na porta de saída para um valor controlável por computador (37).

A porta de saída (76) do compressor (40) está acoplada à porta de entrada (42) de uma porta de saída-12 múltipla (41). Em resposta aos sinais de comando eléctricos emitidos por computador (37), e encaminhados através do módulo de controlo de pressão (75), cada uma das 12 válvulas selectoras de entrada de célula de bolsa de ar (43) ligadas às portas de

saída separadas (43A) do colector (41) são individualmente controláveis.

Numa primeira posição aberta de uma válvula de selecção (43), a porta de entrada de ar (31) de uma célula da bolsa de ar seleccionada (22) é pressurizada a uma pressão medida pelo transdutor (44) para um valor pré-determinado, ligando o compressor (40), para desse modo insuflar a célula a uma pressão desejada. Alternativamente, com o compressor (40) num modo de desligado, uma válvula de ventilação (77), acoplada à porta de entrada (42) do colector (41) pode ser aberta para desinsuflar a célula da bolsa de ar (22) para um valor de pressão inferior esvaziando o ar para a atmosfera.

Depois de uma seleccionada entre as 12 válvulas de selector (43) ter sido aberta, em resposta a um sinal de comando a partir do computador (37), por um período de tempo suficiente para insuflar uma célula de bolsa de ar seleccionada (22) para uma predeterminada pressão, uma saída de sinal eléctrico pelo transdutor de pressão (44), que é proporcional à pressão em que a célula e a entrada para o computador (37), resulta no resultado do computador um sinal de comando de fechamento da válvula e um sinal de comando de fecho para o compressor (40).

Quando a válvula de ventilação (77) e uma válvula selectora seleccionada (43) terem sido abertas, em resposta aos sinais de comando a partir do computador (37) para desinsuflar a célula da bolsa de ar seleccionada (22) para uma pressão inferior predeterminada, de um sinal eléctrico a partir do transdutor de pressão (44) entrar no computador (37) resulta num sinal de comando de encerramento eléctrico sendo emitido a partir do computador. O sinal de comando fecha a válvula de

ventilação (77) e a válvula selectora aberta (43), mantendo assim a selecionada pressão baixa na célula da bolsa de ar seleccionada. De um modo exactamente análogo, a pressão do ar em cada outra célula de bolsa de ar (22) é ajustável em sequência através do envio de um sinal de comando a uma válvula selectora (43) para abrir a válvula, e um compressor de operação (40) e/ou a válvula de ventilação (77) para insuflar ou desinsuflar a célula de bolsa de ar a uma pressão predeterminada.

A Figura 12 é uma vista em perspectiva simplificada de uma forma de realização preferida de um invólucro para o dispositivo electro-pneumático (20A) ilustrado na Figura 11 e descrito acima. Como mostrado nas Figuras 11 e 12, o controlador electro-pneumático (20A) inclui um módulo de interface do operador (78). Módulo de interface de operador (78) inclui controlos manuais, incluindo uma multifunção, ligado/desligado, interruptor de controlo de modo e botão (79), e botões giratórios para cima e para baixo de entrada de dados (80), (81), e um mostrador digital (82). Mostrador (82) é controlável por meio do interruptor (79) para exibir selectivamente a pressão do ar no interior e forçar as células da bolsa de ar seleccionáveis (22), e a soma e média de todas as forças exercidas sobre os sensores (33).

Como mostrado na Figura 12, controlador electro-pneumático (20A) é de preferência contido num invólucro em forma de caixa (83) que é saliente a partir de um painel traseiro (84) da mesma um suporte em L (85) para a suspensão do invólucro a partir de uma placa lateral ou uma placa de extremidade. O incólucro (83) do controlador electro-pneumático (20A) também inclui um elemento tubular (86) para fazer a interface de mangueiras de ar (87) com as células de bolsa de ar (22),

condutores de linhas e de colunas (88), (89), para os sensores (33) do conjunto de sensores (32), e um cabo de alimentação eléctrico (90) para uma fonte de energia eléctrica para alimentar os componentes do dispositivo (20A).

Algoritmo de Minimização de força

O dispositivo de minimização de força de amortecimento adaptativo (20), tal como descrito acima, inclui uma almofada (21) que tem uma multiplicidade de células de bolsa de ar (22). Cada célula individual (22) tem na sua superfície superior de um sensor de força individual (33) de uma matriz (32) de sensores de força. Um transdutor de medição da pressão de ar (44) é proporcionado para medir a pressão do ar em cada célula (22). Cada sensor de força 33 está localizado numa zona de contacto potencial entre uma pessoa deitada num colchão (21) e uma célula de bolsa de ar (22). Cada sensor de força piezoresistivo (33) funciona como um transdutor sensível à força, que tem uma resistência eléctrica que é inversamente proporcional à força máxima exercida pelo corpo de uma pessoa sobre a célula de bolsa de ar (22), a força máxima que corresponde ao circuito mais baixo de resistência através de qualquer parte de cada sensor.

Numa forma de realização do dispositivo de amortecimento adaptativo (20) de acordo com a presente invenção e ilustrado nas Figuras 1 e 3, a almofada é dividida num par de colunas, esquerda e direita, dispostas longitudinalmente. As colunas são, por sua vez divididas em seis zonas longitudinais, cada qual tendo um par de células esquerda e direita da bolsa de ar que suporta uma zona longitudinal diferente de uma pessoa, tais como a cabeça, quadris e calcanhares. Assim, como mostrado na Figura 3, existem seis células de bolsa de ar

(22) em cada coluna, como as células de coluna do lado esquerdo (22L1)-(22L6). A pressão do ar em cada uma das 12 células (22L1)-(22L6). (22R1)-(22R6) são controlados individualmente por compressor (40) e as válvulas de selecção (43), em resposta as forças de medições feitas utilizando sensores de força (33). Controlo individual da pressão do ar em cada célula de ar individual (22) é feita por sistema controlador electro-pneumático do sistema (20A), utilizando-se um novo algoritmo implementado por computador (37), como será agora descrito.

Pode haver um mínimo de uma zona que usa uma célula de bolsa de ar (22), e até às zonas N, utilizando células n de bolsa de ar, em que cada zona tem um sensor de força (33) para medir a força máxima das células da bolsa de ar, o transdutor de pressão (44) é usado para medir a pressão do ar na célula da bolsa de ar. O algoritmo de controlo é uma iteração contínua, em que os sensores de força (33) determinar o pico de força sobre o corpo do paciente, e o transdutor de pressão (44) mede a pressão de ar em que a força de pico do corpo ocorre. No final de um ciclo de amostragem das forças em todos os sensores, a pressão do ar dentro de cada célula da bolsa de ar individual (22) é restaurado para a pressão, onde a força foi minimizada para todas as zonas. Este processo continua e constantemente o dispositivo procura encontrar as pressões da bolsa de ar óptimas para cada célula individual resultando no minimizar das forças de pico uma pessoa suportado pela almofada de sobreposição (21).

Descrição de algoritmo

Dados:

Cada uma das zonas N contém uma célula de bolsa de ar (22) numeradas de um a N

A célula de bolsa de ar de cada zona é selectivamente conectável a um transdutor de pressão de ar (44) para medir P#

Cada célula de bolsa de ar (22) está equipada com um sensor de força individual (33) capaz de medir a força máxima F# exercida sobre a superfície de cada célula.

Um compressor (40) fornece ar a pressões de até 5psi para células de bolsa de ar individuais selecionadas (22) das zonas. Há uma válvula de ventilação normalmente fechada (77) para desinsuflar a célula de bolsa de ar seleccionada (22) evacuando o ar para a atmosfera através da válvula de ventilação.

Há uma pluralidade de válvulas de selecção (43), que selecciona qual bolsa de ar (22) está a ser insuflada com ar ou desinsuflada por evacuação do ar para a atmosfera através da válvula de ventilação (79).

Etapas de algoritmo

1. Pajuste :::: Pajuste início, válvula de ventilação fechada (77)
2. Selecção de zona i=1, abrindo a válvula seletora (43-1)
3. Ligar o compressor (40).
4. Medir a pressão do ar na célula de bolsa de ar (22) na zona I
5. Pressurizar a célula de bolsa de ar de uma zona única (22) para uma pressão predeterminada definida acima e fechar a válvula selectora (43-1) valor Pajuste.

6. Repetição para i+ 1 até i + 1 = N

7. Selecionar Zona i=l

8. Obtenção do sensor de força (33) leituras para todas as zonas.

9. Válvula de ventilação aberta (77)

10. Desinsuflar a célula da bolsa de ar (22) para uma predeterminada pressão mínima e monitorizar todos os sensores de força (33) leituras de todas as células de bolsa de ar (22). Manter a pressão da bolsa de ar em todas as outras células da bolsa de ar (22) nas suas pressões de ajuste superiores.

11. Medição de forças em todas as células de bolsa de ar (22) à medida que a única bolsa de ar de zona única está a ser desinsuflada e calcular a soma e, opcionalmente, a média todas os sensores (33) de força.

12. Armazenar na memória do computador (37) a leitura de pressão da célula de bolsa de ar de zona única (22) em que o valor mínimo e, opcionalmente, a média de todas as leituras de sensores (33) de força ocorre.

13. Restaurar a pressão na célula de uma bolsa de ar de zona única (22-1) para o valor em que o valor mínimo e as leituras do sensor de força médias para todos os sensores de força foram obtidos.

14. Fechamento da válvula seletora de zona única (43-1). Manter a pressão na zona única

15. Ajuste: Contagem = i + 1.

16. Repetição das etapas 2 à 15 até que Count = i +1 = N.

17. Ajuste: Pajuste = Pajuste, início - (Contagem *20%_(ou seja, reduzir a pressão inicial na bolsa de ar numa zona única (22-1).

18. Repetição das etapas 2 até 16 (isto é, com uma pressão inicial reduzida). **Advertência**

19. Constantemente monitorizar todos os sensores de força (33) e se a mudança significativa (Delta F>0,2*F#) for detectada (o paciente moveu-se), recomeça na etapa 1.

A Figura 13 é um fluxograma que mostra o funcionamento do dispositivo (20), utilizando o algoritmo descrito acima. A Tabela 1 lista as pressões apropriadas iniciais inferiores e superiores definidas para as bolsas de ar (22), como uma função do peso de uma pessoa paciente ou outro suporte por almofada de sobreposição (21) do dispositivo.

TABELA 1

Peso de Paciente	Pressões Mínimas	Início de Pressão
75-119 Libras	5.5"± 0.7: H_2O 10.31 ± 2mm Hg	6.5"± 0.7: H_2O 12.18±2mm Hg
120-164 Libras	6"± 0.7: H_2O 11.25 ± 2mm Hg	8"± 0.7: H_2O 15± 2mm Hg
165-199 Libras	8"± 0.7: H_2O 15 ± 2mm Hg	10"± 0.7: H_2O 18.75 ± 2mm Hg
200-250 Libras	10"± 0.7: H_2O 18.75 ± 2mm Hg	12"± 0.7: H_2O 22.49 ± 2mm Hg
Pressão Máxima		26"± 0.7: H_2O 48.74± 4mm Hg

Numa variação do método e dispositivo de acordo com a presente invenção e descrita acima, depois de as pressões em cada uma das células da bolsa de ar (22) foram optimizadas para a concentração de força mínima, os tubos de entrada (31) podem estar permanentemente selados, e a almofada adaptativa (21) permanentemente desligada do módulo de controlo de pressão (75). Esta variação também permitiria o fabrico personalizado de almofadas (21), utilizando células de bolsa de ar (22), para a personalização de almofadas de cadeira

para minimizar as concentrações de forças num indivíduo em particular. Do mesmo modo, a variação do método e dispositivo de acordo com a presente invenção pode ser utilizado para personalizar almofadas de sela ou assentos de automóveis.

05-04-2013

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de amortecimento adaptativo (20) para reduzir a magnitude das concentrações das forças de reacção exercidas sobre as partes de um corpo humano, em resposta ao contacto com um objecto de apoio, o referido dispositivo (20) compreende:

a. uma almofada (21) para ser colocada entre um objecto de apoio e um corpo humano, tendo a referida almofada (21), pelo menos, umas primeiras e segundas células de bolsa de ar hermeticamente seláveis (22) cada uma feita de um material fino, flexível e impermeável ao ar,

b. pelo menos, um primeiro e segundo sensores sensíveis à força (33) associados às referidas primeiras e segundas células de bolsa de ar (22), respectivamente, cada um dos referidos sensores (33) tem uma característica eléctrica que varia de um modo predeterminado com uma força exercida sobre a referida célula de bolsa de ar (22) por um referido corpo, cada um dos referido sensores de força (33) compreende ainda um invólucro plano flexível localizado em pelo menos uma das paredes superior e inferior da referida célula de bolsa de ar (22), o referido invólucro inclui uma folha superior flexível electricamente condutora (46) compreendendo um condutor sensor superior, uma folha inferior flexível electricamente condutora (56) compreendendo um condutor sensor inferior, e uma camada piezoresistiva flexível (52) localizada entre as referidas folhas condutoras superiores e inferiores (46 & 56);

c. um dispositivo de pressurização (40) para a pressurização de um espaço interior oco de cada uma das referidas células de bolsa de ar (22) para uma pressão regulável individualmente,

d. pelo menos, um transdutor de pressão (44) acoplável operativamente a cada uma das referidas células de bolsa de ar (22), para desse modo medir a pressão do gás no referido espaço interior oco das referidas células de bolsa de ar (22), e

e. um dispositivo de controlo (37), com uma porta de interface de sensor de força (36) para receber os sinais dos referidos sensores de força (33), uma porta transdutora de pressão para receber sinais a partir do referido transdutor de pressão (44), e uma porta de saída para fornecer sinais de controlo ao referido dispositivo de pressurização (40), para desse modo pressurizar o ar das referidas células de bolsa de ar (22) para valores individualmente controláveis que reduzem a soma das forças detectadas pelos referidos sensores de força (33).

2. Dispositivo (20) da Reivindicação 1, em que o referido invólucro do referido sensor (33) é ainda definido como sendo feito de pelo menos parcialmente de um material estirável elástico.

3. Dispositivo (20) da Reivindicação 2 em que o referido material estirável elástico é ainda definido como sendo um tecido estirável elástico.

4. Dispositivo (20) da Reivindicação 1, em que pelo menos um dos referidos sensores de força (33) é ainda definido

como tendo uma característica de impedância de corrente versus tensão não bilateral.

5. Dispositivo (20) da Reivindicação 4 em que o referido dispositivo de pressurização (40) é ainda definido como sendo responsivo a sinais de comando emitidos pelo referido dispositivo de controlo (37) para, assim, insuflar e desinsuflar alternadamente as células individuais das referidas bolsa de ar (22) para pressões controláveis medidas pelo referido transdutor (44) e ajustando-se de acordo com um algoritmo implementado no referido dispositivo de controlo (37) para valores que são eficazes para minimizar as concentrações de força sobre a referida almofada (21).

6. Dispositivo (20) da Reivindicação 5 em que o referido algoritmo é ainda definido como incluindo as etapas de variação cíclica da pressão de ar numa primeira célula de bolsa de ar individual (22), para o controlo de uma característica física de cada sensor (33) para assim, medir os valores das forças exercidas sobre cada uma das referidas células de bolsa de ar (22), totalizando os referidos valores medidos de restauração da pressão de ar da referida primeira célula (22), para que o valor que resultou no mínimo da referida soma dos valores das forças medidas de todos os referidos sensores de força (33), e repetição das etapas precedentes para cada uma das referidas células de bolsa de ar (22) 2 por p.

7. Dispositivo (20) da Reivindicação 6 em que o referido algoritmo é ainda definido como incluindo uma primeira etapa de inicialização de insuflar cada uma das referidas

bolsas de ar (22) a uma pressão inicial estabelecida superior predeterminada.

8. Dispositivo (20) da Reivindicação 1 em que o referido primeiro sensor de força de superfície (33) compreende:

a. pelo menos um primeiro elemento sensor plano, o referido elemento sensor plano inclui uma folha condutora superior flexível e fina (46) que compreende um condutor sensor superior que tem uma área de contacto electricamente condutora,
b. uma folha intermédia flexível e fina (52) que tem uma região de sensor activa, que tem uma característica de impedância eléctrica que varia com uma força normal exercida sobre ela, a referida zona do sensor activa que tem uma superfície superior em contacto electricamente condutor com a referida zona de contacto de folha condutora superior (46), e
c. uma folha condutora inferior (56) que compreende um condutor de sensor inferior com uma área de contato eletricamente condutiva em contacto electricamente condutor com uma superfície inferior da referida zona de sensor activo.

9. Dispositivo (20) da reivindicação 8, que inclui ainda pelo menos um segundo elemento sensor plano.

10. Dispositivo (20) da Reivindicação 9, em que pelo menos, uma das referidas zonas de contacto electricamente condutoras superior e inferior do referido primeiro elemento sensor é condutora contínua com uma zona correspondente das referidas áreas de contacto condutoras superior e inferior do referido segundo elemento sensor.

11. Dispositivo (20) da Reivindicação 9, que inclui ainda, pelo menos, um terceiro e quarto, elementos sensores planos, pelo que o referido sensor de elementos p dispostos em matriz de linhas m e colunas n; e em que as referidas áreas de contacto superiores dos referidos sensores (33) têm as bandas condutoras electricamente contínuas correspondentes a uma das referidas pluralidades de linhas m e colunas n, e as referidas áreas de contacto inferiores dos referidos sensores p (33), tem bandas condutoras electricamente contínuas correspondentes às outras referidas linhas m e colunas n.

12. Dispositivo (20) da Reivindicação 11, em que pelo menos, um dos referidos elementos do sensor é ainda definido como tendo características de impedância eléctrica não bilateral; a referida característica de impedância eléctrica não bilateral é ainda definida como sendo uma característica semelhante ao díodo.

13. Dispositivo (20) da Reivindicação 12 em que a referida região sensor activa é ainda definida como incluindo uma camada composta de um material piezoresistivo; o referido material piezoresistivo sendo ainda definido como incluindo partículas electricamente condutoras em suspensão numa matriz polimérica.

14. Dispositivo (20) da reivindicação 13, em que uma superfície exterior da referida camada piezoresistiva é ainda definida como tendo nele depositado um revestimento incluindo, pelo menos, um óxido metálico, para assim formar com a referida camada uma junção PN semi-condutura; o referido óxido metálico inclui pelo menos um óxido de cobre.

05-04-2013

Fig. 1

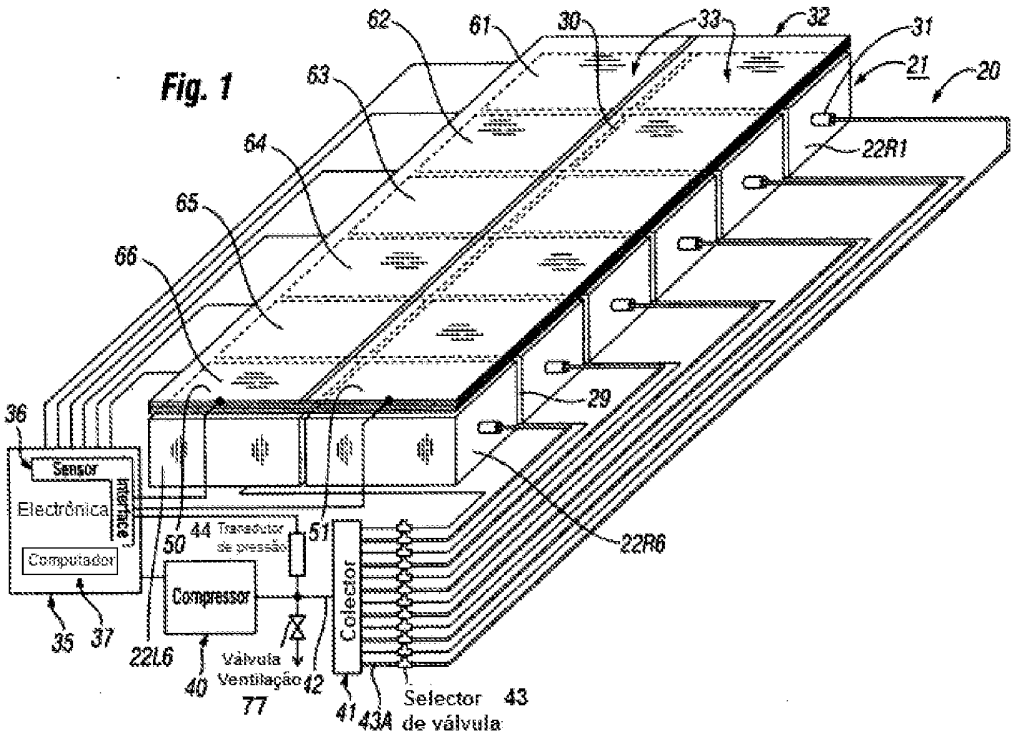

62
61
30
33
32
31
21
20
63
64
65
66
22R1
29
22R6
36
Sensor
Electrónica
Interface
Computador
50
44
Transdutor de pressão
51
Compressor
Colector
35
37
22L6
40
Válvula Ventilação
77
42
41
43A
Selector de válvula
43

Fig. 2A

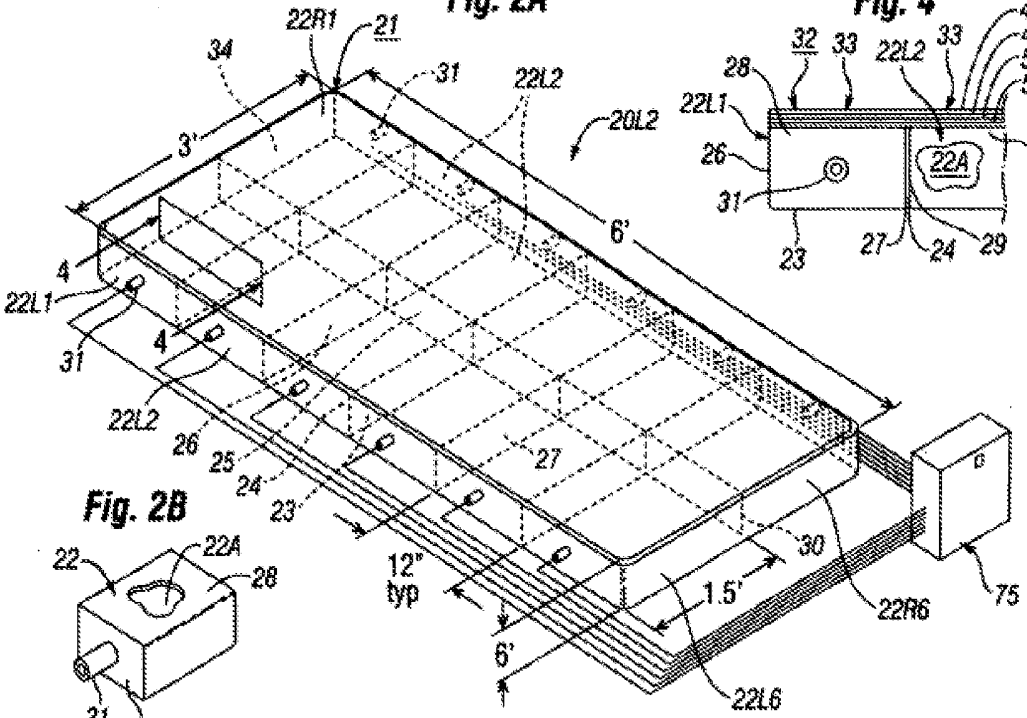


Fig. 4

Fig. 2B

Fig. 3

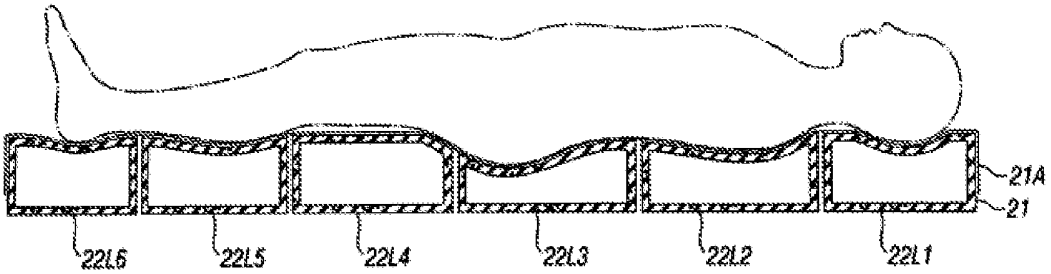


Fig. 5

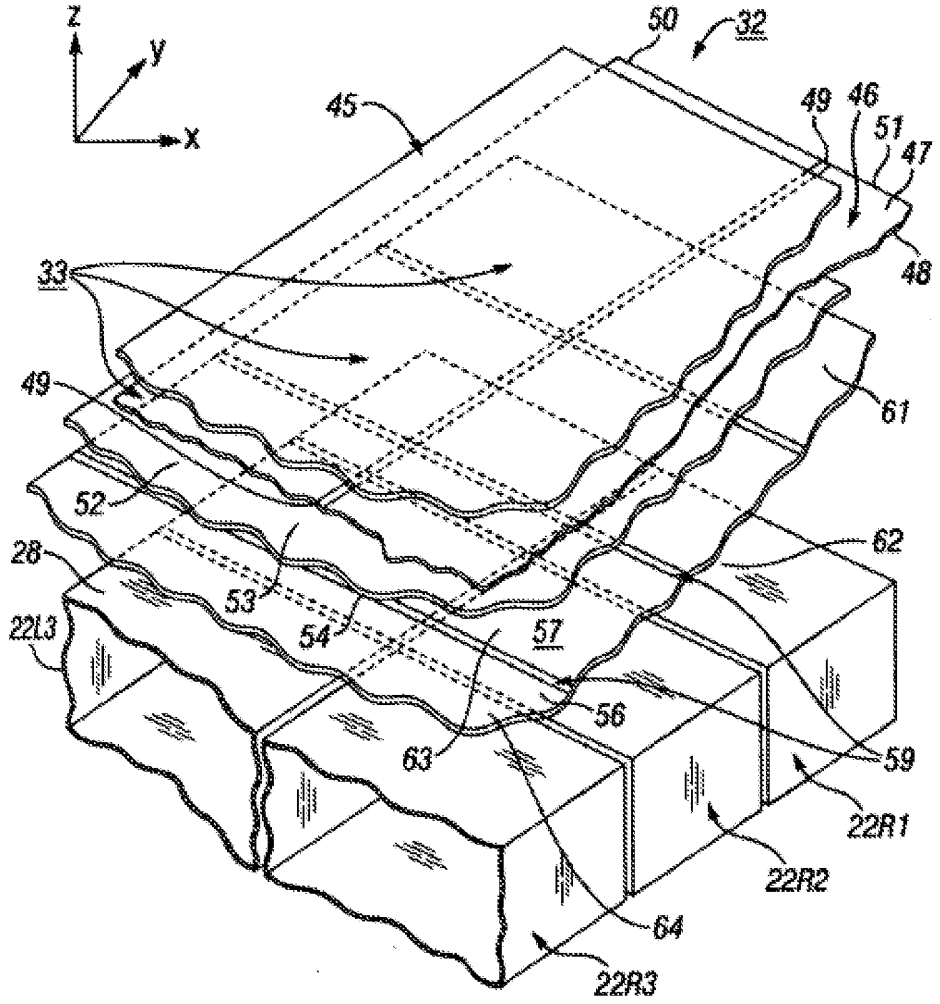
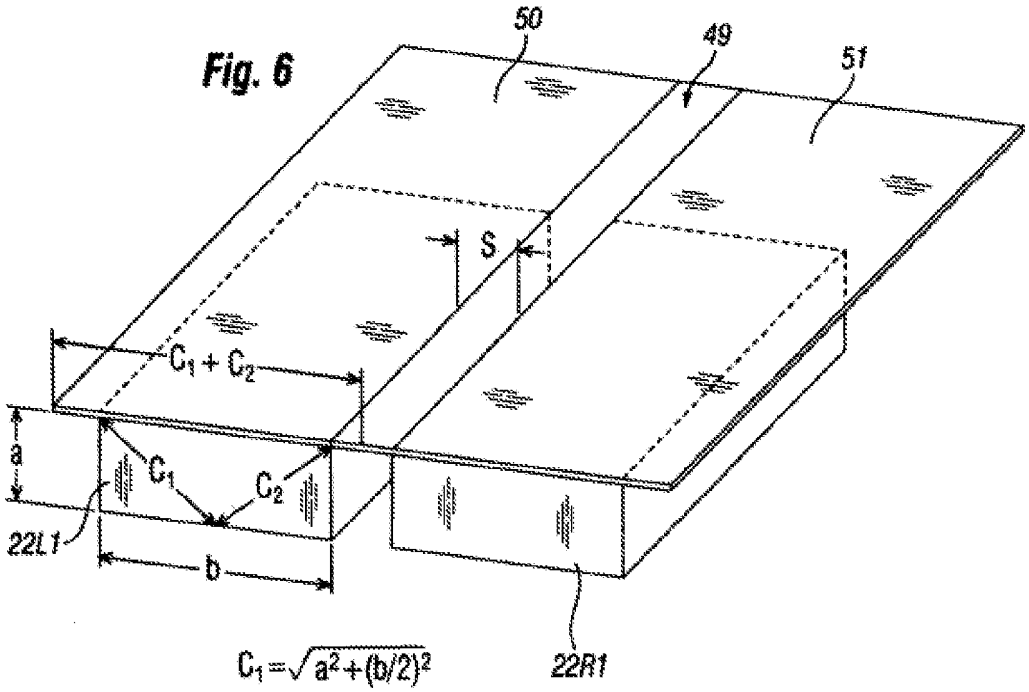

z
y
x
50
32
45
49
46
51
47
48
33
49
61
52
62
28
53
54
57
22L3
56
59
63
22R1
22R2
64
22R3

Fig. 6



$$C_1 = \sqrt{a^2 + (b/2)^2}$$

$$C_2 = \sqrt{a^2 + (b/2)^2}$$

$$C_1 + C_2 = 2\sqrt{a^2 + (b/2)^2}$$

$$S \geqq C_1 + C_2 - b$$

Fig. 7

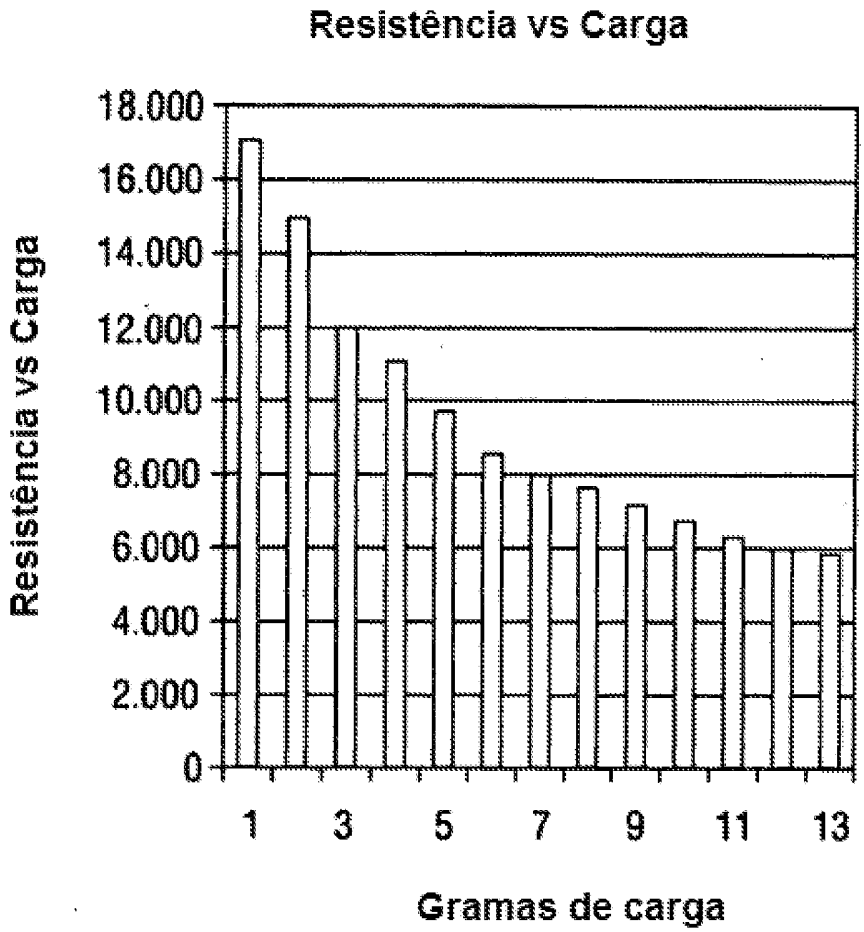

Resistência vs Carga
Resistência vs Carga
18.000
16.000
14.000
12.000
10.000
8.000
6.000
4.000
2.000
0
1
3
5
7
9
11
13
Gramas de carga

Fig. 8

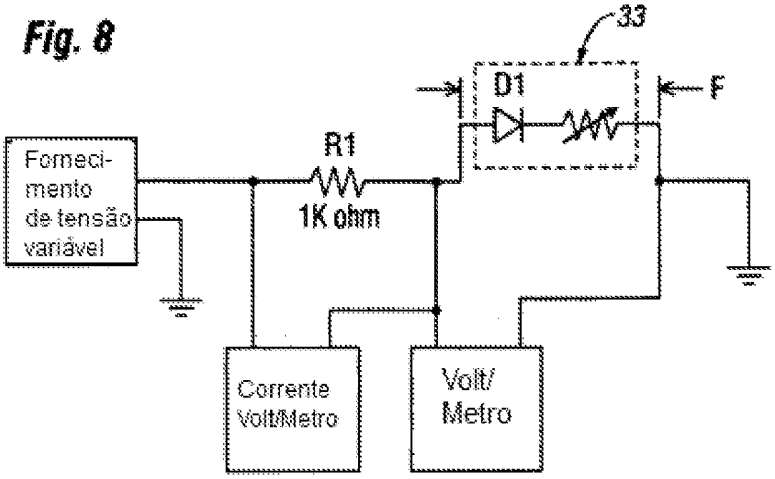

33
D1
F
R1
1K ohm
Forneci-
mento
de tensão
variável
Corrente
Volt/Metro
Volt/
Metro

Fig. 9

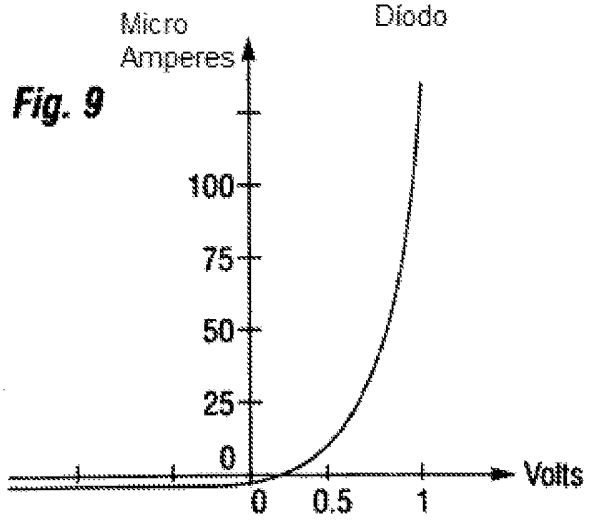

Micro
Amperes
Diodo
100
75
50
25
0
Volts
0
0.5
1

Fig. 10A

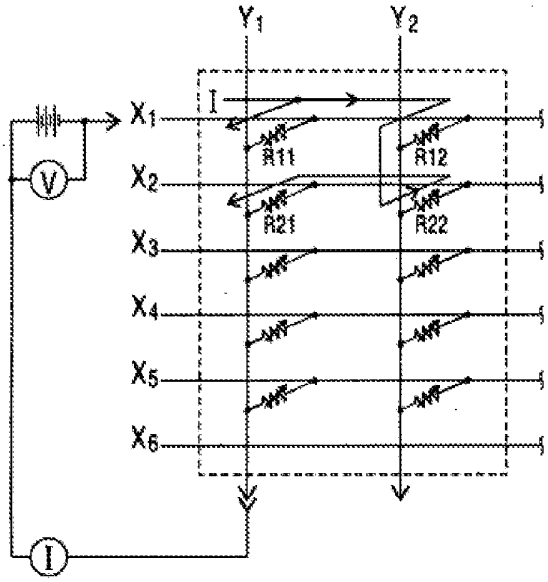


Fig. 10B

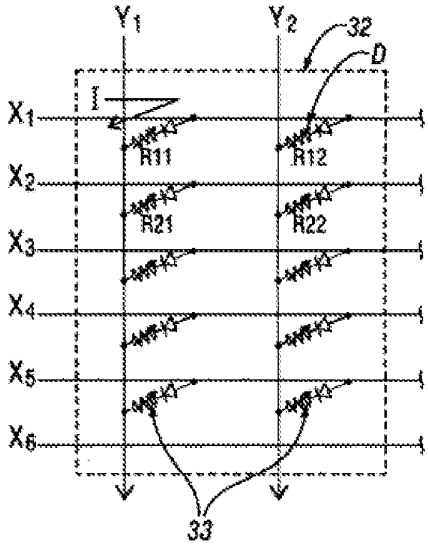


Fig. 11

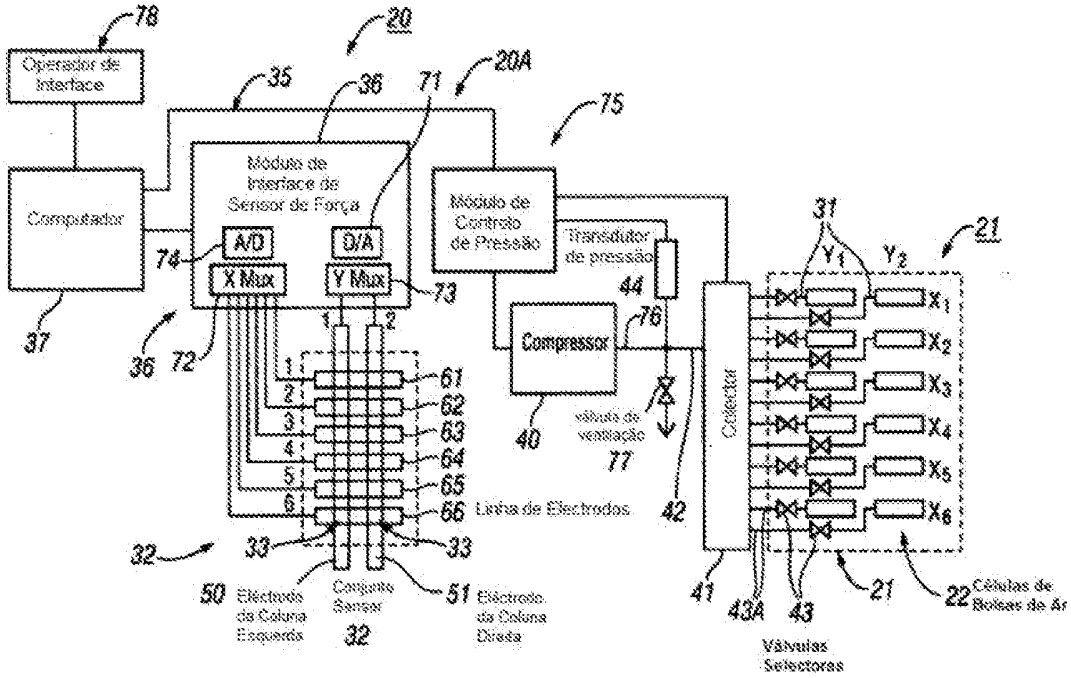

78
Operador de Interface
20
35
36
71
20A
75
Computador
Módulo de Interface do Sensor de Força
A/D
D/A
X Mux
Y Mux
74
73
Módulo de Controle de Pressão
Transdutor de pressão
44
31
Y1
Y2
21
X1
X2
X3
X4
X5
X6
37
36
72
Compressor
76
40
válvula de ventilação
77
Coletor
42
41
43A
43
61
62
63
64
65
66
Linha de Electrodos
32
33
33
50
Electrodo da Coluna Esquerda
Conjunto Sensor
32
51
Electrodo da Coluna Direita
Válvulas Seletoras
21
22
Células de Boias de Ar

Fig. 12

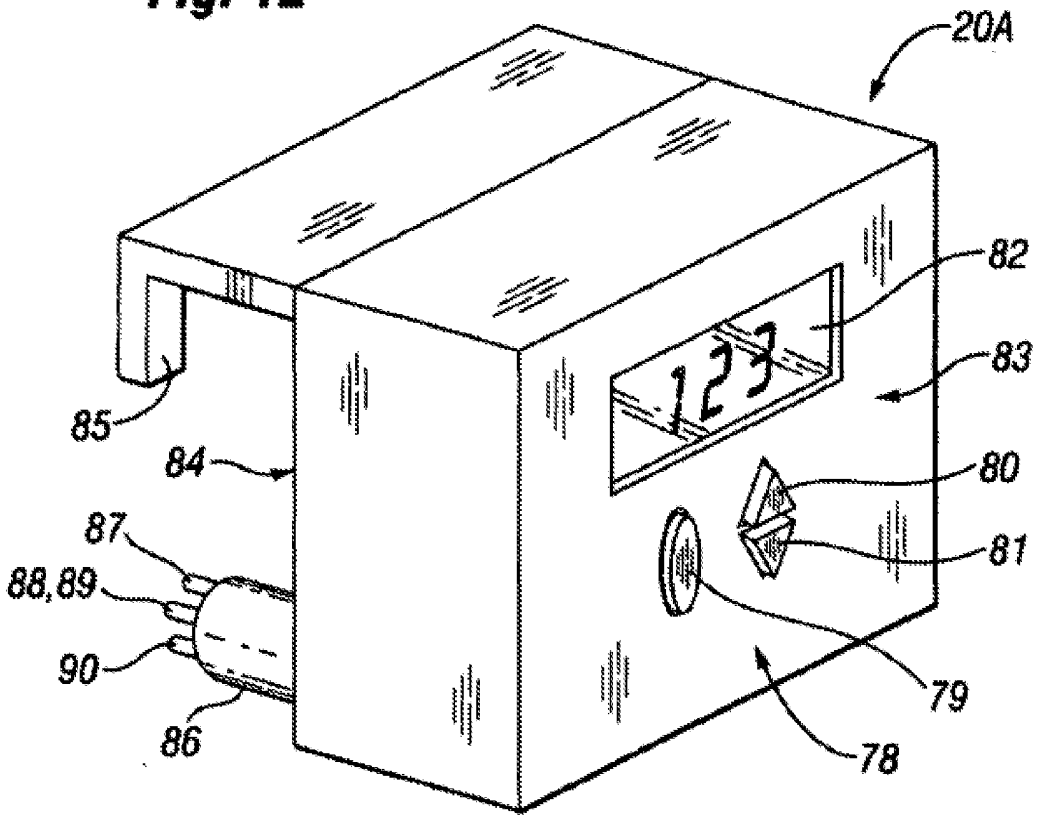
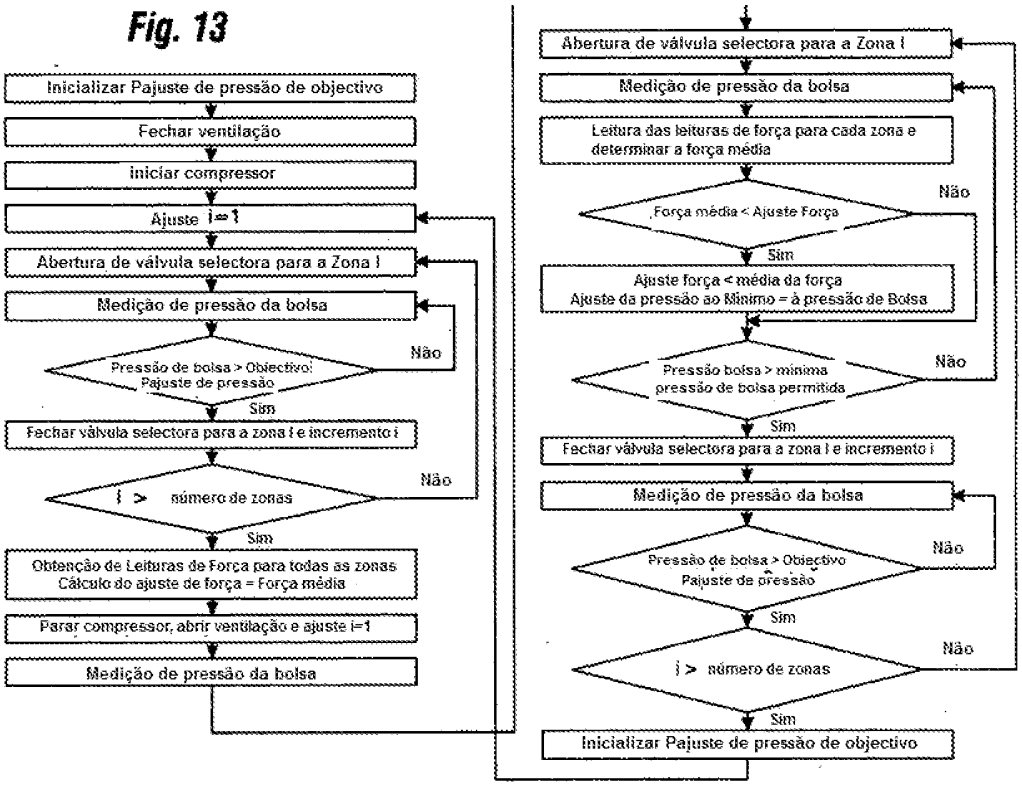


Fig. 13


Inicializar Pajuste de pressão de objectivo
Fechar ventilação
Iniciar compressor
Ajuste i=1
Abertura de válvula selectora para a Zona i
Medição de pressão da bolsa
Pressão de bolsa > Objectivo Pajuste de pressão
Não
Sim
Fechar válvula selectora para a zona i e incremento i
i > número de zonas
Não
Sim
Obtenção de Leituras de Força para todas as zonas
Cálculo do ajuste de força = Força média
Parar compressor, abrir ventilação e ajuste i=1
Medição de pressão da bolsa
Abertura de válvula selectora para a Zona i
Medição de pressão da bolsa
Leitura das leituras de força para cada zona e determinar a força média
Força média < Ajuste Força
Não
Sim
Ajuste força = média da força
Ajuste da pressão ao Mínimo = à pressão de Bolsa
Pressão bolsa > mínima pressão de bolsa permitida
Não
Sim
Fechar válvula selectora para a zona i e incremento i
Medição de pressão da bolsa
Pressão de bolsa > Objectivo Pajuste de pressão
Não
Sim
i > número de zonas
Não
Sim
Inicializar Pajuste de pressão de objectivo

Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

European Patent Office
80298 MUNICH
GERMANY
Tel. +49 (0)89 2399 - 0
Fax +49 (0)89 2399 - 4465

For any questions about this communication:
Tel.:+31 (0)70 340 45 00

Wallace, Alan Hutchinson
FRKelly
4 Mount Charles
Belfast, Northern Ireland BT7 1NZ
ROYAUME UNI

Date
20.12.12

Reference	Application No./Patent No.
P98822EP00	09725318.1 - 2313 / 2265150
Applicant/Proprietor: Stryker Corporation	

Decision to grant a European patent pursuant to Article 97(1) EPC

Following examination of European patent application No. 09725318.1 a European patent with the title and the supporting documents indicated in the communication pursuant to Rule 71(3) EPC dated 14.08.12 is hereby granted in respect of the designated Contracting States.

Patent No. : 2265150
Date of filing : 13.03.09
Priority claimed : 15.03.08/USA 75937

Designated Contracting States and Proprietor(s) : AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO SE SI SK TR
Stryker Corporation
2825 Airview Boulevard
Kalamazoo, MI 49002/US

This decision will take effect on the date on which the European Patent Bulletin mentions the grant (Art. 97(3) EPC).

The mention of the grant will be published in European Patent Bulletin 13/03 of 16.01.13.

Examining Division

MacCormick D Alff R Klintebaeck D

Europäisches Patentamt • European Patent Office • Office européen des brevets

Registered letter
EPO Form 2006A 12.07 (14/12/12)

to EPO postal service: 14.12.12