



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

(11) PI 0902574-0 B1



(22) Data do Depósito: 07/07/2009

(45) Data de Concessão: 27/08/2019

(54) Título: SISTEMA DE SUPORTE DE PESO CORPORAL PARA APLICAÇÃO DO TREINAMENTO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO

(51) Int.Cl.: A63B 26/00.

(73) Titular(es): ASSOCIAÇÃO PARANAENSE DE CULTURA.

(72) Inventor(es): ERICSON PEREIRA; CYNTHIA MARIA ROCHA DUTRA; ELISANGELA FERRETTI MANFFRA; JOÃO ANTÔNIO PALMA SETTI; GUILHERME NUNES NOGUEIRA NETO.

(57) Resumo: SISTEMA DE SUPORTE DE PESO CORPORAL PARA APLICAÇÃO DO TREINAMENTO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO, descreve-se a presente patente de invenção como um sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso que, de acordo com as suas características, propicia a formação de sistema de suporte de peso corporal - SPC (1) em estrutura própria e específica do tipo eletromecânica e baseada em princípios que promovem o movimento das pernas e do tronco para gerar informação sensorial consistente na indução de padrões locomotores através de um sistema de forças e ângulos com células de carga e sensores de medição e um sistema de aquisição de todos estes sinais com programas específicos, assim como a medida da eletromiografia de ambos os membros, com vistas a possibilitar de forma extremamente prática, precisa e econômica um sistema para aplicação e avaliação dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos com lesão medular, como também em idosos, hemiplégicos e paralisados cerebrais, aliado a viabilidade de implantação deste tipo de reabilitação em clínicas e hospitais em geral.

"SISTEMA DE SUPORTE DE PESO CORPORAL PARA APLICAÇÃO DO TREINAMENTO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO"

Refere-se a presente patente de invenção a equipamentos eletromecânicos em geral, mais especificamente a um sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso que, de acordo com as suas características gerais, possui como princípio básico propiciar a formação de sistema de suporte de peso corporal - SPC em estrutura própria e específica do tipo eletromecânica e baseada em princípios que promovem o movimento das pernas e do tronco para gerar informação sensorial consistente na indução de padrões locomotores através de um sistema de forças e ângulos com células de carga para estimar a carga sustentada pelos membros inferiores e superiores e sensores para medir os ângulos dos joelhos (eletrogoniômetros) e o contato do pé com o solo (footswitches), e um sistema de aquisição de todos estes sinais com programas específicos para medir, armazenar e processar os mesmos, assim como a medida da eletromiografia de ambos os membros, com vistas a propiciar de forma extremamente prática, segura, precisa e econômica um sistema para aplicação e avaliação dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos com lesão medular, como também em idosos, hemiplégicos e paralisados cerebrais, aliado a viabilidade de implantação deste tipo de reabilitação diretamente em uma vasta gama de clínicas e hospitais em geral e, tendo como base, um sistema de suporte de peso corporal com grande resistência, segurança e versatilidade. Com design e formato específico e de fácil acesso para melhor adaptação e segurança dos usuários, características de praticidade no manuseio e funcionalidade, de custos acessíveis e, devido as suas características gerais e dimensões, facilmente adaptável a uma vasta gama de lesões medulares, locais e usuários em geral, independentes das características que estes possam apresentar.

Atualmente, com o enorme crescimento da população o número de pessoas que sofrem algum tipo de deficiência física vem aumentando significativamente, sendo que, dentre estas deficiências pode-se citar a lesão

medular como uma das mais importantes, pois é uma fonte incapacitante para muitos adultos jovens que se encontram na idade economicamente produtiva, de modo a impedir seu ingresso ou permanência no mercado de trabalho. Desta forma, a economia é influenciada diretamente à medida que também são aumentados os já elevados gastos com internamento e terapia dos lesionados.

Os traumas na coluna vertebral podem resultar em uma lesão medular que limita total ou parcialmente tanto as funções motoras como sensitivas. O nível da lesão define o grau de comprometimento nessas funções, quanto maior o nível, maiores serão as limitações decorrentes. As causas mais comuns desses traumas são quedas, acidentes automobilísticos, mergulhos em água rasa e ferimentos de projétil de arma de fogo ou branca.

A lesão medular causa uma disfunção sensório-motora, em que as informações sensoriais não são transmitidas ao encéfalo, e como consequência não há uma resposta motora. Na região lesionada pode ocorrer a desmielinização inclusive lesão axonal de alguns axônios o que contribui para a falha nessa comunicação sensório-motora. As lesões medulares podem ser de origem traumática ou não-traumática. Existem dois tipos de lesões traumáticas que atingem o sistema nervoso central, os traumatismos cranioencefálicos e os raquimedulares, o qual se refere a qualquer agressão na medula espinhal e que pode resultar em limitações motoras e sensoriais que estão diretamente relacionadas com o nível da lesão. Funcionalmente, é possível classificar os traumatismos raquimedulares em tetraplegia e paraplegia, sendo que, o primeiro termo é usado quando ocorre uma paralisia parcial ou completa na função motora dos membros superiores, inferiores e do tronco, incluindo os músculos respiratórios, resultante de traumas na região cervical; e o segundo termo é empregado quando ocorre uma paralisia parcial ou completa na função motora dos membros inferiores e do tronco ou parte dele, resultante de traumas na região torácica, lombar e raízes sacrais. Após uma lesão traumática da medula espinhal, inicia-se um período denominado "choque medular", caracterizado por uma paralisia flácida, ausência de atividade reflexa e perda da sensibilidade abaixo da lesão, por um período que pode durar dias a

semanas. Após o choque, os reflexos segmentares abaixo do local da lesão espinal retornam, devido a uma reorganização funcional das estruturas medulares, tornando-se gradualmente hiperativos. Um aumento do tônus também é encontrado na musculatura dos membros, particularmente os flexores de braços e os extensores da perna.

As conseqüências da lesão podem ser determinadas com base em sintomas e sinais clínicos observados, e variam de uma simples limitação até a dependência total de terceiros. Com o objetivo de padronizar a classificação da lesão medular, e permitir a comparação entre indivíduos, a ASIA (American Spinal Injury Association) reuniu especialistas de diversas áreas (neurocirurgia, ortopedia, medicina física, fisioterapia e epidemiologia) e desenvolveram um protocolo para a classificação da lesão medular, onde foi realizada uma adaptação da escala de Frankel e a lesão medular também foi classificada em cinco graus. A ASIA desenvolveu um protocolo com escore numérico que classifica o nível neurológico da lesão como o segmento mais distal da medula com função sensorial e motora normal em ambos os lados do corpo. Para esta classificação é realizada uma avaliação sensitiva sobre os 28 dermatômos de C2 a S5 tanto para toque leve quanto para dor de ambos os lados do corpo, verificando assim o nível e escore sensitivo. Também é avaliada a resposta motora sobre 10 miótomos de ambos os lados do corpo, onde é testado o grau de força em grupos musculares específicos que representam cada segmento medular, verificando com isso o nível motor. Essa avaliação motora é realizada para cada lado do corpo com escores que variam de 0 a 5 pontos. A soma das avaliações de ambos os lados fornece um índice total, sendo um modo quantitativo de avaliar a função motora. A classificação de uma lesão como completa ou incompleta é realizada pela sensação sacral, observando a presença ou ausência de contração voluntária do esfíncter anal. Não sendo preservada a função sacral, a lesão é classificada como completa. Essa avaliação vem sendo utilizada e aceita no meio científico como um meio de padronizar a classificação da lesão medular. No entanto, existe um grau de subjetividade atribuída ao examinador durante a avaliação. Por isso, alguns ensaios têm sido

realizados utilizando estímulos térmicos, elétricos e vibratórios padronizados, na tentativa de detectar mínimas anormalidades sensoriais e quantificá-las.

Desta forma, pode-se concluir que a lesão medular limita a capacidade de realizar simples tarefas diárias e a reabilitação busca maximizar a funcionalidade remanescente para tornar o indivíduo com lesão medular o mais independente possível. Assim, o processo de reabilitação envolve aspectos físicos, psicológicos e sociais e não deve se limitar apenas ao período em que o indivíduo encontra-se no hospital ou na clínica de reabilitação, mas deve estender-se ao seu cotidiano, de forma que seja explorada e realizada a manutenção das potencialidades e habilidades adquiridas. Depois de atingida a estabilidade clínica pode-se iniciar o processo de reabilitação na busca de maximizar as funções preservadas e adaptar o indivíduo à nova condição. A reabilitação da lesão medular é um processo multidisciplinar com a interação de profissionais de várias áreas. Após diagnosticado o quadro neurológico da lesão, algumas metas funcionais são estabelecidas de acordo com o seu nível. Entre os objetivos da reabilitação funcional está o aumento na independência do indivíduo para realizar atividades da vida diária. No entanto, essa independência está ligada também à locomoção. Dependendo do nível da lesão é possível estimular e até desenvolver estratégias de deambulação. No caso da lesão incompleta, pode ocorrer uma reorganização na comunicação sensório-motora devido à plasticidade sináptica ou a plasticidade anatômica. Além disso, o ser humano é capaz de desenvolver alternativas compensatórias para suprir as funções perdidas. Isso fica mais evidente em indivíduos classificados pela ASIA como C e D, pois possuem o controle sobre alguns músculos abaixo do nível da lesão.

A recuperação da capacidade de deambular é uma das últimas etapas do processo de reabilitação, pois envolve a interação de grandes grupos musculares de forma coordenada com o objetivo de produzir a sustentação e o deslocamento do próprio corpo. Entre algumas alternativas para esta reabilitação podem ser citadas a hidroterapia, a estimulação elétrica neuromuscular - EENM, e o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP. Esses métodos apenas estimulam o

reaprendizado da marcha, a recuperação total dessa função depende do nível neurológico da lesão, e quais funções foram comprometidas, sendo particular para cada indivíduo.

- A hidroterapia tem mostrado bons resultados para o estímulo motor, e se vale das propriedades físicas da água, como o empuxo e a resistência aumentada para proporcionar uma maior funcionalidade e independência dos movimentos do indivíduo. Porém, a evolução do indivíduo fica restrita ao ambiente aquático. Por isso, é sugerido que também sejam realizadas atividades fora da água, no ambiente terrestre, que respeitem suas limitações funcionais.

- A EENM por meio de eletrodos de superfície é um método de reabilitação que reduz a atrofia muscular, pois provoca o fortalecimento e a hipertrofia das fibras musculares estimuladas. Os resultados da aplicação deste método têm demonstrado efeitos psicológicos positivos frente à recuperação da funcionalidade, uma vez que, durante alguns instantes os indivíduos podem realizar o movimento de deambulação mesmo que limitado. No entanto, fisiologicamente a fadiga muscular precoce tem limitado a utilização da EENM por longos períodos.

- O treino locomotor com suporte de peso - TLSP é um método de reabilitação aplicado na lesão medular para estimular a recuperação da capacidade muscular, evitar a atrofia e restabelecer a capacidade de sustentar um percentual do peso corporal. O treino consiste na sustentação parcial do peso corporal do indivíduo, com auxílio de um sistema de suporte de peso corporal - SPC, que mantém o indivíduo em ortostatismo, enquanto profissionais movimentam seus membros inferiores e reproduzem os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica. Ao longo do tempo de treino, a parcela de peso corporal sustentada pelo indivíduo é aumentada gradativamente à medida que ele adquire maior capacidade de sustentá-la. Desta forma, por alguns instantes o indivíduo tem a oportunidade de estar na posição ortostática. Este método pode ser aplicado após a estabilização da lesão, e o reaparecimento dos reflexos espinhais, induzindo um padrão locomotor, que evita a atrofia muscular e restabelece parcialmente o controle na capacidade de sustentação do peso corporal que depende do comprometimento motor.

Estudos têm mostrado alterações significativas no sinal eletromiográfico dos músculos dos membros inferiores ao longo do treino e sugerem que o mesmo tende ao padrão de um sinal apresentado durante a marcha de indivíduos hígidos. A eficácia deste método tem sido demonstrada, portanto, pela evolução do sinal eletromiográfico, pelo aumento da capacidade de sustentação do peso e pela observação de que, em alguns casos, pacientes com lesão incompleta puderam recuperar a habilidade de deambular por curtas distâncias. Isto evidencia os benefícios do treino locomotor com suporte de peso - TLSP e mostra que seus efeitos advêm da plasticidade do sistema neuromotor.

A carga suportada pelos membros inferiores durante a aplicação do treino locomotor com suporte de peso - TLSP é descrita como um importante parâmetro para o sucesso desse método e foram observadas variações nessa carga durante a aplicação do treino locomotor com suporte de peso - TLSP ao longo da passada. Portanto, um sistema que permita identificar o comportamento das cargas em membros inferiores e superiores durante o treino locomotor com suporte de peso - TLSP pode contribuir no desenvolvimento de estratégias que tornem mais eficiente a aplicação desse método, conhecer a real evolução na capacidade de sustentação do peso corporal e relacionar essa carga efetiva sobre os membros inferiores com o sinal eletromiográfico.

Cabe ressaltar que, o estímulo da marcha independente do método utilizado é um meio de realizar uma atividade física, que pode trazer como conseqüências melhorias na capacidade cardiorrespiratória, circulatória e psicológica. Além de prevenir futuras complicações decorrentes do sedentarismo, como obesidade, osteoporose, entre outros. Além disso, a prática de qualquer atividade física por indivíduos com lesão medular proporciona uma melhora na capacidade funcional que resulta numa maior independência, bem como uma melhor capacidade física e qualidade de vida. A marcha permite ainda que o indivíduo permaneça na posição ortostática, mesmo que temporariamente.

A deambulação pode ser definida como um tipo de locomoção. No ser humano, um padrão bípede de deambulação é adquirido durante a infância. Com a

prática, o sistema sensório-motor torna-se adaptado sendo capaz de gerar automaticamente uma sequência de comandos de controle motor permitindo a caminhada sem esforço consciente. A passada, que corresponde a um ciclo da marcha, é iniciada com o toque do calcanhar do pé no solo e termina com o toque do calcanhar do mesmo pé no solo, ou seja, a marcha pode ser dividida basicamente em duas fases conhecidas como fase de apoio a qual ocorre quando o pé de referência encontra-se em contato com o solo e fase de balanço a qual ocorre quando o pé de referência está desprendido do solo.

- durante a passada existe um trabalho coordenado e seqüencial entre os músculos flexores que atuam durante a fase de balanço e os extensores dos membros inferiores que atuam durante a fase de apoio. Essa atividade é continuamente monitorada por estímulos proprioceptivos por meio de mecanismos espinhais que são os responsáveis pela coordenação entre os membros inferiores durante a marcha. Desta forma, uma combinação de estímulos aferentes e eferentes é necessária para a indução de um padrão locomotor.

- durante a contração muscular, o processo de despolarização e subsequente repolarização gera um potencial elétrico ao longo das fibras musculares que pode ser captado por meio de eletrodos, sendo que, este processo é denominado eletromiografia - EMG e podem ser utilizados eletrodos do tipo agulha ou de superfície. O músculo gastrocnêmio tem grande contribuição na sustentação do peso corporal durante a fase de apoio da passada, sendo estimulado durante quase a totalidade dessa fase até o desprendimento do solo, por isso, é um dos principais músculos estudados na eletromiografia.

A EMG de superfície com eletrodos bipolares é muito utilizada em análises biomecânicas e fornece informações sobre os músculos superficiais, além de ser de fácil utilização e livre de desconforto. Com o auxílio desse instrumento é possível identificar os padrões de recrutamento de diferentes músculos ou grupos musculares, extraíndo informações referentes à amplitude, o espectro de potência e a coordenação da ativação muscular. A amplitude do sinal de EMG é utilizada para quantificar o nível de contração muscular. No entanto, pode sofrer a influência de

fatores como a distância entre o músculo e os eletrodos, a localização dos eletrodos em relação às estruturas anatômicas, a distância entre eletrodos e o tamanho dos eletrodos. Portanto, alguns cuidados devem ser tomados na utilização desse recurso, como o cuidado com a limpeza da pele para remover células mortas, sujeira e a própria oleosidade natural. Além disso, o sinal pode sofrer a interferência de artefatos mecânicos devido aos movimentos dos eletrodos na pele ou dos cabos, artefatos elétricos devido à influência de outros equipamentos ou a própria rede elétrica e de outros músculos devido ao posicionamento dos eletrodos. Na tentativa de minimizar os ruídos durante a captação desse sinal, é utilizado um eletrodo de referência, geralmente posicionado em uma região eletricamente neutra como uma proeminência óssea. Cabe ressaltar que, durante o estudo eletromiográfico da marcha, são necessários dispositivos que auxiliem na identificação dos eventos da passada e os sincronizem com o sinal de EMG, entre os quais: plataforma de força, eletrogoniômetros, palmilhas especiais e acelerômetros ou footswitches.

Os eletrogoniômetros quando associados com simples modelos biomecânicos facilitam a descrição dos eventos da marcha. Por exemplo, o uso de um modelo de quatro segmentos (pé, perna, coxa, tronco) permite avaliar o comportamento angular das articulações com o auxílio da cinemetria ou sensores de movimento em geral.

O treino locomotor com suporte de peso - TLSP é uma alternativa para a reabilitação da marcha que proporciona uma redução da carga sobre o aparelho músculo esquelético, podendo ser aplicado em idosos, hemiplégicos, paralisados cerebrais e lesados medulares. Esse método é baseado essencialmente em princípios que promovem o movimento das pernas e do tronco para gerar informação sensorial consistente para induzir padrões locomotores. Dessa forma, vários componentes da marcha são treinados simultaneamente de forma dinâmica. Além disso, o tipo de treino realizado e a tarefa específica de interesse são fatores importantes para o resultado do desempenho motor. Na reabilitação da marcha necessita-se estimular tarefas motoras específicas para a marcha durante o treino da mesma. Por exemplo, os ganhos obtidos com um treino de equilíbrio não são

transferidos para a marcha se o mesmo não for aplicado durante a própria marcha. Além disso, a plasticidade que aparece na tarefa motora depende do movimento que está sendo treinado e o treino representa um grande fator na recuperação da função locomotora.

- 5 A prática intensiva de tarefas específicas como o treino locomotor com suporte de peso - TLSP pode promover em lesados medulares incompletos a plasticidade supra-espinhal nos centros motores envolvidos na locomoção, além da melhora na capacidade funcional de caminhar sobre o chão. O treino de marcha auxilia à caminhada em pé a adquirir um padrão típico ao de indivíduos hígidos.
- 10 Além disso, as respostas para o treino locomotor com suporte de peso - TLSP podem ocorrer meses ou anos após ter ocorrido a lesão medular, e não apenas em lesões recentes.

- O sucesso na recuperação dos movimentos é influenciado pelo tipo de treinamento realizado e a interrupção do treino de uma tarefa motora causa uma
- 15 redução no seu desempenho. No entanto, a manutenção desses ganhos é mantida com a prática regular do treino. Assim, o treinamento motor repetitivo promove a estimulação de caminhos neurais específicos, facilitando a reorganização dentro da medula e, como consequência, desenvolvendo uma melhora na resposta motora. O gerador de padrão central é definido como um conjunto de redes neurais dentro da
- 20 coluna, sendo que, a interação deste com as informações sensoriais são essenciais para locomoção em mamíferos, pois são capazes de receber, interpretar e processar essas informações para gerar uma tarefa motora. O gerador de padrão central também atua na coordenação entre membros inferiores, pela inibição e excitação de grupos musculares. A alteração do sinal de EMG na ausência de estímulos aferentes
- 25 de origem supra-espinhal é interpretada como uma evidência para sua existência em seres humanos. Os seres humanos também possuem um grande potencial para a recuperação motora e o desenvolvimento de novas técnicas utilizando fármacos, treino locomotor com suporte de peso - TLSP e estimulação elétrica neuromuscular são algumas das alternativas para a indução dessa recuperação após a lesão
- 30 medular. O treino de alguma tarefa motora estimula o início de uma reorganização

das redes neurais dentro da medula espinhal e isso se deve à plasticidade dos centros neurais observada por ressonâncias magnéticas, que demonstram mudanças no padrão de ativação supra-espinhal. Portanto, a medula espinhal possui a capacidade de gerar um complexo padrão locomotor que pode ser ativado e
5 treinado em indivíduos com lesão medular.

O controle da locomoção em seres humanos utiliza informações aferentes que podem ser de origem visual, proprioceptiva ou vestibular. Desta forma, o treino locomotor com suporte de peso - TLSP utiliza vantagens sensoriais da coluna vertebral humana, essenciais para locomoção tais como: o estímulo dos
10 receptores de carga, o estímulo aferente da articulação do quadril e a coordenação entre membros. O estímulo aferente da articulação do quadril em combinação com os receptores de carga contribui essencialmente para a geração de atividade locomotora em indivíduos com lesão medular. Portanto, o sucesso do treino locomotor com suporte de peso - TLSP depende de um adequado estímulo aferente
15 e conseqüente interpretação sensorial, além da plasticidade dos caminhos sensório-motores que geram os passos.

A informação da carga é obtida por mecanoreceptores na sola do pé e a informação da extensão muscular é obtida proprioceptivamente, e são utilizadas para a estabilização da postura e a identificação das variações no centro de massa.
20 Os estímulos aferentes são integrados num caminho de reflexos polisinápticos e ativam os músculos extensores da perna, além de facilitar a flexão do membro contralateral. A posição do quadril durante a marcha é informada pelos proprioceptores dos músculos em volta dessa região, sendo ainda um importante parâmetro para a ativação muscular durante a transição da fase de apoio para a fase
25 de balanço. No entanto, apenas os proprioceptores do quadril não são suficientes para induzir ritmos locomotores consistentes. A coordenação entre membros é mediada na própria medula espinhal, onde o início da fase de balanço é concomitante ao início da fase de apoio no membro contralateral, também é sugerida a existência de uma coordenação entre membros superiores. Alguns
30 fatores podem maximizar o estímulo sensorial durante o treino locomotor com

suporte de peso - TLSP: a velocidade da passada próxima à da marcha normal; a carga no membro inferior durante a fase de apoio; a manutenção da posição ereta; as amplitudes dos movimentos do quadril, joelho e tornozelo próximas às normais; a redução da carga sobre os braços; e a simetria entre os membros.

5 Na aplicação do treino locomotor com suporte de peso - TLSP para o caso específico de lesão medular é necessária uma perfeita capacitação de três treinadores, um posicionado ao lado de cada perna nas laterais da esteira e um terceiro responsável em estabilizar o quadril e manter o tronco ereto. No entanto, dependendo do grau de independência ou controle motor do voluntário diminui o
10 número necessário de treinadores. Os treinadores posicionados nas pernas são responsáveis por manter o ritmo das mesmas durante a passada, de modo que, eles mantêm uma das mãos posicionada no tornozelo e a outra posicionada na patela durante a fase de extensão do joelho e no poplíteo durante a fase de flexão do joelho. Alguns cuidados devem ser tomados durante a manipulação das pernas dos
15 indivíduos devido à falta de sensibilidade nos membros inferiores. Para se obter bons resultados com o treino locomotor com suporte de peso - TLSP é necessária a manutenção de uma postura adequada durante a realização da marcha. O joelho e o quadril devem ser mantidos em extensão durante a fase de apoio. A flexão do tronco deve ser evitada, pois faz com que a extensão do quadril diminua no fim da
20 fase de apoio, e isso reduz a carga sobre o membro inferior de apoio, o que altera a informação sensorial que estimula e facilita a fase de balanço. No entanto, para a manutenção da postura é necessária uma descarga de peso corporal e uma velocidade da esteira adequada.

- a carga é um estímulo essencial, sem a qual não haverá benefícios ou
25 estímulos suficientes, sendo que, sua variação exige da musculatura uma adaptação para a nova carga. Porém, uma carga excessiva no início do programa dificulta a movimentação das pernas dos indivíduos, exigindo assim um grande esforço dos treinadores com o objetivo de evitar a flexão dos joelhos. Desta forma, a carga ideal para iniciar o treino é a máxima que permita uma movimentação ritmada das pernas
30 dos indivíduos. Além disso, a descarga corporal adequada depende do nível da

lesão, pois um indivíduo que possui um comprometimento motor menor poderá sustentar uma carga maior nos membros inferiores devido ao controle remanescente.

- a velocidade da esteira depende da habilidade de cada indivíduo e dos treinadores que realizam a movimentação das pernas.

Para obtenção dos benefícios do treino locomotor com suporte de peso - TLSP evidenciados na literatura são seguidos alguns protocolos. Apesar dos protocolos utilizados por diferentes grupos de pesquisa apresentarem características semelhantes, eles não coincidem em todos os aspectos. Existem variações quanto ao número de sessões semanais, duração destas sessões, velocidade da marcha e modificação da descarga de peso, entre outros parâmetros. O período de treinamento é variável, mas têm sido observados resultados positivos com doze semanas, com uma frequência de três a cinco sessões semanais. A velocidade da esteira e a duração destas sessões são variáveis, respeitando o comprometimento motor e o nível de treinamento de cada indivíduo, mas vários estudos têm utilizado uma velocidade de 1,5 km/h e uma duração de quinze minutos para cada sessão.

Os resultados da aplicação do treino locomotor com suporte de peso - TLSP dependem muito do nível da lesão e da capacidade motora remanescente. Assim, os indivíduos com lesão medular completa não conseguem transferir os benefícios obtidos com o treino locomotor com suporte de peso - TLSP para a caminhada no solo, como ocorre nos indivíduos com lesão medular incompleta. Portanto, o treino locomotor com suporte de peso - TLSP pode auxiliar apenas os indivíduos com lesão medular incompleta a recuperar ou melhorar a capacidade de caminhar no solo. Os indivíduos com lesão medular completa recebem o benefício cardiovascular e do músculo esquelético com a prevenção da atrofia e a redução na espasticidade.

A evolução do treino locomotor com suporte de peso - TLSP descrita na literatura tem sido avaliada ao observar a descarga de peso corporal e o sinal eletromiográfico obtido por meio da eletromiografia de superfície nos músculos envolvidos na marcha. Alguns estudos têm evidenciado um significativo aumento

na atividade eletromiográfica nos músculos da perna em indivíduos com lesão medular completa ou incompleta, durante o movimento das pernas com auxílio externo. São encontrados sinais com amplitude maior no grupo de pacientes com lesão medular incompleta. No entanto, o valor RMS deste sinal durante a passada
5 ainda permanece inferior à encontrada em indivíduos hígidos. Acredita-se que isto ocorra devido à deficiência na transmissão dos reflexos polisinápticos.

Na avaliação da EMG em lesados medulares completos pode-se encontrar atividade em vários músculos de uma perna enquanto a mínima atividade aparece na outra. Além disso, em alguns casos ocorrem co-contrações entre os
10 músculos flexores e extensores. Assim, numa série de passos o sinal eletromiográfico pode apresentar algumas variações. Portanto, a amplitude do sinal de EMG pode apresentar características diferentes entre as pernas. No entanto, essa diferença na amplitude entre os membros no sinal de EMG também é encontrada em indivíduos hígidos. A quantidade de carga sustentada nos membros inferiores
15 também é responsável por alterar a amplitude do sinal de EMG. Então, quando o treino locomotor com suporte de peso - TLSP é realizado sem carga nos membros inferiores, ou seja, com os passos realizados no ar, o sinal de EMG diminui, pois não há um estímulo apropriado. Portanto, o sinal de EMG aumentado durante a fase de apoio está relacionado com a carga corporal que estimula a ação dos músculos
20 extensores.

Cabe ressaltar que o treino locomotor com suporte de peso - TLSP pode ser combinado com outras estratégias de reabilitação como a estimulação elétrica, biofeedback, órteses mecânicas e fármacos. Assim como, com o intuito de reduzir o desgaste dos treinadores e possibilitar sessões de treino mais longas foram
25 desenvolvidas algumas estratégias como o uso de órteses robóticas que realizam a movimentação das pernas dos indivíduos. Entre os sistemas robóticos pode ser citado o Lokomat, que é uma órtese robótica capaz de executar o movimento das pernas sobre uma esteira automaticamente, sem a necessidade de treinadores; o gait trainer, que utiliza uma plataforma que realiza movimentos elípticos onde os pés
30 são posicionados separadamente e simulam o movimento da marcha; e o

hapticwalker, que também utiliza plataformas onde os pés são posicionados; sendo que, estes dois últimos geralmente utilizam a FES ou treinadores apenas para estabilizar os joelhos e os pés ficam o tempo todo em contato com a plataforma.

De uma forma geral, para a aplicação do treino locomotor com
 5 suporte de peso - TLSP são necessários alguns equipamentos que promovam a
 segurança do indivíduo durante a sessão. A composição básica deste sistema requer
 uma esteira elétrica, um sistema de suporte de peso corporal e um colete de
 segurança. A segurança é um fator importante durante o trabalho com esta
 população, sendo necessário que estes equipamentos respeitem algumas
 10 especificações técnicas.

- a esteira deve apresentar chave de segurança para a interrupção
 imediata do funcionamento, apoio para os membros superiores a uma altura
 apropriada que ajude no equilíbrio do indivíduo, espaço adequado para o auxílio
 dos terapeutas na movimentação das pernas, permitir o acesso da cadeira de rodas
 15 até o local onde ocorre a suspensão do indivíduo, velocidade regulável, descarga
 corporal controlável e operar em baixas velocidades.

- o sistema de suporte de peso corporal - SPC é a estrutura
 responsável pela suspensão e o controle da descarga de peso sobre os membros
 inferiores. O suporte deve ser projetado para suportar um excesso de peso, caso
 20 ocorra alguma falha durante o treino, e evitar com isso a queda do indivíduo. O
 sistema também deve ser confiável, e proporcionar um correto valor de descarga de
 peso corporal, pois este é o elemento principal para um bom resultado do treino.

- o colete é o responsável pela fixação do voluntário ao sistemas de
 suporte de peso corporal - SPC, proporcionando equilíbrio e segurança. O colete
 25 também deve ser confortável e permitir a movimentação livre de pernas e braços,
 sem interferência na realização da marcha.

Dentre os sistemas e equipamentos específicos aplicados no treino locomotor com suporte de peso - TLSP e amplamente conhecidos pelo atual estado da técnica, pode-se citar:

- Gazzani e colaboradores (2000) desenvolveram um sistema

pneumático para a descarga de peso corporal. Nesse sistema, o indivíduo é suspenso mecanicamente e há um cilindro onde o ar é pressurizado e por um sistema de polias controla os movimentos verticais do colete. Uma célula de carga é utilizada para medir a força entre o cabo e o colete, e faz assim o controle da
5 descarga de peso corporal. O uso de células de carga para o controle da descarga de peso é comum nesses sistemas, geralmente elas são acopladas ao cabo que realiza a suspensão dos voluntários.

- com a finalidade de avaliar a descarga de peso corporal tanto nos membros inferiores quanto nos membros superiores, ou seja, mostrar mais
10 claramente quanto peso corporal o indivíduo está realmente suportando nos membros inferiores ao longo de uma passada, Roesler e colaboradores (2005) desenvolveram um sistema instrumentalizado para a aplicação do treino locomotor com suporte de peso - TLSP. A estrutura é feita em tubos de duralumínio fixos no solo e na alvenaria, foram utilizadas duas células de carga extensométricas para
15 mensurar as descargas de peso, sendo uma tipo viga retangular para os membros superiores e outro tipo anel para o colete. Para a calibração do sistema foram usados pesos aferidos numa balança digital e foi conseguida uma sensibilidade de 1 N para a célula de carga tipo anel e 0,1 N para a célula de carga tipo viga retangular.

- a calibração das células de carga desses sistemas tem sido realizada
20 com pesos conhecidos para gerar uma equação de regressão que relaciona a tensão da célula de carga (V) com uma massa conhecida (kg) como sugerida por Mendes e Rosário (2005). Enquanto o sistema de Threlkeld e colaboradores (2003) calibraram seu sistema realizando cinco coletas com pesos conhecidos entre 5 e 45 kg, e obtiveram a equação de regressão para a relação carga-tensão e o coeficiente de
25 correlação de Pearson (r) igual a 0,998.

- Grasso e colaboradores (2004a) utilizaram um sistema pneumático de sistemas de suporte de peso corporal - SPC para a aplicação do TLSP, o qual apresentou uma constante de erro para a calibração da descarga de peso menor que 5%. As variáveis cinemáticas foram obtidas apenas do lado direito do indivíduo por
30 um sistema tridimensional Optotrak ou Vicon, com o uso de cinco marcadores

infravermelhos.

- Domingo, Sawaki e Ferris (2007) utilizaram um sistema pneumático de sistemas de suporte de peso corporal - SPC da Robomédica para a aplicação do treino locomotor com suporte de peso - TLSP, o qual possui uma rampa de acesso para a cadeira de rodas e assentos para os treinadores. Os dados de EMG e cinemática foram coletados com auxílio do software Visual 3D. Para identificar as fases da passada foram usadas footswitches e os ângulos foram medidos por eletrogoniômetros.

- Beres-Jones e Harkema (2004) utilizaram para aquisição de dados de EMG, ângulos, descarga de peso corporal e a carga sustentada em membros inferiores uma placa de aquisição com 24 canais e um software desenvolvido em ambiente Labview. O treino locomotor com suporte de peso - TLSP foi realizado com um sistemas de suporte de peso corporal - SPC que utilizava motores para a suspensão dos voluntários, havia uma célula de carga posicionada no cabo que foi utilizada para medir a descarga de peso corporal. Os eventos da marcha eram identificados por uma footswitch e os ângulos por um eletrogoniômetro. A carga nos membros inferiores foi medida por sensores de pressão posicionados na sola do pé dos voluntários, foi necessário interpolar essas informações para sincronizá-los com os outros dados.

- Atualmente tem-se utilizado diversos tipos de coletes para aplicação do treino locomotor com suporte de peso – TLSP, entre os quais:

- coletes do tipo segurança no trabalho ou pára-quedas;

- coletes específicos empregados para reabilitação corporal como o Medical Harness, porém esse modelo possui faixas que passam pela virilha e podem gerar desconforto devido à pressão nessa região, e dificultar a circulação do sangue para os membros inferiores ou até causar lesões devido ao atrito entre a pele e essa faixa;

- colete modelo 695 SHBD MAGS Suspension Vest, onde as faixas de fixação nas coxas aliviam o desconforto na região da virilha, ou seja, resolve o problema gerado no colete anterior; e

- coletes aplicados em escalada têm-se mostrado uma boa alternativa para composição deste sistema. No entanto, no caso da lesão medular a falta da sensibilidade abaixo do nível da lesão acrescido da escolha de um equipamento incorreto, pode acarretar desconforto e insegurança quando o voluntário é suspenso, e causar os mesmos problemas relatados anteriormente com o colete Medical Harness.

Cabe ressaltar também que, o treino locomotor com suporte de peso - TLSP apresenta muitos benefícios, porém, a capacitação dos treinadores e os custos com equipamentos são desafios para tirar o treino locomotor com suporte de peso - TLSP do laboratório e levá-lo para clínicas. A habilidade ou experiência do treinador também pode influenciar na movimentação das pernas do voluntário, trazendo como consequência alteração no sinal de EMG ou ângulo do joelho, ou ainda, ausência de padrão ou ritmo durante as passadas. Além disso, o treinamento acaba sendo limitado mais pelo desgaste físico dos treinadores do que pelo próprio voluntário. Principalmente quando se trata de voluntários com espasmos musculares que exigem um esforço maior dos treinadores. No entanto, a ativação muscular rítmica induzida pela locomoção sobre a esteira provoca uma diminuição na espasticidade. Dificuldades na execução do movimento e manutenção da postura devido à presença de espasmos também são relatadas em estudos. Porém, esses espasmos foram diminuindo com o ajuste do peso e da velocidade. Desta forma, existem ainda alguns pontos obscuros como a carga ideal para o início do treinamento, os critérios para se alterar a carga e o tempo ideal de cada sessão. O treino locomotor com suporte de peso - TLSP assim como outros métodos de reabilitação possui ainda restrições que dependem do controle motor remanescente ou adaptação de cada indivíduo.

Da mesma forma, atualmente, as pesquisas com sistemas de suporte de peso corporal - SPC estão associadas a laboratórios de estudo da marcha. O custo para a construção e manutenção desses laboratórios acaba sendo elevado devido aos equipamentos necessários. Portanto, o desenvolvimento de um sistema de suporte de peso corporal - SPC de baixo custo com sensores que permitam

controlar e avaliar a evolução do treino locomotor com suporte de peso - TLSP pode contribuir para que esse método de reabilitação não se limite apenas ao ambiente de pesquisa.

Desta forma, a concepção geral do presente sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso, objeto da presente patente, é baseada totalmente na sua estruturação simples e robusta com um mínimo necessário de componentes, baixo custo da manufatura e operacionalidade e funcionamento extremamente seguro e otimizado, de modo a viabilizar a sua implantação em clínicas e hospitais na avaliação precisa e prática dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos que apresentam lesão medular através um sistema de forças e ângulos e um sistema de aquisição de sinais aplicados diretamente nos pacientes. Deste modo, o sistema de suporte de peso corporal surgiu com objetivos muito bem definidos, entre os quais: medir a carga sustentada pelos membros inferiores e superiores durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP através de sensores; medir as variáveis espaços-temporais e cinemáticas da marcha durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP; determinar os parâmetros espaços-temporais da marcha durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP de lesados medulares; determinar a carga real sustentada nos membros inferiores durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP de lesados medulares; determinar padrões eletromiográficos em membros inferiores durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP de lesados medulares; e avaliar as alterações na capacidade funcional de lesados medulares após a aplicação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP.

A patente em apreço caracteriza-se por reunir componentes e processos em uma concepção diferenciada, a qual atenderá as diversas exigências que a natureza da utilização demanda, ou seja, avaliação dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos que apresentam lesão medular em geral. Concepção esta que garante um sistema de

suporte de peso corporal de grande eficiência, funcionalidade, resistência, durabilidade, segurança, versatilidade, precisão, economia e ergonomia em razão das excelentes qualidades técnicas agregadas, o que proporciona vantagens e melhoras nos procedimentos de aplicação e avaliação dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP em indivíduos com lesão medular e, cujas características gerais, diferem das demais formas e modelos de sistemas e equipamento amplamente conhecidos pelo atual estado da técnica.

A presente patente consiste no emprego de um moderno, eficiente, seguro e funcional sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso formado por um conjunto de soluções médicas e eletromecânicas corretamente incorporadas, compondo um sistema de suporte de peso corporal completo e diferenciado com design exclusivo, detalhes de ótimo acabamento e características próprias, que incorpora estrutura própria e específica do tipo eletromecânica, de elevada durabilidade e resistência e contendo perfeitamente integrados um suporte de peso corporal como elemento de medição da distribuição da carga corporal durante a aplicação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP; e um conjunto de aquisição e processamento como elemento de aquisição e processamento dos sinais biomecânicos e eletromiográfico, de modo a viabilizar a formação de um conjunto único, completo e seguro, cujas formas e disposições internas e externas possibilitam a perfeita adaptação aos mais diversos tipos de clínicas e hospitais, técnicos e pacientes com lesão medular, sendo especialmente projetado para estes fins com geometria própria.

O presente sistema de suporte de peso corporal baseia-se na aplicação de componentes e processos em uma concepção diferenciada, sem, no entanto, atingir um alto grau de sofisticação e complexibilidade, tornando possível solucionar alguns dos principais inconvenientes das demais formas e modelos conhecidos pelo atual estado da técnica e empregados na avaliação dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos que apresentam lesão medular em geral, que se situam em uma faixa de trabalho na qual os sistemas e equipamentos são de grande porte, sendo de custo

extremamente elevado, volume e peso geral elevado, pouquíssima flexibilidade, manuseio complexo, elevada manutenção, relativa precisão, grande desperdício de tempo, elevadíssimas perdas, manufatura complexa, relativa performance, emprego de mão-de-obra altamente especializada e operacionalidade de elevado custo.

5 Os objetivos, vantagens e demais características importantes da patente em apreço poderão ser mais facilmente compreendidas quando lidas em conjunto com as figuras e tabelas em anexo, nas quais:

A figura 1A representa uma vista em perspectiva do sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de
10 peso.

A figura 1B representa uma vista lateral em detalhe da aplicação do sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso.

A figura 1C representa uma vista frontal em detalhe da aplicação do sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com
15 suporte de peso.

A figura 2 representa uma vista em lateral do apoio dos membros superiores do suporte de peso corporal.

A figura 3 representa uma vista em perspectiva do conjunto polias moveis superiores, cabo de aço, gancho superior, célula de carga do colete, haste superior, fita superior com graduação e mosquetões superiores do suporte de peso corporal.
20

A figura 4A representa uma vista superior do colete do suporte de peso corporal na posição aberta.

25 A figura 4B representa uma vista em perspectiva do colete do suporte de peso corporal na posição fechada.

A figura 5 representa uma vista lateral da joelheira do conjunto de aquisição e processamento.

A figura 6 representa uma vista lateral da tornozeleira do suporte de
30 peso corporal.

A figura 7 representa uma vista inferior da palmilha do conjunto de aquisição e processamento.

A figura 8 representa um diagrama em blocos do sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso.

5 A figura 9A representa um fluxograma do programa de computador para calibrar a descarga de peso corporal.

A figura 9B representa um fluxograma do programa de computador para aquisição dos sinais biomecânicos e eletromiográficos.

10 A figura 9C representa um fluxograma do programa de computador para leitura e processamento dos sinais.

A figura 10A representa o circuito elétrico do sensor eletrogoniômetro ou de ângulo do conjunto de aquisição e processamento.

A figura 10B representa o circuito elétrico do sensor footswicht ou de contato do pé do conjunto de aquisição e processamento.

15 A figura 10C representa o circuito elétrico do módulo ângulo e footswitch do conjunto de aquisição e processamento.

Como se infere nas figuras e tabelas em anexo que ilustram e integram o presente relatório descritivo da patente de invenção de "Sistema de Suporte de Peso Corporal para Aplicação do Treinamento Locomotor com Suporte de Peso", na figura (1A) é apresentado o mesmo de um modo geral, compreendido por um sistema de suporte de peso corporal (1) completo e de características próprias, que incorpora estrutura própria e específica do tipo eletromecânica, de elevada durabilidade e resistência formas e disposições internas e externas possibilitam a adaptação aos mais diversos tipos de clínicas e hospitais, técnicos e
20 pacientes com lesão medular, e contendo perfeitamente integrados um suporte de peso corporal (2) como estrutura eletromecânica destinada a medição da distribuição da carga corporal durante a aplicação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP; e um conjunto de aquisição e processamento (3) como estrutura eletromecânica destinada a aquisição e processamento dos sinais
25 biomecânicos e eletromiográfico.
30

O suporte de peso corporal (2) é composto por uma viga estrutural da edificação (2A) de formato geral paralelepipedal e disposta simetricamente sobre toda a extensão do suporte de peso corporal (2); uma esteira elétrica (2B) de formato geral paralelepipedal sem os apoios laterais tradicionais e disposta simetricamente sobre uma superfície plana e sob o alinhamento vertical da viga (2A); dois apoios laterais reguláveis (2C) de formatos gerais similares a um "F" e dispostos verticalmente, paralelamente e simetricamente nas faces laterais da esteira elétrica (2B); duas células de carga das mãos (2D) de formatos gerais similar a um "S" e cada qual disposta verticalmente e simetricamente sob a extremidade pósterosuperior de um apoio lateral regulável (2C) e tendo dois pinos de segurança centrais (2E) e um regulador de altura frontal (2F); uma haste (2G) de formato geral retilínea de seção circular e disposta verticalmente e simetricamente espaçada sob a mesma superfície plana da parte frontal da esteira elétrica (2B); duas polias (2H) de formatos gerais cilíndricas e dispostas simetricamente espaçadas na viga (2A) com a frontal disposta alinhada verticalmente sobre a haste (2G) e a central disposta alinhada verticalmente sobre a parte central da esteira elétrica (2B); um guincho (2I) de formato geral cilíndrico e de disposto verticalmente e simetricamente centrado na extremidade superior da haste (2G); um cabo de aço (2J) de formato geral similar a um "U" invertido e disposto fixado por uma de suas extremidades no guincho (2I) e transpassando as duas polias (2H); duas polias móveis (2K) de formatos gerais oblongos e dispostas simetricamente espaçadas e alinhadas verticalmente ao longo da parte livre do cabo de aço (2J); um gancho (2L) disposto verticalmente e simetricamente centrado sob a polia móvel (2K) inferior; uma célula de carga do colete (2M) de formato geral similar a um "S" e disposta verticalmente e simetricamente centrada sob o gancho (2L); uma barra de sustentação (2N) de formato geral retilínea de seção circular e disposta horizontalmente e simetricamente centrada sob a célula de carga do colete (2M) e tendo dois conjuntos de espaçadores (2O); duas alças reguláveis do colete (2P) de formatos gerais similares a um "U" invertido, dispostas verticalmente, paralelamente e simetricamente espaçados na barra de sustentação (2N) e cada qual

tendo um par de mosquetão inferior (2Q) e um conjunto de reguladores frontais (2R); um colete de suspensão (2S) de formato geral cilíndrico, disposto verticalmente e simetricamente centrado sob os mosquetões inferiores (2Q) e ao redor do tórax e tendo talas de apoio (2T) e ganchos de fixação (2U); uma faixa
5 elástica (2V) de formato geral similar a um "U" deitado e disposta horizontalmente e simetricamente entre os dois apoios laterais reguláveis (2C) e ao redor do quadril do paciente; e um par de tornoeleiras (2X) de formatos gerais cilíndricas e cada qual disposta verticalmente e simetricamente ao redor de um tornozelo do paciente e tendo uma pequena alça lateral (2Z); sendo que, as células de carga do colete
10 (2M) e de carga das mãos (2D) são alimentadas com uma fonte simétrica (tensão negativa e positiva simultaneamente).

O conjunto de aquisição e processamento (3) é composto por sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) constituídos por um circuito eletrônico com alimentação por fonte de tensão ligada diretamente na rede elétrica e baseado em
15 um amplificador operacional, um potenciômetro e um regulador de tensão, sendo disposto simetricamente por uma de suas hastes em uma joelheira (3B) aplicada diretamente no paciente; sensores footswitch ou de contato do pé (3C) constituídos por uma palmilha de EVA com sensores tipo chaves de contato mecânicas posicionadas no ante-pé e no retro-pé do paciente e conectadas a um circuito
20 elétrico; sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) dispostos no corpo do paciente; um módulo eletromiográfico (3E) constituído por dois módulos com seis canais de eletromiografia e dois canais analógicos cada um e um pré-amplificador (3F), um amplificador (3G), um filtro passa alta de 20 Hz (3H), um amplificador (3I) e um filtro passa baixa de 500 Hz (3J), sendo interligado a célula de carga do
25 colete (2M) e ao sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D); um módulo ângulo e footswitch (3K) constituído com a integração dos circuitos eletrônicos dos sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) e footswitch ou de contato do pé (3C) em um único circuito, sendo interligado a estes dois últimos; um módulo amplificador (3L) interligado as duas células de carga das mãos (2D); uma placa de
30 aquisição (3M) com frequência de amostragem de 1000 Hz e interligada ao módulo

eletromiográfico (3E), módulo ângulo e footswitch (3K) e módulo amplificador (3L); um computador (3N) interligado a placa de aquisição (3M); programas de computador (3O) em ambiente LabView, sendo que, o primeiro calibra a descarga de peso corporal do indivíduo, o segundo coleta os sinais biomecânicos e de EMG durante o treino, e o terceiro recupera os sinais armazenados, faz o tratamento deles por filtros digitais e gera arquivos em formato de texto; e programas de computador (3P) em ambiente Matlab no processamento e análise dos sinais coletados; e sendo que, na sistemática do conjunto de aquisição e processamento (3) os sinais dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3C) e da força da célula de carga do colete (2M) são captados pelo pré-amplificador (3F) e amplificador (3I) do módulo eletromiográfico (3E), respectivamente; os sinais da força das duas células de carga das mãos (2D) são captados pelo módulo amplificador (3L); os sinais dos sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) e footswitch ou de contato do pé (3C) são captados pelo módulo ângulo e footswitch (3J); e os sinais processados nos módulos eletromiográfico (3E), amplificador (3L) e ângulo e footswitch (3K) são captados pela placa de aquisição (3M) e desta para o computador (3N) que os processa através dos programas de computador (3O).

O colete de suspensão (2S) possui a finalidade de suspensão dos pacientes e manutenção dos mesmos na posição ortostática durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP de forma confortável e segura, de modo que contempla as seguintes características: manutenção da postura tanto ortostática quanto em deambulação assistida; liberação dos membros inferiores para caminhada assistida; manutenção da simetria dos movimentos; regulação facilitada para diferentes tipos antropométricos; e minimizar pressões por contato com as presilhas e faixas. Desta forma, o mesmo realiza a suspensão dos voluntários apenas pela região do tórax, liberando os membros inferiores e evitando o desconforto na região inguinal; é facilmente posicionado e ajustado com o indivíduo sentado; é regulado de acordo com a estatura do paciente através das duas alças reguláveis do colete (2P); é sustentado pela barra de sustentação (2N) a partir dos mosquetões inferiores (2Q) na região frontal e dorsal do colete de suspensão

(2S) em ambos os lados; e é auxiliado na estabilização do paciente pela faixa elástica (2V), pois a postura ortostática proporcionada pelo colete de suspensão (2S) enquanto a esteira encontrava-se parada ereta sem a flexão do tronco, no entanto, quando era iniciado o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP e a esteira elétrica (2B) entrava em movimento, ocorriam oscilações no quadril do paciente que dificultavam o equilíbrio do mesmo.

O par de tornoeleiras (2X) possui a função de auxiliar os treinadores a segurarem os pés dos pacientes durante a movimentação das pernas independente do tamanho das mãos dos treinadores.

A célula de carga do colete (2M) alimentada com 5 V e interligada ao amplificador (3I) do módulo eletromiográfico (3E) com ganho de 300, e as duas células de carga das mãos (2D) alimentadas com 10 V são interligadas ao módulo de amplificador (3L) com ganho de 230, sendo que, ambas são alimentadas com uma fonte simétrica (tensão negativa e positiva simultaneamente), pois funcionam tanto para tração como para compressão, de modo que, quando ocorre uma força de tração o sinal fornecido pela célula de carga do colete (2M) e de carga das mãos (2D) é positivo e quando ocorre uma força de compressão o sinal é negativo. O sinal então é armazenado no computador (3N) através da placa de aquisição (3M). As células de carga do colete (2M) e de carga das mãos (2D) são calibradas depois de acopladas ao suporte de peso corporal (2) no local onde o mesmo foi construído. O processo de calibração é realizado em cinco dias diferentes, onde são realizadas coletas de dados diárias com pesos conhecidos do tipo anilhas e duração de cinco segundos, considerando-se o valor médio. Utiliza-se anilhas de aproximadamente 5 e 10 kg aferidas por uma balança de precisão.

Os sensores eletrogoniômetros ou de ângulo (3A) são responsáveis pela medida da trajetória angular da articulação do joelho durante a passada. O posicionamento desses na articulação é feito fixando-o diretamente na pele do voluntário. No circuito eletrônico o regulador de tensão evita oscilações de tensão que possam ocorrer na fonte, e o potenciômetro modula a tensão de entrada nesse amplificador de acordo com o movimento da articulação do joelho. Os sensores

eletrogoniômetros ou de ângulo (3A) são calibrados com auxílio de um compasso com precisão de 1° , uma das hastes do sensor é fixada numa das hastes desse compasso, enquanto a outra que girava livremente é fixada a outra haste desse compasso. A faixa de calibração foi de -20 a 110 graus, sendo considerado o ponto zero quando as hastes estavam alinhadas verticalmente. As coletas referentes ao sinal elétrico desses ângulos são realizadas a cada 10 graus, sendo realizadas três coletas com uma aumentado o ângulo, outra diminuído o ângulo e outra com os ângulos posicionados aleatoriamente. A média dessas três coletas foi utilizada para determinar a função da relação ângulo-tensão e o coeficiente de determinação (r^2).

Os sensores footswicht ou de contato do pé (3C) possui a função de identificar as fases da marcha e facilitar a análise posterior dos sinais de ângulo, força e EMG, sendo que, as chaves existentes nos sensores footswicht ou de contato do pé (3C) conectadas a um circuito elétrico produz diferentes níveis de tensão, de acordo com a combinação delas (abertas ou fechadas). Desta forma, quando o retro-pé do paciente toca o chão um nível de tensão é gerado, quando o ante-pé toca outro nível diferente de tensão aparece e quando o contato do pé com o solo é cessado esse nível de tensão vai à zero, ou seja, obtêm-se um sinal com diferentes níveis de tensão correspondente as fases da passada

O módulo eletromiográfico (3E) possui a finalidade de acompanhar a resposta neuromuscular dos membros inferiores através da eletromiografia de superfície dos músculos reto femural, bíceps femural, gastrocnêmio e tibial anterior, sendo que, esse proporciona um ganho de 2000 vezes.

O programa de computador para calibrar a descarga de peso corporal permite a seleção de canais, controle do tempo de coleta, calibração da descarga de peso corporal e arquivamento dos dados. Ele possibilita coletar as cargas nos sensores do sistema de suporte de peso corporal (1) apresentando a média desses valores em quilograma e tensão com as informações de tensão ao longo do tempo escolhido para coleta em uma interface gráfica. Permite ainda estimar a carga média em membros inferiores, com o peso do indivíduo e as forças nas células de carga do colete (2M) e de carga das mãos (2D), bem como observar os valores individuais

em cada uma destas. Para aplicação deste programa de computador inicialmente configuram-se os parâmetros de aquisição, escolhendo os canais que serão usados, o tempo de coleta, se são coletas contínuas ou apenas uma única coleta, sendo que, quando habilitada a opção de calibrar é necessário informar o peso do indivíduo e o percentual de carga de peso desejada em membros inferiores; também se pode optar em salvar esses dados, sendo necessário informar o nome e o local onde esses dados seriam armazenados. Após essa configuração, inicia-se o funcionamento do programa de computador para calibrar a descarga de peso corporal com a aquisição desses sinais e, em seguida, transformando-os em uma matriz, com a qual são criados os gráficos. Com os dados de cada canal são obtidas as médias em volts e, em seguida, exibidas numericamente no monitor. Essas médias em conjunto com as equações de regressão obtidas para cada sensor durante o processo de calibração são utilizadas para calcular as cargas em cada sensor em quilograma-força, as quais em seguida são exibidas em cada sensor. Quando a função de calibrar é habilitada, calcula-se o percentual de carga teórico desejado que seja sustentado em membros inferiores e com as cargas de cada sensor é calculada a carga real que está sendo sustentada, com esses valores sendo exibidos no monitor.

O programa de computador para aquisição dos sinais biomecânicos e de EMG é baseado em uma interface gráfica que permite observar os sinais coletados com atualização a cada segundo, sendo possível fazer a aquisição dos sinais sem a necessidade de armazená-los e alterar o tempo de coleta. O mesmo é configurado para apresentar em sua interface gráfica os sinais correspondentes à placa de aquisição (3M), assim os cabos dos sensores deveriam ser posicionados sempre da mesma forma durante as coletas. Este programa de computador permite observar a cada segundo os sinais durante a aquisição devido à utilização de buffers que armazenam os dados e em seguida os mostram graficamente. Assim, enquanto os dados de um segundo são atualizados nos gráficos, os dados do próximo segundo são coletados e armazenados nos buffers, para em seguida serem exibidos. Desta forma, armazenam-se os dados em formato de programação próprio do Labview 6.0i, o que tornava esse processo mais rápido, além de ocupar menos espaço na

memória do computador (3N), mas para análises posteriores os dados devem estar em formato de texto. Os parâmetros de amostragem são configurados informando o tempo de cada pacote e optando por salvar ou não os dados, para serem armazenados esses dados, é necessário dar um nome para o arquivo. Com o início das rotinas é feita a aquisição dos dados armazenando-os no buffer e, em seguida, atualizando a tela com os sinais, esse processo é repetido até que se acaba o tempo do pacote. Com a opção de coleta contínua habilitada no Labview, depois de acabar a coleta de um pacote, é iniciada a aquisição de outro, e esse processo se repete até ser desabilitada a opção de coleta contínua ou acionado o botão de parar.

O programa de computador para leitura e processamento dos sinais é baseado em uma interface gráfica que permite visualizar todos os sinais coletados sem processá-los e após processá-los, bem como seus respectivos espectros de frequência, sendo também possível recuperar os arquivos apenas para leitura, ou pela interface de controle salvá-lo e convertê-lo para um arquivo em formato de texto que pode ser trabalhado com outros programas de computador. Para a configuração inicial é informado se os dados são salvos ou não, no caso de ser habilitada a função de armazená-los é necessário dar um nome para esse arquivo, sendo que, ao iniciar as rotinas do programa de computador, primeiro é aberta uma janela no programa na qual é selecionado o arquivo que será lido e, em seguida, é criado uma matriz com esses dados para visualizá-los no monitor e depois calcular o espectro de frequência que também é mostrado no monitor. Os dados são filtrados digitalmente e novamente são visualizados no monitor e calculados os espectros de frequência. Com a opção armazenar habilitada, os dados são organizados em uma nova matriz e convertidos para um arquivo em formato de texto.

Nesse programa de computador é realizado o tratamento desses sinais com a aplicação de filtros digitais do tipo Butterworth, sendo que, para o funcionamento adequado dos filtros é necessário configurar as frequências de amostragem e de corte, a ordem e o tipo (passa baixa, passa alta ou corta faixa). O filtro utilizado é composto por um filtro cascata de resposta ao pulso infinito (IIR), e a ordem do filtro faz com que altere o número de estágios desse filtro, assim,

quanto maior a ordem do filtro mais estágios existirão. Os filtros utilizados foram de segunda ordem, apenas os sinais dos sensores footswicht ou de contato do pé (3C) não foram filtrados, pois sendo um sinal quadrado, ao eliminar as componentes de altas frequências ele fica distorcido. Para os sinais dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) os filtros usados foram do tipo passa baixa com frequência de corte em 300 Hz e passa alta com frequência de corte em 10 Hz, também foram utilizados filtros corta faixa para eliminar a frequência de 60 Hz e suas harmônicas. Para os sinais de força e ângulo foi utilizado apenas um filtro passa baixa com frequência de corte em 6 Hz. Desta forma, quando esta habilitada a função de salvar os dados, no final desse processamento é criado um arquivo de texto com todos os sinais processados referente a cada pacote. Para serem analisados posteriormente os arquivos de texto são convertidos para um arquivo de planilhas do tipo Excel, onde cada coluna corresponde a um sinal. Desta forma, os arquivos estão preparados para a outra etapa de análise em ambiente Matlab.

Na parte de processamento e análise dos sinais coletados, os arquivos com sinais coletados após passarem pelo tratamento em ambiente Labview e serem transformados em planilhas Excel, são nesta etapa processados em ambiente Matlab. Os pacotes já transformados em planilhas Excel passam pela primeira rotina de processamento, onde se obtém um arquivo com o valor médio das variáveis referentes ao percentual de força nos membros inferiores e superiores, duração da fase de apoio direita e esquerda com auxílio dos sensores footswicht ou de contato do pé (3C), o valor RMS do sinal dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) de cada músculo, as correlações desse sinal sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) RMS com a força, o ângulo e a footswitch. Além disso, também são criadas duas figuras com os sinais, uma para o lado direito e outra para o esquerdo, sendo que, nestas é representado o envelope RMS do sinal dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D). Para se obter essas curvas, inicialmente é retificado o sinal dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) e, em seguida, utilizada uma janela de tempo de 500 ms deslocada a cada 100 ms para varrer esse sinal, sendo que, nessa janela é calculado o valor RMS dentro desse intervalo de

tempo e obtido um único valor RMS, ao deslocar essa janela obtém-se outro valor, e assim de forma subsequente até varrer todo o sinal. Com esses pontos foi formado o envelope RMS do sinal dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D).

Na etapa seguinte do processamento, é utilizado um outro programa de computador que agrupa as planilhas Excel que resultam de cada pacote em apenas uma planilha. Assim, o resumo dos dados de uma semana era representado por apenas um arquivo. As figuras são utilizadas para selecionar os pacotes válidos por meio de uma análise qualitativa onde são excluídos os pacotes que apresentaram algum problema com os sinais, como excesso de ruídos ou falhas em sua coleta ou sensor, além de falhas na continuidade do sinal. Após feita essa seleção é criada manualmente uma nova planilha Excel, onde é atribuído o valor "0" para os sinais desprezados e "1" para os sinais que são aproveitados. A qual foi utilizada para validar apenas os pacotes sem problemas com os sinais no arquivo que continha os pacotes da semana agrupados. Desta forma, foi obtém-se um único arquivo contendo apenas os pacotes válidos daquela semana.

A próxima etapa do processamento organizava os dados referentes aos pacotes válidos da semana e calculava as médias e desvios padrão. Os dados são apresentados em um novo arquivo Excel com cinco planilhas, sendo a primeira para os dados de força e variáveis espaço-temporais do passo e passada, a segunda para os valores RMS de cada músculo, a terceira para a correlação entre os sensores footswicht ou de contato do pé (3C), a quarta para a correlação entre o ângulo e o valor RMS e a quinta para a correlação entre a força nos membros inferiores e o valor RMS. Na última etapa do processamento são calculadas as médias dos grupos e os dados organizados para encaminhamento a análise estatística.

Em resumo, a avaliação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP é realizada por meio de malhas de medição, que são responsáveis por captar os sinais do paciente durante as sessões de coleta de dados. No entanto, os sinais coletados passam por diferentes processamentos por equipamentos computacionais e programas de computador até chegarem ao processamento final realizado em ambiente Matlab.

EXEMPLO

Com o intuito de verificar a aplicabilidade do sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso – TLSP foram submetidos a este sistema portadores de lesão medular completa e incompleta, praticantes ou não de atividade física, tanto do sexo masculino quanto do sexo feminino. Este exemplo não pode ser considerado restritivo ao escopo do objeto reivindicado.

Os indivíduos com lesão medular encontravam-se de acordo com os seguintes critérios: portadores de lesão medular há mais de 6 meses; faixa etária entre 18 e 50 anos; peso inferior ou igual a 100 kg; classificação da ASIA como A, B, C ou D; e atestado médico para prática de atividade física. Foram excluídos os indivíduos com lesão medular que apresentavam algum dos seguintes critérios: diagnóstico de problemas cardíacos; diagnóstico de insuficiência respiratória; limitações nos membros inferiores não associadas à lesão medular; não cumprimento da frequência semanal mínima de treinamento; lesão acima de T1; lesão medular oblíqua; e presença de escaras. A classificação da ASIA foi realizada pelo mesmo médico neurocirurgião, que também forneceu o atestado permitindo a prática de atividade física. Foram realizadas avaliações clínicas (inspeção física, neurológica, cirtometria e funcionalidade) e observadas se o mesmo respeitava os critérios de inclusão e exclusão. Antes da avaliação foi realizada uma apresentação em vídeo do TLSP explicando como seriam as avaliações. Depois de selecionado e de acordo com o estudo, o voluntário assinava o termo de consentimento.

Os participantes foram divididos em dois grupos segundo a conveniência e disponibilidade em participarem, sendo que, no primeiro, denominado grupo teste (GT), o voluntário realizou uma avaliação clínica inicial, 12 semanas de treino locomotor com coletas de dados semanais e uma avaliação clínica final; no segundo, denominado grupo controle (GC), o voluntário realizou uma avaliação clínica inicial, uma sessão de treino para coleta de dados e após o período de 12 semanas foi realizada outra sessão de treino para coleta de dados e uma avaliação clínica final. Foram selecionados 13 voluntários portadores de lesão

medular completa ou incompleta divididos em grupo teste (GT) e grupo controle (GC). O grupo teste foi formado por sete voluntários do sexo masculino com idade entre 22 a 43 anos e um do sexo feminino com idade de 25 anos totalizando, portanto, oito participantes; o grupo controle foi formado por cinco voluntários do
5 sexo masculino com idade entre 25 a 45 anos.

A avaliação física foi realizada com o objetivo de avaliar o estado físico geral do voluntário. Inicialmente, foram investigados problemas de pele ou escaras e a funcionalidade das articulações. Também foi mensurada a pressão arterial e realizado um exame de força muscular pela Escala de Oxford. A
10 cirtometria consistiu da medida da circunferência de algumas regiões do corpo.

A avaliação neurológica verificou as respostas sensitivas e motoras ainda preservadas no voluntário. Para tanto, foi utilizada a avaliação de miótomos e dermatômos, além do teste dos reflexos tendíneos. Para avaliar a influência do treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP no cotidiano do voluntário foi
15 aplicado um questionário. Como existem instrumentos específicos para avaliar a funcionalidade em diversas populações, optou-se pela Medida de Independência Funcional (MIF), pois este instrumento já vem sendo utilizado na avaliação de indivíduos com lesão medular.

Seguindo as informações encontradas na literatura o programa de
20 treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP foi aplicado de acordo com as seguintes especificações: frequência de 3 vezes por semana; duração da sessão de 15 min; velocidade de 1,5 km/h; período do treino de 36 sessões (12 semanas); e descarga de peso inicial de 80% do peso corporal.

A descarga de peso corporal é um dos fatores mais importantes para
25 que o treinamento ocorra com sucesso. A sobrecarga faz com que a movimentação das pernas pelos treinadores seja dificultada, e uma movimentação ruim das pernas faz com que o voluntário perca o equilíbrio gerando uma sensação de desconforto. Portanto, como critério inicial para a descarga de peso optou-se por 80%, o que significa que apenas 20% do peso dos voluntários estariam sobre os membros
30 inferiores. Porém, para avaliar se a descarga de peso era suficiente para a realização

do treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP e ocorresse uma readaptação do indivíduo à posição ortostática, foram realizadas de uma a três sessões de adaptação. Durante essas sessões, caso a descarga de 80% fosse insuficiente para realizar uma passada iniciando com o toque do calcanhar e terminando com a ponta do pé, era aumentado o peso até que isso fosse possível e o movimento ficasse harmônico. Quando a carga em membros inferiores era insuficiente, o voluntário parecia estar flutuando e a passada iniciava com a ponta dos pés, e não ocorria o apoio nos calcanhares, impossibilitando a realização de todas as fases da passada.

A calibração da descarga de peso corporal era realizada com o voluntário parado na posição ortostática. Assim, após o ajuste do colete de suspensão (2S), o indivíduo era suspenso e seu peso corporal total aferido, ele então era posicionado ortostaticamente e perpendicularmente a segunda polia (2H), sustentado pelo colete de suspensão (2S) e apoiado pelas mãos. Os treinadores auxiliaram mantendo os joelhos do indivíduo em extensão. O valor correspondente ao peso total era então digitado na janela calibrar peso, onde se encontra o campo para o valor do peso do colete de suspensão (2S). Nessa mesma janela também era digitado o valor correspondente à descarga de peso corporal. Esse valor correspondia ao percentual do peso do indivíduo que seria sustentado pelas pernas. Após, preenchidos esses campos, o programa de computador para calibração de peso era iniciado e no campo peso esperado aparecia o valor teórico que deveria ser sustentado pelo suporte de peso corporal (2), e no campo peso aparecia o valor correspondente ao peso sustentado pelo colete de suspensão (2S) e pelas mãos naquele instante. Portanto, quando esses valores eram iguais o indivíduo estava pronto para iniciar o treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP. No entanto, quando era iniciado o treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP e fosse percebido que a carga não estava adequada, dificultando a extensão do joelho ou realização das fases da passada do voluntário, a mesma era ajustada durante a marcha para que as passadas fossem realizadas de forma harmônica.

Após ser realizada a adaptação do indivíduo ao suporte de peso corporal (2) e definido qual seria o percentual inicial da carga nos membros

inferiores, foi dado início ao período de treinamento de 12 semanas. A evolução da carga em membros inferiores ocorria com um acréscimo de 5% a cada duas semanas. Porém, percebendo-se que a carga era insuficiente o ajuste da mesma era realizado como nas semanas de adaptação. Além disso, caso algum voluntário não se adaptasse ao ser aumentado à carga, ou a movimentação das pernas por parte dos treinadores se tornasse difícil, a carga anterior era mantida por mais uma semana.

Após o indivíduo chegar ao local de aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP, o mesmo era posicionado em uma cadeira sobre a esteira. A transferência para essa cadeira sobre a esteira em alguns casos era auxiliada pelos treinadores. Em seguida era colocado o colete e seus acessórios no indivíduo, e o mesmo era suspenso para o procedimento de calibração e treino. Durante o treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP os treinadores ficavam posicionados nas laterais da esteira, do modo como se sentissem mais confortáveis. Esta posição normalmente era ajoelhada sobre uma almofada de frente para a perna do indivíduo ou sentada na borda da esteira lateralmente a perna do indivíduo. As mãos eram posicionadas uma sobre o joelho e outra na tornozeleira do indivíduo.

Durante a movimentação das pernas eram respeitadas as fases da marcha (balanço e apoio), iniciando a fase de apoio sempre com o toque do calcanhar e finalizando com a ponta dos pés. Nessa fase, os treinadores deveriam manter o joelho do indivíduo em extensão com a mão que estava posicionada sobre o mesmo. Um detalhe importante é que nessa fase o indivíduo já realizava o toque do calcanhar com o joelho em extensão que deveria ser mantido até o final dessa fase. Caso isso não ocorresse, não haveria sustentação de carga no membro de apoio, prejudicando o equilíbrio e a movimentação do outro membro pelo treinador. Além disso, esses desequilíbrios geravam desconforto ao voluntário, por obrigá-lo a apoiar-se repetidamente nos braços identificado ou provocar oscilações do tronco identificados pelas células de carga dos membros superiores.

Na fase de balanço era realizada a flexão do joelho trazendo a perna novamente à frente com a mão que estava posicionada na tornozeleira, tomado o

cuidado para que os pés do indivíduo não tocassem na esteira ao longo desse movimento. No início dessa fase, caso não fosse possível realizar a flexão devido a alguma espasticidade, era pressionado o músculo poplíteo com a mão que estava no joelho, para promover o relaxamento do mesmo e facilitar assim a flexão do joelho.

5 Durante a realização do TLSP, em geral havia a necessidade da troca de treinadores durante a movimentação das pernas do indivíduo devido ao cansaço. A troca normalmente era realizada a cada cinco minutos e era realizada de duas maneiras. A primeira, mantendo a perna do indivíduo em extensão na lateral da esteira enquanto ocorria a troca, e a segunda, durante a movimentação das pernas,
10 quando a mesma se encontrasse na fase de apoio.

Além das avaliações física, neurológica e funcionalidade, foram realizadas coletas de dados referentes à distribuição das forças, atividade eletromiográfica, ângulo de movimentação do joelho e contato do pé com o solo das fases da marcha durante o treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP.
15 Esses dados foram coletados uma vez por semana, sendo esta coleta realizada na segunda ou terceira sessão de treino da semana. Nesse dia era realizado o treino seguindo o mesmo protocolo descrito. Porém, eram posicionados os sensores nos membros inferiores do indivíduo para medir esses dados.

Para a coleta de dados utilizaram-se os sensores e programas de
20 computador básicos e a mesma ocorreu ao longo de toda a sessão de treino, ou seja, 15 minutos. No entanto, esses sinais foram coletados em pacotes com duração de 45 segundos, para facilitar seu armazenamento e posterior análise. Cada semana de coleta resultou em um arquivo de referência e de 10 a 20 arquivos de treino, pois durante algumas coletas o primeiro e o último pacotes acabavam sendo descartados
25 quando apresentavam falhas no início ou final, respectivamente. Também quando ocorria alguma falha durante a aquisição do pacote ou ocorria a troca de treinadores o mesmo era descartado. Na sessão de coleta de dados, após o voluntário chegar ao LER, era iniciado a preparação com o indivíduo ainda em sua cadeira de rodas, inicialmente era feita a tricotomia na pele para eliminar os pelos e a limpeza da
30 mesma com álcool 70%, em seguida eram colocados os eletrodos dos sensores

EMG ou eletrodos de superfície (3D), sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) e sensores footswicht ou de contato do pé (3C). Os sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) foram posicionados na linha articular do joelho, com a haste referente à perna alinhada com o maléolo e a haste referente à coxa alinhada 180 graus a haste da perna. Como os participantes do estudo possuíam diferentes tamanhos de pé, foram construídos sensores footswicht ou de contato do pé (3C) para cada indivíduo, de acordo com o tamanho do pé. Os eletrodos eram posicionados a uma distância de 3 cm centro a centro sobre o ventre muscular e alinhados paralelamente ao sentido das fibras musculares. Durante a colocação dos eletrodos a região do ventre muscular era identificada por meio de palpação, esse procedimento foi realizado sempre pela mesma pessoa. Após ser colocado o eletrodo era feita uma marcação com caneta de tinta para retroprojektor para facilitar a colocação dos eletrodos na semana seguinte de coleta. Os eletrodos dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) do tibial anterior, reto femural e de referência eram posicionados com o indivíduo sentado na cadeira de rodas, sendo o eletrodo de referência posicionado no terço médio do osso da tíbia de cada perna.

Em seguida, o voluntário era transferido para a cadeira sobre a esteira, onde o colete de sustentação (2S) juntamente com os acessórios era posicionado. Após ser colocado o colete de sustentação (2S), o indivíduo era posicionado ortostaticamente e os eletrodos de eletromiografia do gastrocnêmio e do bíceps femoral eram então posicionados.

Os cabos dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D), eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) e footswicht ou de contato do pé (3C) foram fixados na joelheira (3B) com esparadrapo durante as coletas, para reduzir o seu movimento e o ruído associado a ele. Além disso, como os treinadores estavam manipulando as pernas do indivíduo, poderiam por acidente puxar algum cabo e desconectar algum sensor.

Depois de todos os sensores posicionados e ligados, o voluntário então era suspenso para iniciar o procedimento de calibração da descarga de peso corporal. Após calibrar o peso, era realizada uma coleta com 10 segundos de

duração com o indivíduo parado na posição ortostática para referência. Então, iniciava-se o treino juntamente com a coleta de dados.

Ficou evidente que os indivíduos com lesão medular completa não apresentam um controle locomotor que possa ser transferido para a caminhada no solo como ocorre em indivíduos com lesão medular incompleta. Todos os voluntários classificados como ASIA A e B necessitaram do auxílio dos treinadores para a movimentação das pernas. Um dos voluntários classificado como ASIA D também necessitou desse auxílio, mas era perceptível pelos treinadores quando o mesmo ajudava nessa tarefa. No entanto, apesar de não haver um ganho no controle motor, há o benefício sobre o sistema cardiovascular e com a prevenção da atrofia e a redução da espasticidade do músculo esquelético.

De uma forma geral conclui-se que, o sistema de suporte de peso corporal - SPC se comporta de forma linear e possibilita observar o comportamento da descarga de peso corporal durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP em aplicado em pacientes com lesão medular, ou seja, de forma mais específica o sistema de aquisição permite identificar as características da marcha em um indivíduo hígido conforme dados da literatura, assim como permite armazenar os sinais coletados e processá-los posteriormente; o colete não causa nenhum tipo de desconforto aos pacientes; a medição das variáveis espaço-temporais e cinemáticas apresenta um comportamento linear, assim como os parâmetros espaço-temporais também foram medidos com auxílio do sistema de suporte de peso corporal - SPC, onde com a força do colete determina-se o tempo do passo; o processamento dos dados coletados permite conhecer a distribuição das cargas durante o treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP e estimar a carga em membros inferiores para acompanhar esse comportamento ao longo das sessões; e a eletromiográfica se mostra presente em resposta ao treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP.

Cabe destacar ainda dois pontos primordiais no sistema de suporte de peso corporal – SPC, os quais são:

- as duas células das mãos (2D), que permite medir separadamente a

descarga de peso sobre os membros superiores e identificar possíveis oscilações ou
desequilíbrios do tronco durante a marcha, com o uso de células do tipo "S", que
medem tração e compressão, o que seria muito útil em um estudo com
hemiparéticos. Além disso, como as duas células das mãos (2D) são posicionadas
5 lateralmente, é possível manter os braços ao lado do corpo; e

- o colete de suspensão (2S), que não provoca qualquer tipo de
pressão na região inguinal nem alteração da posição ereta do paciente durante o
treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP, todavia existe a possibilidade
do colete de suspensão (2S) deslizar pelo tronco do indivíduo, de modo que, o uso
10 dos ganchos de de fixação (2U) permitem que o colete de suspensão (2S)
permaneça firme e estável ao tronco, sem acréscimo de pressão sobre o mesmo pela
ação das espumas, e favorecendo uma melhor e mais eficiente prática da marcha
durante o treinamento locomotor com suporte de peso - TLSP.

O sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento
15 locomotor com suporte de peso, por possuir os seus componentes totalmente
integrados entre si e corpo dos pacientes com lesão medular, monta-se e desmonta-
se rapidamente, nada se despreza e nada tem para quebrar ou entortar, alcança-se
um alto índice de performance e eficiência, aliado a alta durabilidade e absoluta
segurança. Depois de totalmente integrados entre si e ao corpo dos pacientes com
20 lesão medular, os componentes ficam perfeitamente presos e coesos, impedindo
desta maneira que se soltem sozinhos quando em uso, ficando o conjunto
totalmente disponível para aplicação e avaliação dos efeitos do treinamento
locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos
que apresentam lesão medular. Desta maneira, o sistema de suporte de peso
25 corporal (1) pode ser utilizado sem preocupação de quaisquer naturezas,
principalmente quanto à durabilidade e segurança dos seus componentes, assim
como segurança e conforto aos técnicos e pacientes com lesão medular.

Pelo tudo que foi exposto trata-se de um sistema de suporte de peso
corporal (1) que será bem recebido pelos médicos e pacientes com lesão medular,
30 assim como clínicas e hospitais em geral, pois o sistema de suporte de peso corporal

para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso apresenta inúmeras vantagens, tais como: grande segurança, confiabilidade e agilidade na aplicação; grande rendimento e performance na sua aplicação em virtude de sua concepção geral; elevado conforto, comodidade e segurança aos pacientes e técnicos; altíssima resistência e durabilidade geral, aliado a um baixo ou nenhum desgaste do conjunto como um todo; custos totalmente acessíveis o que possibilita uma ótima relação custo/benefício; prática e segura utilização por qualquer técnico; grande faixa de alcance; baixíssima e prática manutenção geral; perfeita e direta adaptação aos mais diversos tipos de pacientes com lesão medular; elevadíssima precisão operacional; grande mobilidade e flexibilidade do conjunto; peso e dimensões gerais totalmente compatíveis; altíssima ergonomia operacional; e a certeza de se ter um sistema que atenda plenamente as legislações e normas vigentes e as condições básicas necessárias a sua aplicação como segurança, precisão, ergonomia, custo e performance.

Todos estes atributos permitem classificar o sistema de suporte de peso corporal para aplicação do treinamento locomotor com suporte de peso, como um meio totalmente versátil, eficiente, prático, seguro e econômico para uma vasta gama de aplicações e avaliações dos efeitos do treinamento locomotor com suporte parcial de peso - TLSP ao longo do tempo em indivíduos que apresentam lesão medular diretamente nos mais diversos tipos de clínicas e hospitais e pelos mais diversos técnicos especializados, independente das características gerais que estes possam apresentar, sendo ainda de grande facilidade de aplicação e manuseio, aliada a grande performance e excelentes características gerais; contudo as medidas, dimensões e quantidades podem variar de acordo com as necessidades de cada aplicação.

REIVINDICAÇÃO

1.)"SISTEMA DE SUPORTE DE PESO CORPORAL PARA APLICAÇÃO DO TREINAMENTO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO", caracterizado por ser compreendido por um sistema de suporte de peso corporal (1) que incorpora

5 estrutura própria e específica do tipo eletromecânica e contendo integrados um suporte de peso corporal (2) composto por uma viga estrutural da edificação (2A) de formato geral paralelepipedal e disposta simetricamente sobre toda a extensão do suporte de peso corporal (2); uma esteira elétrica (2B) de formato geral paralelepipedal sem os apoios laterais tradicionais e disposta simetricamente sobre

10 uma superfície plana e sob o alinhamento vertical da viga (2A); dois apoios laterais reguláveis (2C) de formatos gerais similares a um "F" e dispostos verticalmente, paralelamente e simetricamente nas faces laterais da esteira elétrica (2B); duas células de carga das mãos (2D) de formatos gerais similar a um "S" e cada qual disposta verticalmente e simetricamente sob a extremidade póstero-superior de um

15 apoio lateral regulável (2C) e tendo dois pinos de segurança centrais (2E) e um regulador de altura frontal (2F); uma haste (2G) de formato geral retilínea de seção circular e disposta verticalmente e simetricamente espaçada sob a mesma superfície plana da parte frontal da esteira elétrica (2B); duas polias (2H) de formatos gerais cilíndricas e dispostas simetricamente espaçadas na viga (2A) com a frontal disposta

20 alinhada verticalmente sobre a haste (2G) e a central disposta alinhada verticalmente sobre a parte central da esteira elétrica (2B); um guincho (2I) de formato geral cilíndrico e de disposto verticalmente e simetricamente centrado na extremidade superior da haste (2G); um cabo de aço (2J) de formato geral similar a um "U" invertido e disposto fixado por uma de suas extremidades no guincho (2I) e

25 transpassando as duas polias (2H); duas polias móveis (2K) de formatos gerais oblongos e dispostas simetricamente espaçadas e alinhadas verticalmente ao longo da parte livre do cabo de aço (2J); um gancho (2L) disposto verticalmente e simetricamente centrado sob a polia móvel (2K) inferior; uma célula de carga do colete (2M) de formato geral similar a um "S" e disposta verticalmente e

30 simetricamente centrada sob o gancho (2L); uma barra de sustentação (2N) de

formato geral retilínea de seção circular e disposta horizontalmente e simetricamente centrada sob a célula de carga do colete (2M) e tendo dois conjuntos de espaçadores (2O); duas alças reguláveis do colete (2P) de formatos gerais similares a um "U" invertido, dispostas verticalmente, paralelamente e simetricamente espaçados na barra de sustentação (2N) e cada qual tendo um par de mosquetão inferior (2Q) e um conjunto de reguladores frontais (2R); um colete de suspensão (2S) de formato geral cilíndrico, disposto verticalmente e simetricamente centrado sob os mosquetões inferiores (2Q) e ao redor do tórax e tendo talas de apoio (2T) e ganchos de fixação (2U); uma faixa elástica (2V) de formato geral similar a um "U" deitado e disposta horizontalmente e simetricamente entre os dois apoios laterais reguláveis (2C) e ao redor do quadril do paciente; e um par de tornoeleiras (2X) de formatos gerais cilíndricas e cada qual disposta verticalmente e simetricamente ao redor de um tornozelo do paciente e tendo uma pequena alça lateral (2Z); sendo que, as células de carga do colete (2M) e de carga das mãos (2D) são alimentadas com uma fonte simétrica (tensão negativa e positiva simultaneamente); e um conjunto de aquisição e processamento (3) composto por sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) constituídos por um circuito eletrônico com alimentação por fonte de tensão ligada diretamente na rede elétrica e baseado em um amplificador operacional, um potenciômetro e um regulador de tensão, sendo disposto simetricamente por uma de suas hastes em uma joelheira (3B) aplicada diretamente no paciente; sensores footswitch ou de contato do pé (3C) constituídos por uma palmilha de EVA com sensores tipo chaves de contato mecânicas posicionadas no ante-pé e no retro-pé do paciente e conectadas a um circuito elétrico; sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D) dispostos no corpo do paciente; um módulo eletromiográfico (3E) constituído por dois módulos com seis canais de eletromiografia e dois canais analógicos cada um e um pré-amplificador (3F), um amplificador (3G), um filtro passa alta de 20 Hz (3H), um amplificador (3I) e um filtro passa baixa de 500 Hz (3J), sendo interligado a célula de carga do colete (2M) e ao sensores EMG ou eletrodos de superfície (3D); um módulo ângulo e footswitch (3K) constituído com a integração dos circuitos

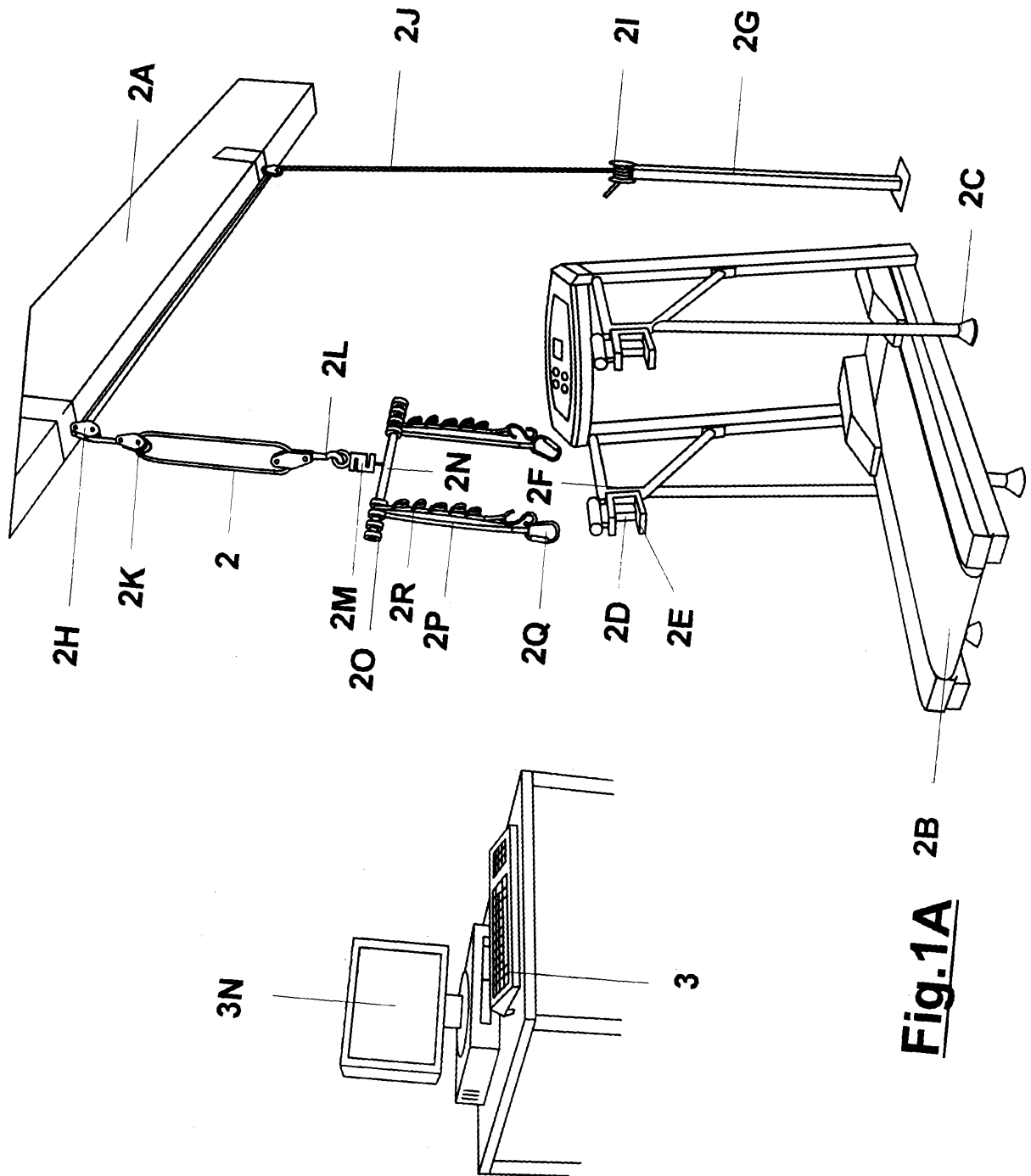
eletrônicos dos sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) e footswitch ou de contato do pé (3C) em um único circuito, sendo interligado a estes dois últimos; um módulo amplificador (3L) interligado as duas células de carga das mãos (2D); uma placa de aquisição (3M) com frequência de amostragem de 1000 Hz e interligada ao

5 módulo eletromiográfico (3E), módulo ângulo e footswitch (3K) e módulo amplificador (3L); um computador (3N) interligado a placa de aquisição (3M); programas de computador (3O) em ambiente LabView, sendo que, o primeiro calibra a descarga de peso corporal do indivíduo, o segundo coleta os sinais biomecânicos e de EMG durante o treino, e o terceiro recupera os sinais

10 armazenados, faz o tratamento deles por filtros digitais e gera arquivos em formato de texto; e programas de computador (3P) em ambiente Matlab no processamento e análise dos sinais coletados; e sendo que, na sistemática do conjunto de aquisição e processamento (3) os sinais dos sensores EMG ou eletrodos de superfície (3C) e da força da célula de carga do colete (2M) são captados pelo pré-amplificador (3F) e

15 amplificador (3I) do módulo eletromiográfico (3E), respectivamente; os sinais da força das duas células de carga das mãos (2D) são captados pelo módulo amplificador (3L); os sinais dos sensores eletrogoniômetro ou de ângulo (3A) e footswitch ou de contato do pé (3C) são captados pelo módulo ângulo e footswitch (3J); e os sinais processados nos módulos eletromiográfico (3E), amplificador (3L) e

20 ângulo e footswitch (3K) são captados pela placa de aquisição (3M) e desta para o computador (3N) que os processa através dos programas de computador (3O).



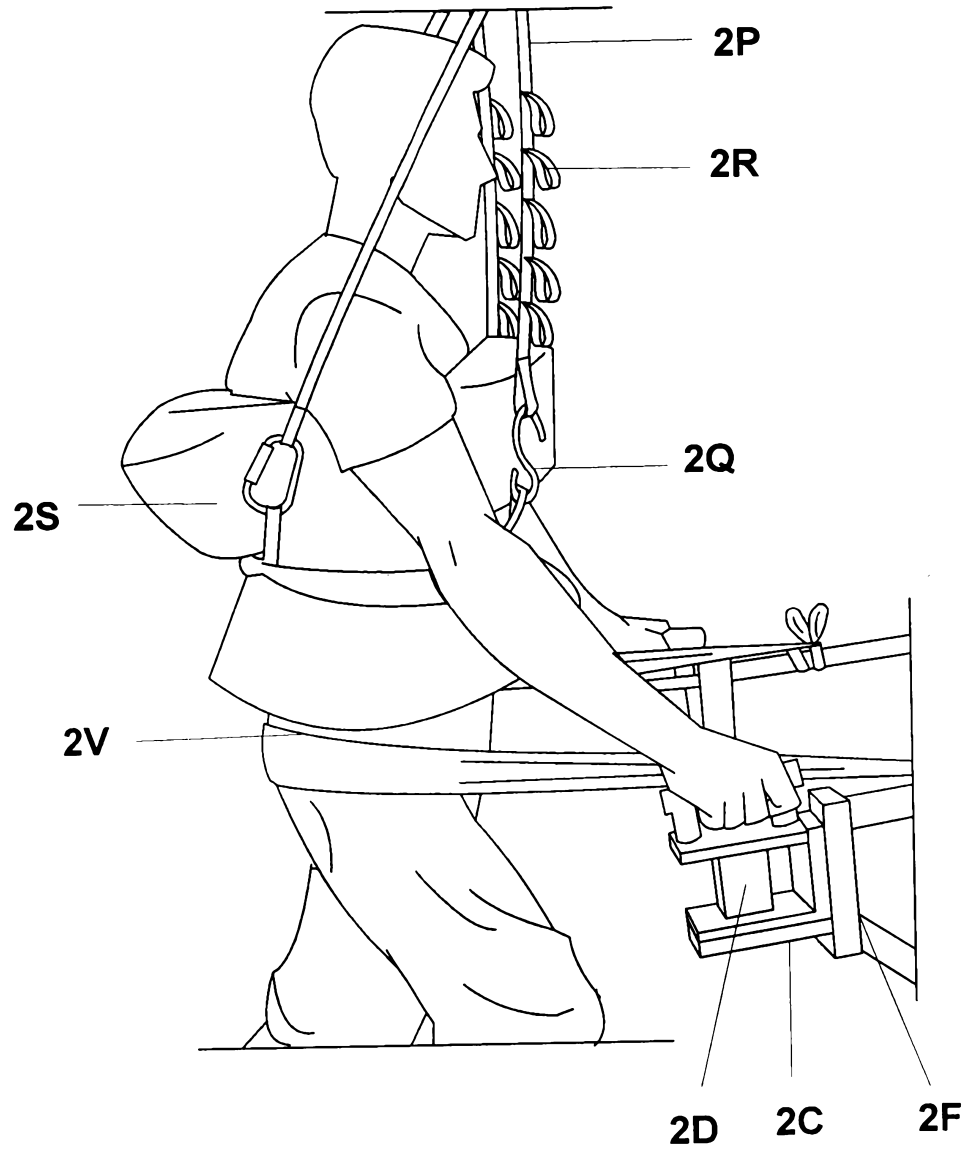


Fig.1B

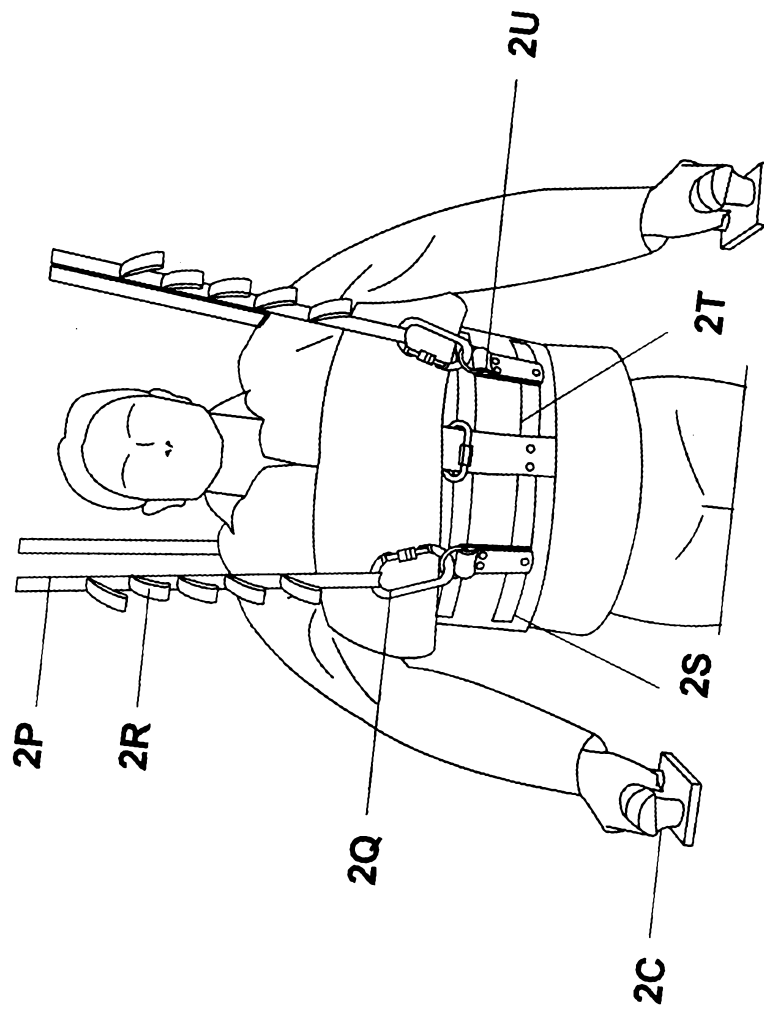


Fig.1C

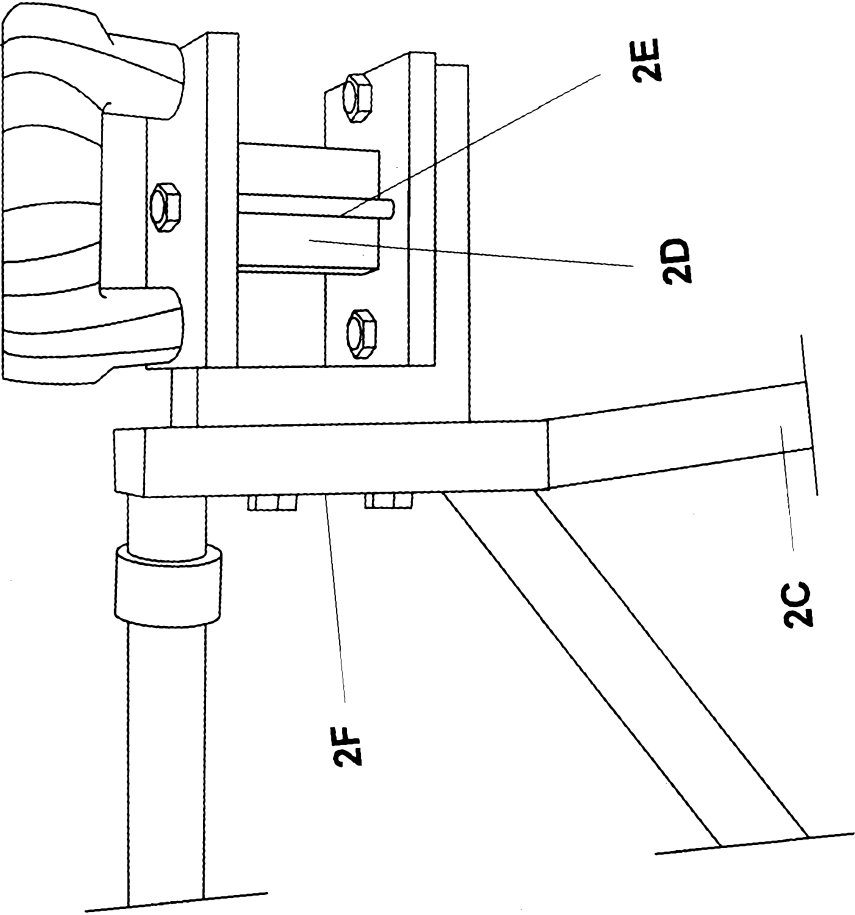
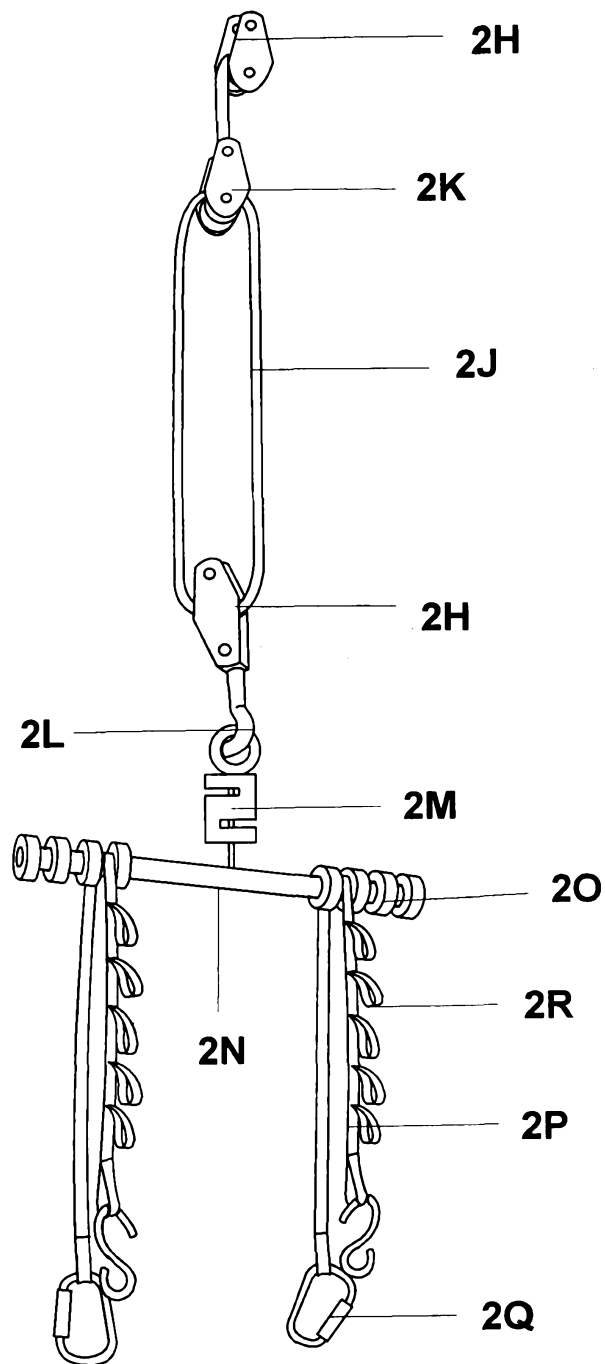


Fig.2

**Fig.3**

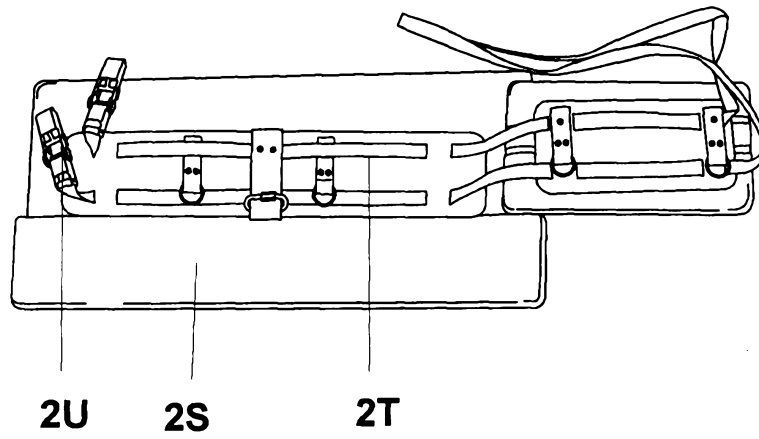


Fig.4A

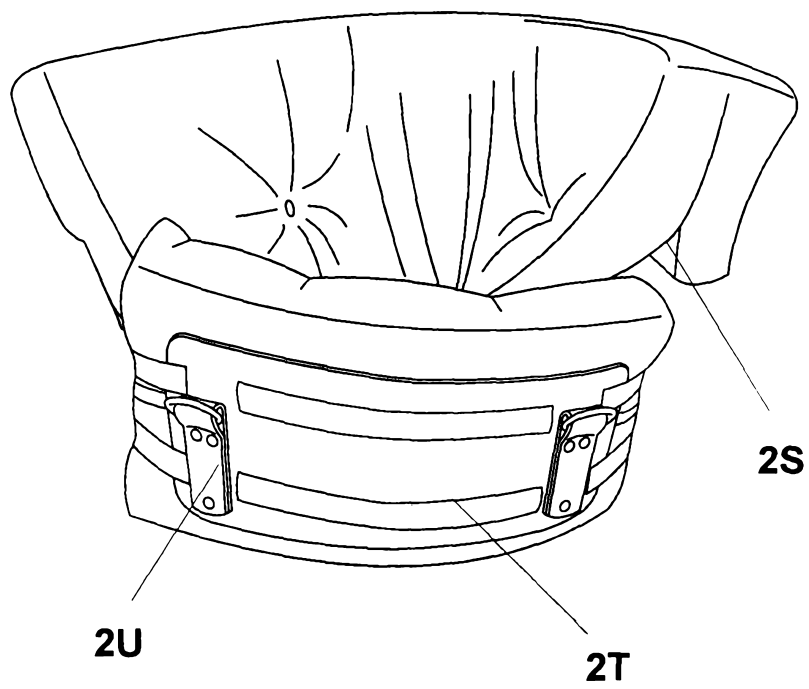


Fig.4B

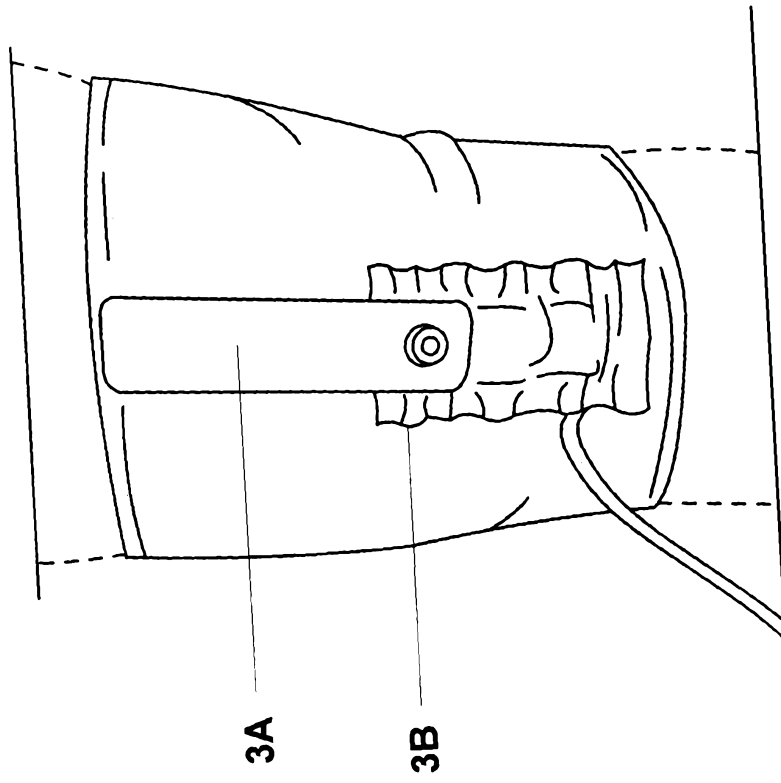


Fig.5

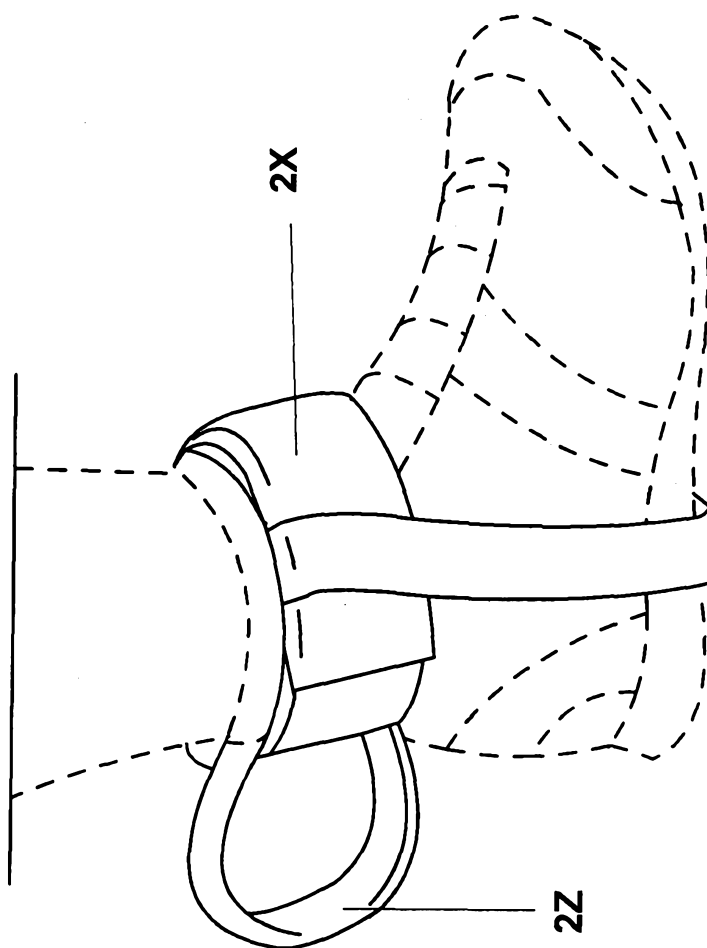


Fig.6

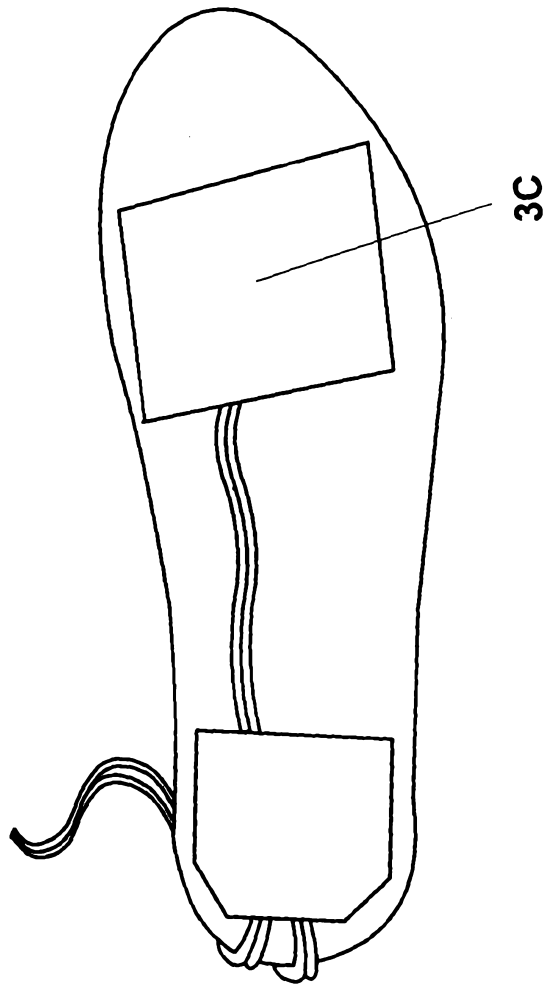
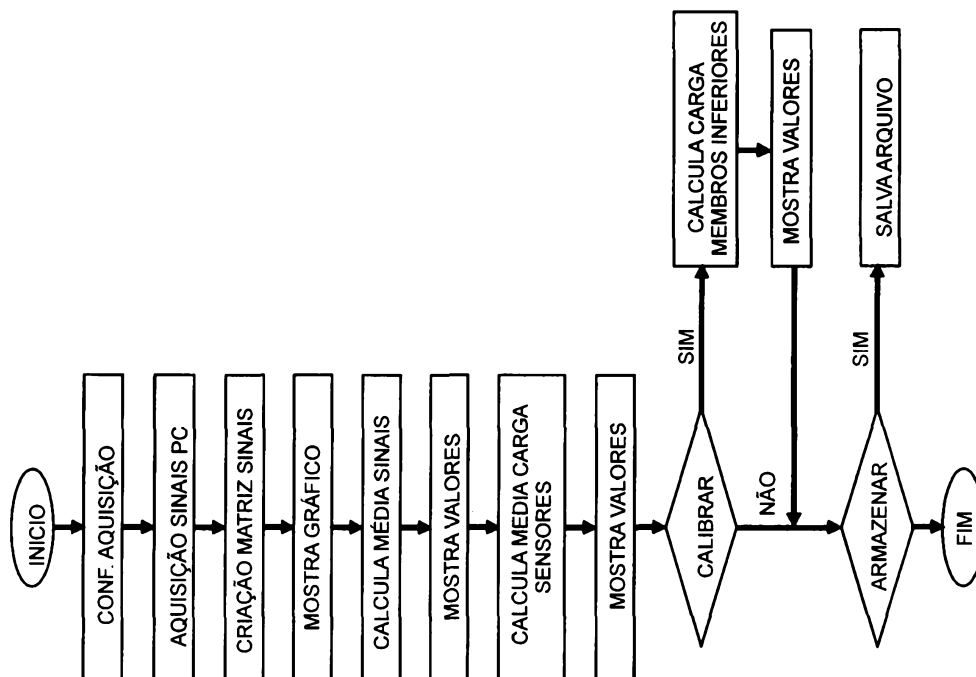
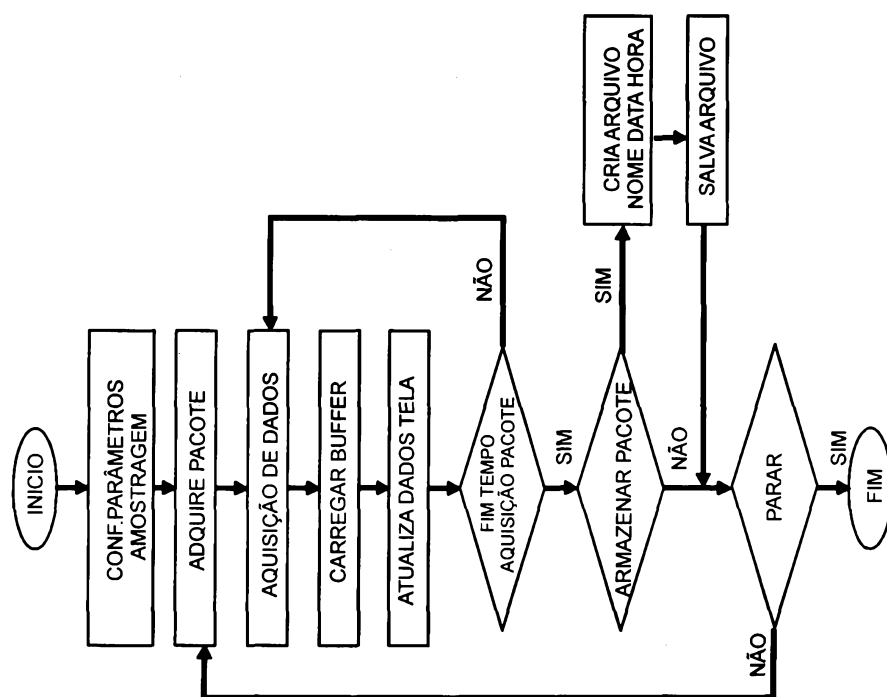
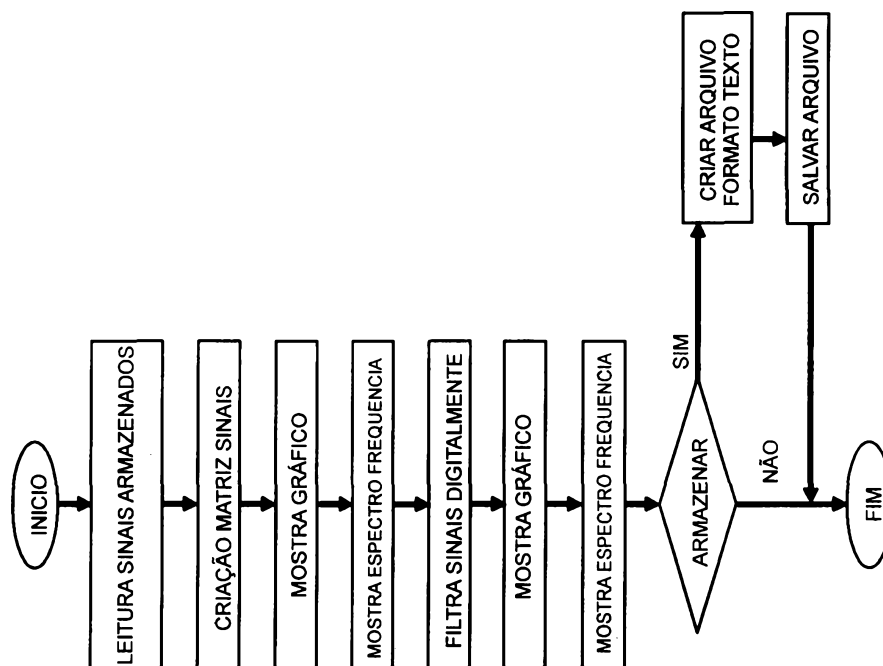
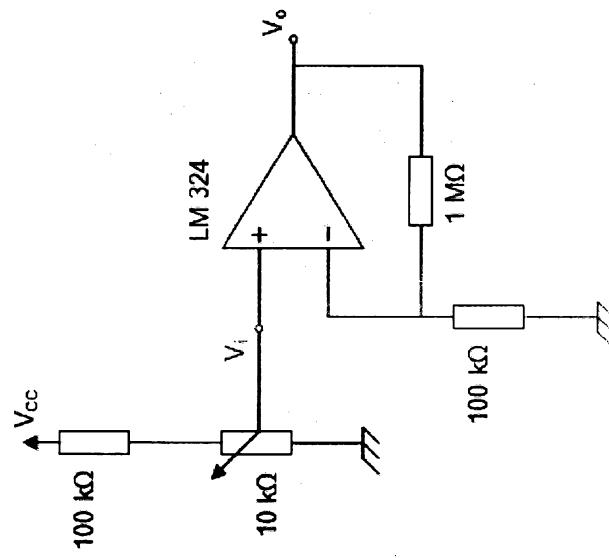


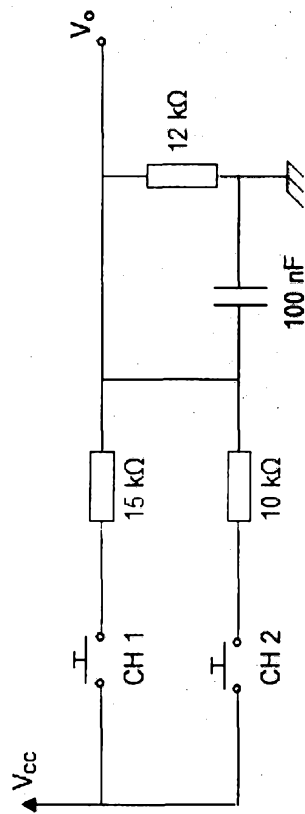
Fig.7

**Fig.9A**

**Fig.9B**

**Fig.9C**

**Fig.10A**

**Fig.10B**

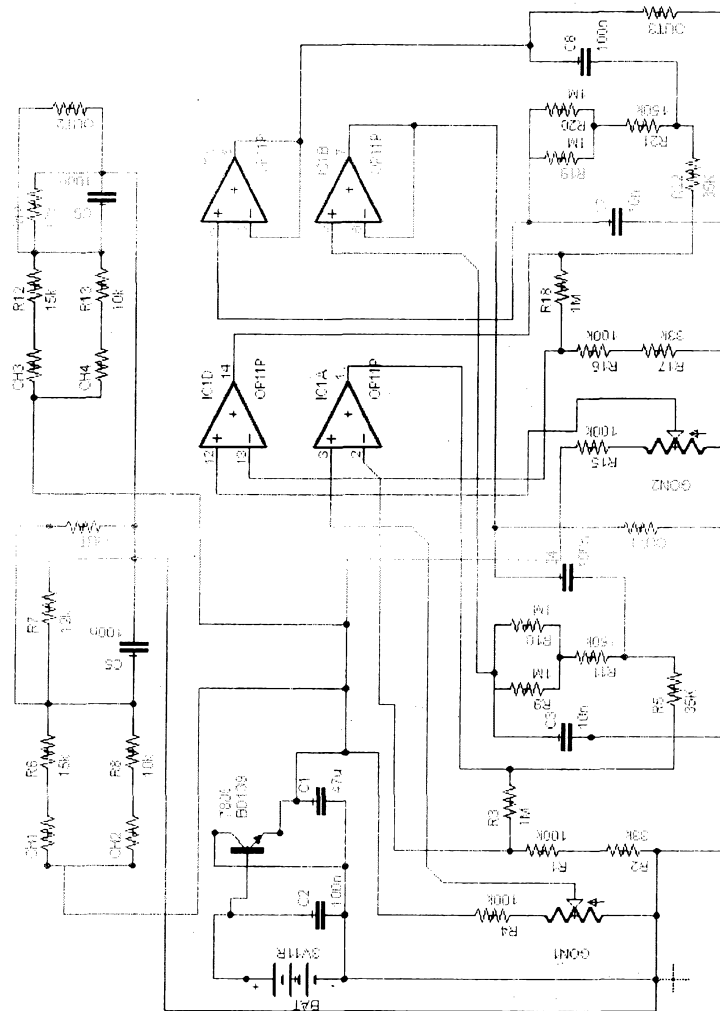


Fig.10C