

Artigo Original

Recebido em 19/08/2009, aceito em 29/12/2009

Desenvolvimento de instrumentação para aplicação e avaliação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso

Development of instrumentation for application and assessment of locomotor training with partial body weight support

Ericson Pereira

Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde,
Curso de Educação Física, PUCPR

Elisangela Ferretti Manffra*

Curso de Engenharia Elétrica-Telecomunicações
PPGTS / PUCPR
Rua Imaculada Conceição, 1155
80215-901 Curitiba, PR – Brasil
E-mail: elisangela.manffra@pucpr.br
elisangelaferretti@gmail.com

João Antonio Palma Setti

Curso de Engenharia Mecânica, PPGTS / PUCPR

Cynthia Maria Rocha Dutra

PPGTS / PUCPR

Luiz Roberto Aguiar

PPGTS e Curso de Medicina, PUCPR

*Autor para correspondência

Resumo

O treino locomotor com suporte parcial de peso (TLSP) é um método para reabilitação da marcha que consiste em suspender o indivíduo sobre uma esteira enquanto seus membros inferiores são movimentados passivamente. Para aplicar o TLSP de forma apropriada, é preciso que a descarga de peso sobre membros inferiores seja controlada e monitorada. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema de suporte de peso (SSP) capaz de medir descarga de peso sobre membros inferiores e superiores. Além disso, instrumentação para medição do ângulo do joelho, contato do pé e eletromiografia foi desenvolvida para avaliação do treino. O SSP foi construído com um sistema de polias, cabo de aço, guincho manual, uma célula de carga fixa ao cabo e duas outras em apoios para as mãos adaptados a uma esteira elétrica. Eletrogoniômetros e *footswitches* foram construídos para o sistema de medição, e uma plataforma de aquisição de sinais foi desenvolvida em ambiente LabVIEW®. As células de carga e os eletrogoniômetros foram calibrados e testados. Um ensaio piloto foi realizado com um indivíduo saudável a uma velocidade de 1,5 km/h com descarga de 60% do peso corporal sobre membros inferiores. O SSP desenvolvido apresentou erro menor que 1,5% e forneceu medidas das descargas de peso sobre membros superiores e inferiores. Ele permitiu analisar assimetria sobre membros superiores, o que pode ser importante na reabilitação neurológica. Os padrões cinemáticos e eletromiográficos fornecidos pelo sistema de medida foram semelhantes aos mostrados na literatura. A patente do sistema foi requerida junto ao INPI sob o protocolo n° 0000280904043771.

Palavras-chave: Reabilitação, Treino locomotor, Suporte de peso corporal, Sensores, Biomecânica da marcha.

Abstract

The locomotor training with partial weight support (LTPWS) is a method for gait rehabilitation which consists in suspending the individual over a treadmill while its lower limbs are passively moved mimicking the gait cycle. In order to properly apply LTPWS, the weight load over lower limbs must be controlled and monitored. The main aim of this work was to develop a partial weight support system (WSS) able to measure lower and upper limb loading. Also, instrumentation for measuring knee angle, foot contact and EMG data was developed for training assessment. The WSS was constructed with a pulley system, a steel cable, a manual winch, a load cell fixed at the cable and two other load cells fixed to handrails built on an electrical treadmill. For the measuring system, electrogoniometers and footswitches were constructed and a signal acquisition platform was developed on LabVIEW® environment. The load cells and electrogoniometers were calibrated and tested. A pilot test with a healthy individual was carried out at a speed of 1.5 km/h with a load of 60% of the body weight, over lower limbs. The developed WSS exhibited an error below 1.5% and was able to measure upper and lower limb weight load. It allows analyzing upper limbs loading and lateral unbalance, what might be important for neural rehabilitation. The measuring system was able to provide kinematic and electromyographic patterns similar to those shown in the literature under similar conditions. A patent request was submitted to the INPI under protocol #0000280904043771.

Keywords: Rehabilitation, Locomotor training, Body weight support, Sensors, Gait biomechanics.

Extended Abstract

Introduction

The locomotor training with partial weight support (LTPWS) is a method for gait rehabilitation that consists in suspending the individual over a treadmill while its lower limbs are passively moved mimicking the gait cycle.

In order to properly apply LTPWS, the weight load over lower limbs must be controlled and monitored. To do that, one load cell is usually placed at the cable which suspends the individuals (Gazzani et al., 2000; Patiño et al., 2007). More recently, Roesler et al. (2005) developed a system with an instrumented upper limb support positioned in front of the individual. In some cases, however, anterior upper limb support might cause balance difficulties.

For this reason, the aim of this work was developing a partial weight support system (WSS) with two lateral upper limb supports instrumented with load cells. Due to the importance of monitoring kinematic and electromyography, the development of a signal acquisition system was a second goal of this work.

Material and Methods

In order to construct the WSS, a pulley system was fixed at the ceiling of the laboratory. A steel cable passes through the system and is controlled by a manual winch (Famit, G1). A type "S" 200 kg load cell is fixed at the cable and connected to a 300 gain amplifier. Two other type "S" 100 kg load cells are fixed to handrails built on an electrical treadmill. These cells are connected to a differential amplifier with gain of 230. The load cell system was calibrated using reference bodies. Afterwards, measurements were repeated along five days to determine the error between measures (equation 1) and the error relative to real values (equation 2) (Mendes and Rosário, 2005).

A harness was developed to hold the individual at the WSS. An electrogoniometer was built for measuring knee joint angle as well as footswitches for providing foot contact information. The electrogoniometers consist of potentiometers attached to a knee brace. They were calibrated with a one degree resolution angle ruler. The footswitches were built with push-button switches fixed at EVA insoles. The switches were connected to a circuit able to produce four voltage levels according to the combination of their states.

Surface EMG was acquired from surface Ag/AgCl ECG electrodes connected to a 2,000 gain amplifier (EMGSystem) equipped with low and high pass filters with cutoff frequencies of 500 Hz and 20 Hz, respectively.

An acquisition board was used to digitize the signals at 1,000 Hz sample rate. Figure 1 depicts a block diagram of the whole signal acquisition setup.

Three software were developed in LabVIEW® 6.0i: one for setting the desired weight unloading, another for signals collecting and a third for data processing. The last applies digital second order Butterworth filters to each signal. EMG signals are low pass and high pass filtered at 300 Hz (Dietz et al., 1998, 2002; Lam and Dietz, 2004) and 10 Hz (Lam and Dietz, 2004; Soderberg and Knutson, 2000; Steldt and Schmit, 2004) cutoff frequencies, respectively. Force and angle signals are low pass filtered at 6 Hz (Domingo et al., 2007).

A pilot test with one healthy individual was carried out, with approval of the PUCPR ethics committee. Force, angle and EMG signals of both legs were collected at a speed of 1.5 km/h over a treadmill with a load 60% of the body weight, over lower limbs.

Results

The resulting WSS is shown in Figure 2, where the handrails over a load cell can be seen in detail. Equations 3, 4 and 5 correspond to the force×voltage relations obtained from calibration procedure. The load cells have shown a linear behavior ($r^2 = 0.999$) and the average errors remained below 1%.

The developed harness is able to keep the individual in upright position as well as allow free movement of lower limbs (Figure 3).

The electrogoniometers (Figure 4) are easy to use and behaved linearly ($r^2 = 0.999$). Their errors between measures remained below 0.5%, while the relative errors remained under 1.5%.

The footswitches are shown in Figure 5. Figure 6 shows the load setup software interface, while Figure 7 depicts the data collecting software interface.

In Figure 10 it is possible to see the behavior of the collected signals during the pilot test.

Discussion and Conclusion

The developed WSS exhibited an error below 1% and was able to measure upper and lower limb weight loading. It allows analyzing upper limbs loading and lateral unbalance, what might be important for neural rehabilitation. In despite of some limitations, such as not measuring all joint angles, the monitoring system was able to provide kinematic and electromyographic patterns similar to those shown in the literature (Domingo et al., 2007; Threlkeld et al., 2003). A patent request for the weight support system was submitted to INPI under protocol #0000280904043771 in July 07, 2009.

Introdução

A marcha é um dos movimentos funcionais mais importantes do ser humano e quando é prejudicada, por exemplo, por disfunções neurológicas, seu treinamento torna-se essencial para desenvolvimento de novas estratégias de deambulação (Dietz, 2009). O treinamento locomotor com suporte parcial de peso (TLSP) é uma alternativa para a reabilitação da marcha que proporciona redução da carga sobre o aparelho músculo esquelético (Hauptenthal *et al.*, 2008). Pode ser aplicado em idosos (Pillar *et al.*, 1991), hemiplégicos (Barbeau e Visintin, 2003), portadores de paralisia cerebral (Roesler *et al.*, 2005) e de lesões medulares (Dietz *et al.*, 1998; Wilson *et al.*, 2000).

O TLSP consiste na sustentação parcial do peso corporal do indivíduo, com auxílio de um sistema de suporte de peso corporal (SPC), que o mantém em ortostatismo enquanto seus membros inferiores são movimentados reproduzindo os movimentos da marcha sobre uma esteira elétrica (Wilson *et al.*, 2000) ou sobre o solo (Patiño *et al.*, 2007; Pillar *et al.*, 1991). A parcela de peso corporal suportada pelo indivíduo é aumentada gradativamente à medida que ele adquire maior capacidade de sustentá-la (Dietz *et al.*, 1998; Dietz e Harkema, 2004). Segundo estes autores, os estímulos aferentes relacionados aos receptores de carga e da articulação de quadril são considerados importantes para a geração e treinamento de um padrão locomotor em pessoas com lesão medular incompleta (Dietz e Harkema, 2004). O treino locomotor é um método para produzir estes estímulos, associados à coordenação entre membros. Assim, com este método vários componentes da marcha são treinados simultaneamente de forma dinâmica (Barbeau *et al.*, 1999).

Para a aplicação do treino locomotor necessita-se basicamente de uma esteira elétrica, um colete de segurança e um sistema de suporte de peso corporal (SPC) (Wilson *et al.*, 2000), sendo que os últimos devem proporcionar segurança ao indivíduo durante a sessão de treino.

O SPC é a estrutura responsável pela suspensão e o controle da descarga sobre os membros inferiores, sendo o valor desta uma informação importante para o sucesso do TLSP (Dietz *et al.*, 1998). A forma de mensurar e regular a descarga de peso evoluiu ao longo dos últimos anos. No trabalho de Dietz *et al.* (1998), a quantidade de descarga de peso em uma sessão era dada por uma escala marcada na grua utilizada para suspender os indivíduos. Mais recentemente, sensores têm sido utilizados para a mensuração da descarga de peso. Os mais comuns são células de carga (Gazzani

et al., 2000; Patiño *et al.*, 2007; Roesler *et al.*, 2005) mas sensores de pressão sob os calçados também foram utilizados (Beres-Jones e Harkema, 2004).

Geralmente as células de carga são acopladas ao cabo que realiza a suspensão dos voluntários e, normalmente, é utilizada apenas uma célula de carga (Gazzani *et al.*, 2000; Patiño *et al.*, 2007). No entanto, uma única célula pode não prover o valor correto da descarga sobre membros inferiores, pois se recomenda que o sistema ofereça algum tipo de apoio para as mãos (Wilson *et al.*, 2000) e, portanto, é possível que haja descarga de peso sobre membros superiores.

Roesler *et al.* (2005) desenvolveram um SPC para a aplicação do TLSP em que, além da célula de carga entre o cabo e o colete, acoplou-se uma segunda célula ao apoio dos membros superiores, posicionado à frente do usuário. O sistema foi testado com sucesso em uma criança portadora de paralisia cerebral (Roesler *et al.*, 2005). No entanto, para a maioria dos indivíduos, o apoio anterior iria forçar uma inclinação de tronco nesta direção, prejudicando o equilíbrio. O mais apropriado seria a utilização de apoios laterais.

Por este motivo, apresenta-se neste artigo o desenvolvimento de um sistema de SPC com dois apoios laterais instrumentalizados para ser utilizado no treino locomotor manual de pessoas com lesão medular. O objetivo foi construir um sistema que fornecesse os valores da carga sustentada pelo colete e sobre os membros superiores. A partir deles, pode-se estimar a carga em membros inferiores tal como proposto por Roesler *et al.* (2005). Adicionalmente, o sistema com dois apoios possibilita a identificação de desequilíbrios bilaterais de membros superiores.

Devido ao papel dos receptores de carga no treino locomotor e sua dependência com as posições articulares é importante monitorar, simultaneamente, a carga sobre membros inferiores e parâmetros cinemáticos da marcha (Beres-Jones e Harkema, 2004; Domingo *et al.*, 2007). Além disso, o estudo da atividade eletromiográfica durante o TLSP tem trazido contribuições importantes à eficácia do mesmo e aos mecanismos fisiológicos relacionados (Dietz *et al.*, 1998; Dietz e Harkema, 2004; Domingo *et al.*, 2007). Por estes motivos, paralelamente ao SPC objetivou-se também desenvolver um sistema de aquisição para registrar o ângulo do joelho, atividade eletromiográfica e contato dos pés com o solo.

Materiais e Métodos

O sistema foi concebido com os seguintes componentes: sistema de suporte peso corporal (SPC), sensores para avaliação cinemática e eletromiográfica, sistema

de aquisição dos sinais. Nesta sessão são apresentados os detalhes da concepção e desenvolvimento de cada componente bem como a realização de testes com o sistema.

Sistema de SPC

O sistema de SPC construído utilizou a estrutura do Laboratório de Engenharia de Reabilitação da PUC-PR. Foi utilizado um sistema de polias fixado no teto em uma viga de concreto por onde passa um cabo de aço controlado por um guincho manual (Famit, modelo G1) para realizar a suspensão dos indivíduos.

Uma célula de carga tipo “S” com capacidade máxima de 200 kg (EMGSystem do Brasil) acoplada ao cabo de aço onde é fixado um colete foi utilizada para medir a força sustentada pelo mesmo. Duas células de carga tipo “S” (Alfa Instrumentos) com capacidade máxima de 100 kg cada foram utilizadas para medir a força sustentada pelos membros superiores. Para tanto, foi desenvolvido um sistema de apoio para as mãos, de forma que elas fossem acopladas a uma esteira elétrica (Movement LX150).

A célula de carga do colete foi acoplada a uma das entradas de instrumentação do equipamento de eletromiografia (EMGSystem do Brasil) que fornece alimentação de 5 V e amplifica seu sinal em 300 vezes. Construiu-se um módulo de *hardware* para prover alimentação de 10 V para as células de carga das mãos e amplificar seu sinal em 230 vezes.

O colete desenvolvido consiste de uma espuma recoberta por um tecido e fixada ao tronco por uma banda de neoprene com uma faixa de náilon unida por fivelas. A espuma possui uma largura maior na região das axilas do que nas regiões do tórax e abdome.

Para a calibração das células de carga, foram utilizadas anilhas e massas entre 5 e 10 kg aferidas com auxílio de uma balança de precisão (Gehaka, modelo BG4001). As anilhas foram acopladas de forma a comprimir as células de carga e mantê-las nesta posição por 5 segundos. A média temporal neste intervalo foi utilizada para os cálculos. No caso da célula do colete, houve incrementos na carga de aproximadamente 5 kg adicionando anilhas até o valor aproximado de 80 kg, obtendo-se 18 amostras. Em seguida, houve decrementos (também de 5 kg) dessa carga, a fim de investigar a existência de histerese do sistema. O mesmo procedimento foi adotado para as células de carga das mãos, porém incrementando a carga até aproximadamente 53 kg (por ser esta a faixa de operação estimada para estas células). Foram obtidas 13 amostras e, em seguida, iniciou-se o decréscimo da carga. Os

procedimentos de medida aumentando e diminuindo a carga em cada célula foram repetidos por cinco dias. Foram então obtidos 36 valores para a célula do colete e 26 valores para cada uma das células das mãos, em cada dia. A partir destes valores, foram obtidas as relações carga-tensão de cada célula.

Devido à capacidade das células de carga neste sistema, recomenda-se não suspender pessoas com mais de 100 kg de massa corporal.

Para avaliar o SPC foram realizadas coletas durante outros cinco dias. Para o cálculo do erro percentual (E) entre uma medição e outra foi utilizada a equação 1 (Mendes e Rosário, 2005). O erro relativo (E_R) foi obtido da seguinte forma: para cada valor de força aplicada (conjunto de anilhas) foi registrado o valor de carga dado pelas relações carga-tensão. Calculou-se então a diferença entre a média dos cinco valores (VM) e o valor real da força aplicada (VR), de acordo com a equação 2 (Mendes e Rosário, 2005).

$$E = \frac{DP \times 100}{M} \quad (1)$$

$$E_R = \frac{|VM - VR|}{VR} \times 100 \quad (2)$$

onde:

E : Erro entre medidas;

E_R : Erro relativo;

DP : Desvio padrão da média dos cinco dias de medida [V];

M : Média da tensão na célula de carga dos cinco dias de medida [V];

VR : Valor real da massa da anilha [kg];

VM : Média calculada com a equação da relação carga-tensão dos cinco dias de medida [kg].

Para acoplar o voluntário ao SPC e posicioná-lo ortostaticamente durante o TLSP optou-se por desenvolver um protótipo de colete em que a suspensão dos indivíduos é realizada somente pela região do tórax, semelhante ao de Harkema (2010).

Sensores para avaliação cinemática e eletromiográfica

É sabido que o movimento das articulações de quadril, joelho e tornozelo são igualmente importantes como determinantes da marcha (Sutherland *et al.*, 1998). No entanto, no caso do treino manual de pessoas com lesão medular, a monitoração dos ângulos por cinemetria torna-se difícil devido à necessidade de filmagem de marcadores que seriam encobertos pelos terapeutas. Por este motivo, optou-se pela utilização de eletrogoniômetros (Domingo *et al.*, 2007).

Decidiu-se monitorar somente a articulação do joelho com estes sensores, pois sua fixação na articulação do quadril seria complexa e traria imprecisões devido à presença do colete. Adicionalmente, a articulação do tornozelo geralmente é fixa com uma órtese rígida em pessoas com lesão medular e é a articulação manuseada pelos terapeutas no treino manual.

Os eletrogoniômetros foram construídos com potenciômetros cujos eixos estão fixados a hastes que se movem junto com a articulação do joelho. Para facilitar o posicionamento do eletrogoniômetro no indivíduo, suas hastes foram fixadas a uma joelheira (Mercur, Sport). A haste inferior foi costurada à joelheira, enquanto o eixo do potenciômetro e a haste superior são móveis em relação a ela. Um compasso com precisão de 1° foi usado para calibrar o eletrogoniômetro fixando-se as hastes do sensor às deste compasso. A calibração foi realizada em uma faixa de -20° a 110° , com os registros referentes ao sinal elétrico desses ângulos realizados a cada 10° . Foram realizadas três coletas para calibração, sendo uma aumentando o ângulo, outra diminuindo o ângulo e outra com os ângulos variando aleatoriamente. Uma vez que não foi observada histerese, a média dessas três coletas foi utilizada para determinar a equação da relação ângulo-tensão e o coeficiente de determinação (r^2). Também foi calculado o erro entre as medições e o erro relativo com as equações 1 e 2, respectivamente.

Para a correta utilização do goniômetro, seu eixo deve ser posicionado sobre o côndilo lateral do fêmur e a haste inferior alinhada com o maléolo lateral. Após este posicionamento, a haste superior pode ser alinhada com o trocânter maior do fêmur ou a 180° em relação à haste inferior e fixada na posição desejada com auxílio das fitas de *velcro* costuradas na joelheira e coladas na haste.

A fim de identificar o contato do pé com o solo e as fases da marcha, foram construídas *footswitches*. Optou-se por utilizar placas de EVA recortadas em forma de palmilhas, com dois sensores tipo chaves de contato mecânico (*push-button*) posicionadas no antepé e no retro-pé. Essas chaves foram conectadas a um circuito eletrônico que produz quatro níveis de tensão, de acordo com a combinação do seu estado (abertas ou fechadas) e permite identificar as fases da marcha. Com as duas chaves abertas, o circuito fornece tensão zero, com a chave do retro-pé fechada e de antepé aberta, ele fornece 2,3 V, na situação oposta, fornece 2,8 V e com as duas chaves fechadas, fornece 3,5 V.

Sinais de eletromiografia de superfície foram obtidos a partir de eletrodos de ECG pediátricos au-

to-adesivos Ag/AgCl (MediTrace) com diâmetro de 1 cm, posicionados com uma distância centro a centro de 2 cm, para formar um eletrodo bipolar. Os eletrodos foram acoplados a um pré-amplificador com ganho de 20 vezes, conectado ao módulo analógico da EMGSystem do Brasil, que traz embutidos um amplificador com ganho de 1.000 vezes e um filtro *anti-aliasing* passa-baixa de 500 Hz.

Sistema de aquisição dos sinais

Os sinais de força, ângulo, eletromiografia de superfície e o contato do pé com o solo foram adquiridos com auxílio de uma placa de aquisição (National Instruments, PCI6024E) com uma frequência de amostragem de 1.000 Hz. O diagrama da Figura 1 ilustra esquematicamente os sensores, os módulos e o fluxo dos sinais dos mesmos para o sistema de aquisição.

Da mesma forma que Beres-Jones e Harkema (2004), optou-se aqui por utilizar o ambiente de desenvolvimento LabVIEW® para desenvolver os programas para aquisição e tratamento dos sinais. Foram desenvolvidos três programas em ambiente LabVIEW® versão 6.0i (National Instruments).

Com o primeiro programa é possível medir o peso do indivíduo e ajustar o percentual da carga em membros inferiores que será utilizada durante a sessão de treino. Esse valor é ajustado manualmente com auxílio do guincho que eleva ou baixa o indivíduo sobre a esteira, enquanto são realizadas medições da carga em membros inferiores.

O segundo programa foi desenvolvido para coletar os sinais biomecânicos e de eletromiografia durante a sessão de TLSP. Construiu-se uma interface gráfica para mostrar os sinais que estão sendo coletados. A atualização desses gráficos é feita a cada um segundo sem a perda do sinal devido ao uso de *buffers*. A fim de ganhar tempo e espaço em memória, optou-se por armazenar os dados em um formato proprietário do LabVIEW® 6.0i.

O terceiro programa opera *off-line* para recuperar os sinais armazenados pelo segundo programa, apresentar esses sinais e seus respectivos espectros de frequência antes e após a aplicação de filtros digitais e, se desejado, criar arquivos em formato de texto que podem ser lidos por outros aplicativos como Excel® ou MATLAB®. Os filtros implementados para os sinais de eletromiografia são passa-baixas com frequência de corte em 300 Hz (Dietz *et al.*, 1998; 2002; Lam e Dietz, 2004) e passa-altas com frequência de corte em 10 Hz (Lam e Dietz, 2004; Soderberg e Knutson, 2000; Steldt

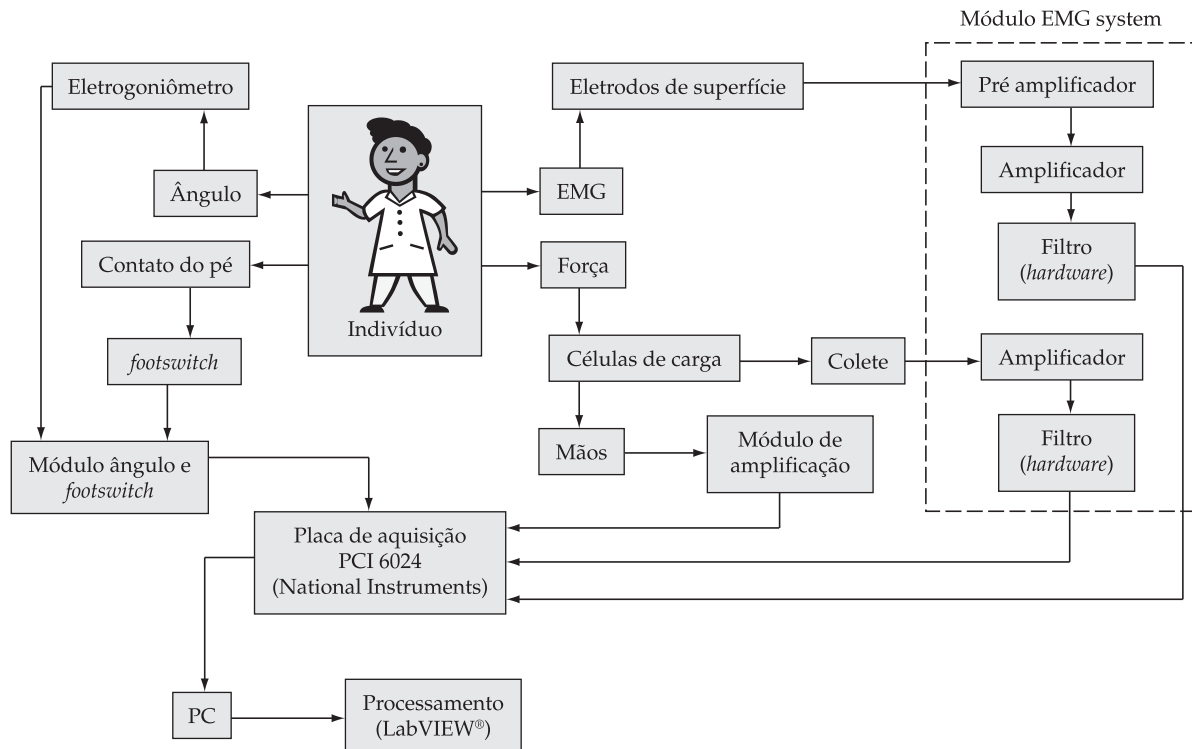


Figura 1. Diagrama em blocos do sistema de aquisição e processamento dos sinais biomecânicos e de EMG desenvolvido para avaliação do TLSP. As flechas indicam o fluxo dos sinais/dados pelo sistema. **Figure 1.** Block diagram of the signal acquisition and processing system. The arrows indicate the signal/data flow through the system.

e Schmit, 2004). Para os sinais de força e ângulo foram implementados filtros passa-baixas com frequência de corte em 6 Hz (Domingo *et al.*, 2007). Todos os filtros são do tipo Butterworth de segunda ordem, constituídos por filtros cascata do tipo IIR.

Ensaio piloto

A fim de testar o funcionamento do sistema de SPC e a aquisição dos dados foi realizado um ensaio com um indivíduo hígido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (parecer nº 1616).

Para este ensaio foram construídas *footswitches* personalizadas para o indivíduo. O eletrogoniômetro foi posicionado da forma já descrita com a haste superior alinhada com o trocânter maior do fêmur. Para o posicionamento dos eletrodos de eletromiografia, foi feita a preparação da pele com tricotomia e limpeza com gaze e álcool das regiões correspondentes aos ventres dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial, bíceps femoral e reto femoral de ambos os membros. Os dois eletrodos bipolares foram, então, posicionados seguindo a linha das fibras musculares. Um eletrodo de referência foi posicionado sobre o terço médio da tibia.

O colete foi então ajustado ao indivíduo de forma a evitar que escorregasse ou produzisse desconforto devido a uma compressão excessiva do tórax/abdome. Fixou-se então o colete ao sistema de suporte de peso enquanto o indivíduo permanecia na posição ortostática sobre a esteira. O indivíduo foi suspenso pelo sistema de suporte e, com auxílio do programa de calibração da descarga de peso, foi feita uma aquisição do peso do sujeito durante uma janela de 1 segundo. O valor médio desta janela foi considerado o peso do sujeito. O sujeito foi, então, baixado, com auxílio do guincho até que 60% do seu peso corporal fosse sustentado pelos membros inferiores. Para tanto, foram feitas coletas do valor do peso suportado pelo colete, durante janelas de 5 segundos. O movimento do guincho e as coletas foram repetidos até obter a descarga de peso desejada.

Após o ajuste da carga, o sujeito permaneceu na posição ortostática sobre a esteira e, com auxílio do programa de coleta de dados, foram coletados dados durante 10 segundos para serem usados como referência. No caso do ângulo do joelho, o valor lido nesta posição foi considerado igual a zero. Em seguida, a esteira foi colocada em movimento com velocidade de 1,5 km/h e o sujeito foi instruído a andar normal-

mente. Com auxílio do programa de coleta de dados, foram obtidos 3 arquivos, cada um correspondente a 45 segundos de dados. Esta duração de janela contém cerca de 20 passos.

Resultados

O sistema de SPC construído está mostrado na Figura 1. As células de carga para os membros superiores medem somente a força vertical e foram acopladas sob uma espécie de manopla onde o usuário segura (detalhe na Figura 2). Assim, a pressão exercida pelos dedos não contamina a medida.

As equações 3 a 5 correspondem à relação carga \times tensão obtidas durante a calibração do sistema.

$$F_c = 36,18 \cdot V_c - 0,28 \quad (3)$$

$$F_{MD} = -22,94 \cdot V_{MD} - 3,13 \quad (4)$$

$$F_{ME} = -23,57 \cdot V_{ME} - 2,68 \quad (5)$$

onde:

F_c : Força sustentada pelo colete [kgf];

V_c : Tensão fornecida pela célula de carga do colete [V];

F_{MD} : Força aplicada na célula de carga da mão direita [kgf];

V_{MD} : Tensão fornecida pela célula de carga da mão direita [V];

F_{ME} : Força aplicada célula de carga da mão esquerda [kgf];

V_{ME} : Tensão fornecida pela célula de carga da mão esquerda [V].

A calibração das células de carga do colete e das mãos direita e esquerda mostrou uma relação linear entre os valores de carga e as tensões medidas, confirmando o cálculo do coeficiente de determinação (r^2) cujo valor encontrado foi de 0,999 para todas as células. Também foi observada a ausência de histerese no sistema. Os valores médios do erro relativo e do erro entre medidas foram inferiores a 1% para todas as células de carga.

A Figura 3 mostra um indivíduo fixado ao sistema de suporte de peso com o colete desenvolvido.

A Figura 4 mostra o goniômetro desenvolvido e posicionado em um indivíduo. É possível verificar que o instrumento não prejudica a manipulação pelos terapeutas e pode ser facilmente “vestido” nos indivíduos.

A calibração dos eletrogoniômetros direito e esquerdo mostrou uma relação linear entre os valores de ângulos e as tensões medidas, confirmada com

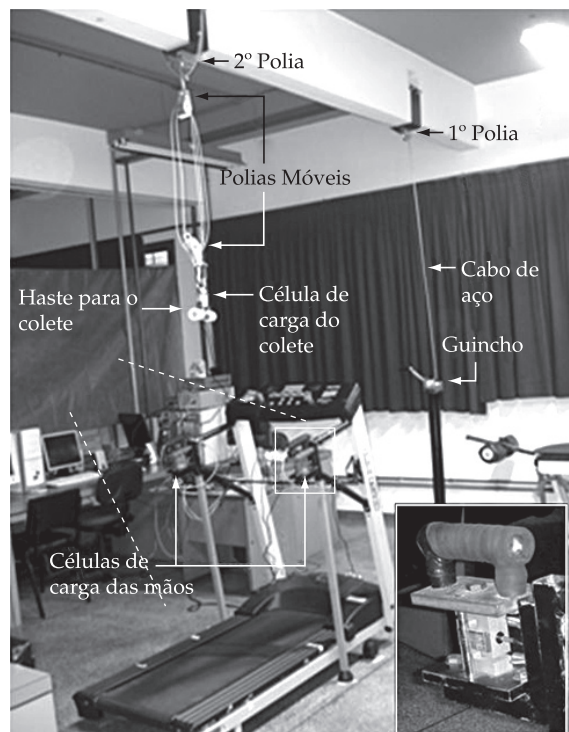


Figura 2. Sistema suporte de peso corporal desenvolvido para a realização do TLSP. Utilizam-se polias e um guincho para controlar a suspensão e células de carga posicionadas nos apoios para as mãos e no cabo que suspende o voluntário para medir a carga sustentada pelo mesmo durante o treino. **Figure 2.** Weight support system developed for LTPWS, with pulleys and winch to control the loading, load cells at harness cable and handrails to measure weight load over upper and lower limbs.

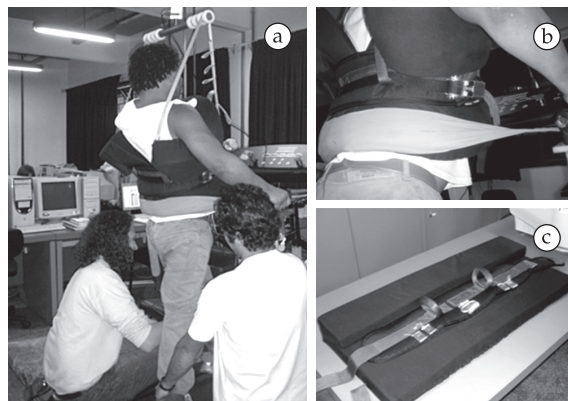


Figura 3. Colete desenvolvido posicionado em um dos voluntários do estudo durante a aplicação do TLSP (a). Detalhes do colete (b e c). **Figure 3.** Individual wearing the harness developed for application of LTPWS (a). Harness details (b and c).

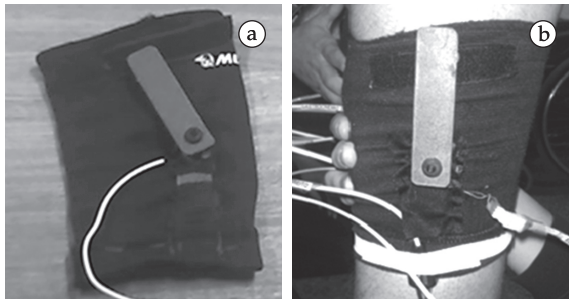


Figura 4. Eletrogoniômetro desenvolvido com as hastes acopladas a uma joelheira para facilitar a utilização durante as coletas (a). Sensor posicionado no voluntário (b).
Figure 4. Developed electrogoniometer attached to a knee brace to allow easy positioning during data collection sessions (a). Volunteer wearing the electrogoniometer (b).

o valor do coeficiente de determinação (r^2) de 0,999 para ambos. Os valores médios dos erros entre medidas permaneceram abaixo de 0,5%, o que mostra a repetibilidade do sensor para a realização de várias medidas, enquanto os erros relativos foram inferiores a 1,5%.

A Figura 5 mostra as palmilhas com as chaves posicionadas nas regiões frontal e posterior dos pés. A utilização de EVA facilita a construção de palmilhas personalizadas para cada indivíduo.

A Figura 6 mostra a interface do programa desenvolvido para medição do peso e ajuste da descarga sobre os membros inferiores. Este programa faz uso das equações 3 a 5 para converter os valores de tensão lidos das células da carga em kgf e mostrá-los ao usuário. Os valores apresentados são as médias dos valores lidos durante as janelas de tempo escolhidas e informadas ao usuário. É possível observar os campos para entrada dos intervalos de tempo de coleta e para o percentual de descarga de peso desejado sobre membros inferiores.

A Figura 7 apresenta a tela do programa desenvolvido para a coleta dos sinais biomecânicos e de eletromiografia durante a sessão de TLSP. São criados arquivos que contêm os valores coletados durante janelas de tempo ajustáveis pelo usuário. Assim, o usuário pode optar por obter um único arquivo para uma sessão completa de coleta de dados (não recomendado) ou obter vários arquivos contendo os dados coletados em intervalos de tempo menores. Os nomes dos arquivos contêm a identificação do sujeito, a data, hora, minuto e segundo em que o arquivo foi gerado. Isso permite a recuperação e análise posterior dos dados de cada sujeito da pesquisa.

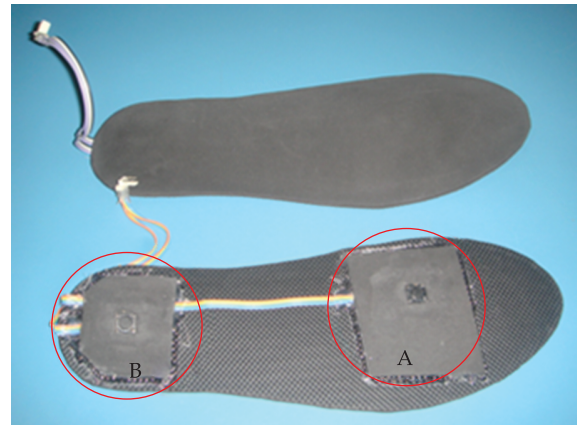


Figura 5. Footswitch desenvolvida para identificar as fases da marcha e realizar o sincronismo entre os sinais coletados de eletromiografia, força e ângulos. Em destaque estão as chaves que são acionadas durante o contato do pé com o solo, ante-pé (a) e retro-pé (b).
Figure 5. Footswitch developed for identifying gait phases and helping synchronization of collected signals. Push button switches are positioned at anterior (a) and posterior (b) foot regions.

Os resultados obtidos no ensaio com um indivíduo hígido permitiram observar o funcionamento completo do sistema. A Figura 8 mostra o comportamento da força sustentada em membros inferiores e pelo colete ao longo da marcha. A Figura 9, que contém o gráfico das forças sustentadas em membros superiores mostra como elas variam ao longo das fases da marcha.

A Figura 10 apresenta os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial do membro esquerdo sincronizados com o eletrogoniômetro e a footswitch durante a marcha. A partir do sinal das footswitches, foi possível calcular os valores da duração das fases de apoio e tempo do passo. Foram obtidos valores de 63,3 e 64,4% do ciclo da marcha para os pés direito e esquerdo, respectivamente. O tempo do passo foi de 0,99 segundos para o pé direito e 1,01 segundos para o esquerdo. A amplitude da oscilação do sinal de ângulo (0,5 V) corresponde a uma amplitude de movimento de 30° de acordo com a curva de calibração do eletrogoniômetro (Pereira, 2009).

Discussão

O sistema de suporte de peso desenvolvido satisfaz às exigências de Wilson *et al.* (2000), como a existência de apoios para as mãos, a capacidade de suportar no mínimo 40% do peso dos indivíduos, registro confiável da descarga de peso e apresenta dois pontos de suspensão.

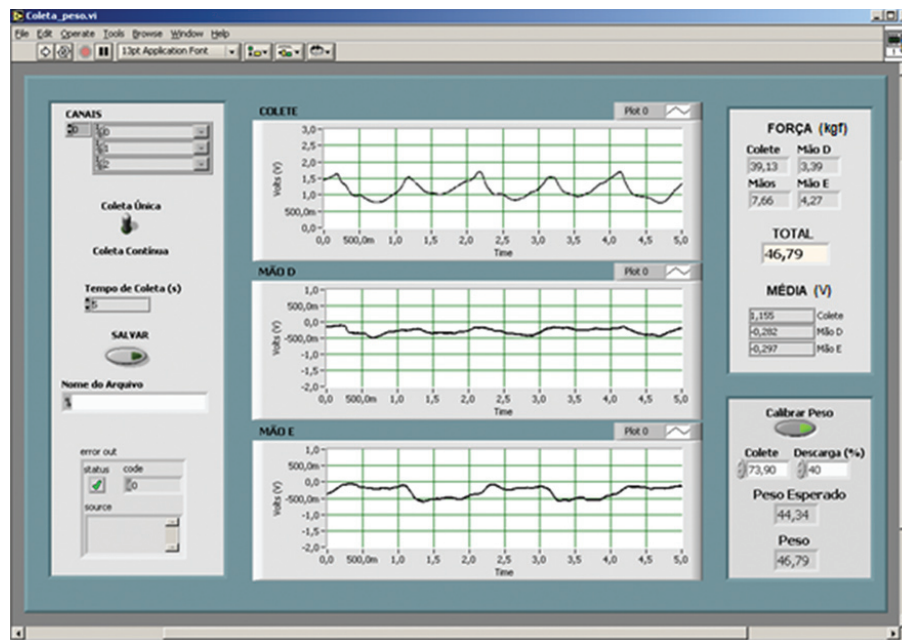


Figura 6. Interface do software desenvolvido em ambiente LabVIEW® 6.0i para controle da descarga de peso corporal. É possível observar os controles para seleção dos canais e o tempo de coleta, a interface gráfica dos sinais coletados, as cargas obtidas nos sensores do SPC e a janela para o processo de calibração da descarga de peso corporal. **Figure 6.** User interface of weight unloading setup software developed in LabVIEW® 6.0i environment. Note controls for selecting channels and acquisition time, graphic interface of collected signals, loads on sensors and the load calibration window.

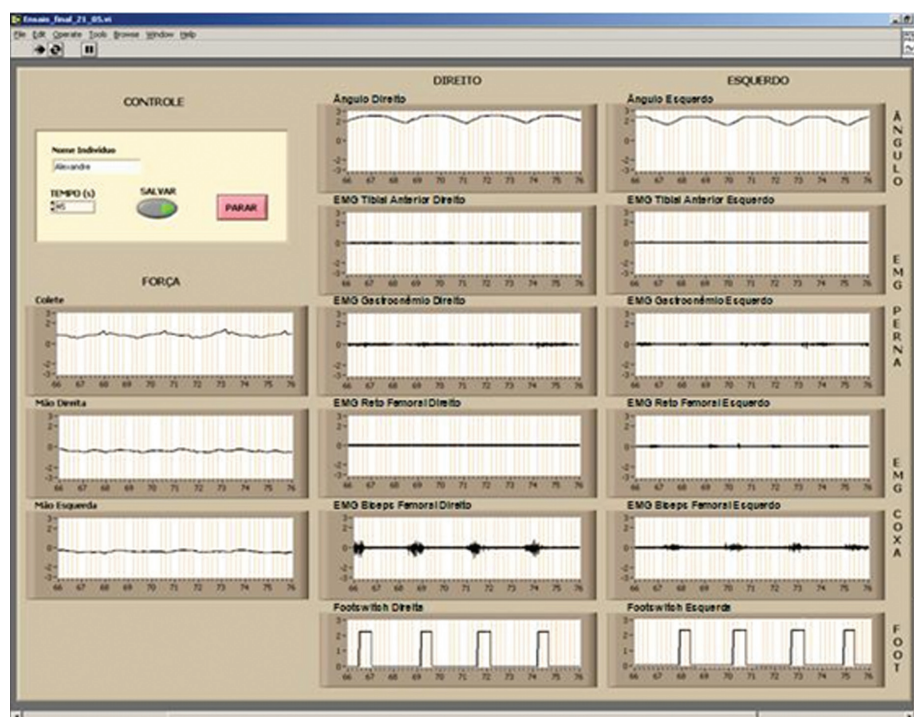


Figura 7. Interface do software desenvolvido ambiente LabVIEW® 6.0i para aquisição dos sinais de ângulo, descarga de peso, footswitches e de EMG em tempo real durante uma sessão de coleta de dados. **Figure 7.** Interface of data collecting software, which allows for real time monitoring of angle, weight unloading, footswitches and EMG signals during a data collection session.

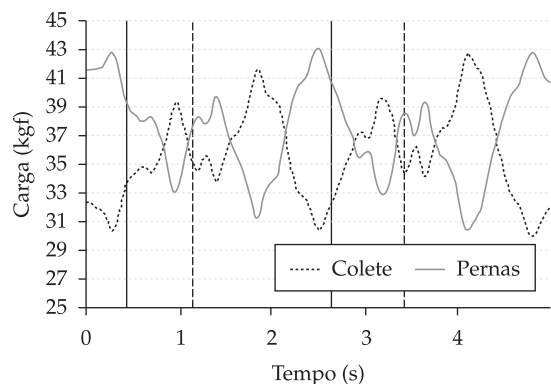


Figura 8. Força medida pela célula de carga presa no cabo do colete (linha pontilhada) e força sobre pernas (linha cheia) durante a marcha de um indivíduo hígido com 60% do peso corporal sobre os membros inferiores. As linhas verticais contínuas indicam a transição entre a fase de apoio e a fase de balanço da perna direita, enquanto as linhas tracejadas indicam a transição entre a fase de balanço e a fase de apoio da perna esquerda.

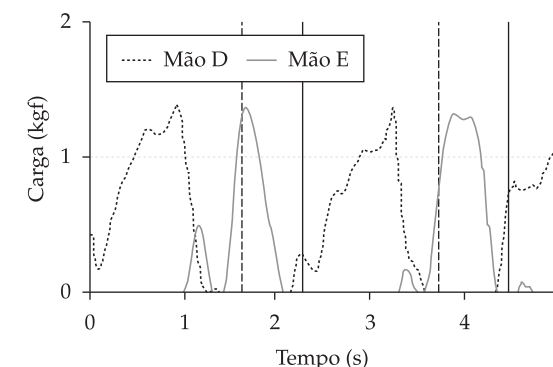


Figura 9. Forças sobre mão direita (linha pontilhada) e esquerda (linha cheia) durante a marcha de um indivíduo suportando 60% do seu peso corporal. As linhas verticais contínuas indicam a transição entre a fase de apoio e a fase de balanço da perna direita, enquanto as linhas tracejadas indicam a transição entre a fase de balanço e a fase de apoio da perna esquerda. **Figure 9.** Load over the right (dotted line) and left (solid line) hands during gait of a health individual supporting 60% of his body weight. The vertical solid lines indicate the transition between stance and swing gait phases on the right side while the dashed vertical lines indicate the same on the left side.

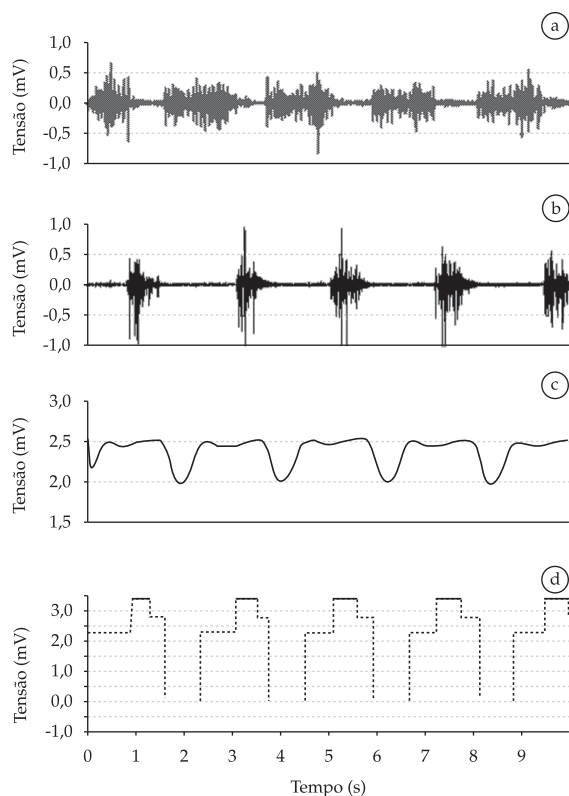


Figura 10. Sinais obtidos durante a execução da marcha por um indivíduo hígido sobre a esteira. São apresentados os sinais de EMG dos músculos tibial anterior (a) e gastrocnêmio medial (b), os sinais do eletrogoniômetro (c) e footswitch (d) do membro esquerdo. **Figure 10.** Signals from left lower limb of an individual performing gait. EMG signals from Tibialis Anterior (a) and Gastrocnemius Medial Head (b) are depicted together with those from the electrogoniometer (c) and footswitch (d).

O sistema de células de carga do SPC mostrou um comportamento linear, boa repetibilidade e ausência de histerese. Células de carga foram escolhidas aqui e por demais autores por serem de fato sensores com estas características (Gazzani *et al.*, 2000; Patiño *et al.*, 2007; Roesler *et al.*, 2005). Outros autores, no entanto, utilizaram sensores de pressão (Tekscan) posicionados sob as solas dos pés dos voluntários (Beres-Jones e Harkema, 2004) para obter diretamente os valores de carga em membros inferiores. Esta é uma alternativa interessante principalmente por permitir monitorar diferenças bilaterais nas descargas, principalmente se associada aos apoios instrumentados para as mãos. Isto traria informações completas sobre as distribuições bilaterais de carga em membros superiores e inferiores permitindo ao terapeuta delinear ou alterar seus protocolos para melhorar equilíbrio de força entre os hemicorpos, postura e outros fatores que in-

fluenciam na distribuição bilateral do peso corporal durante a marcha. Outra opção seria a utilização de esteiras instrumentalizadas (munidas de estruturas semelhantes às plataformas de força) para obtenção direta da carga sobre membros inferiores. Estas duas opções, porém têm desvantagens econômicas com relação à utilização das células de carga.

A utilização da estrutura do laboratório para a fixação do sistema de SPC evitou o custo com compra de material metálico para construção de uma estrutura própria. Esta solução pode ser adotada sempre que houver uma viga semelhante à disponível, nas instalações onde o sistema for montado. Isto, porém, não impede sua reprodução em outros locais, pois ele pode ser facilmente adaptado a estruturas propostas por outros autores (Gazzani *et al.*, 2000; Patiño *et al.*, 2007; Roesler *et al.*, 2005).

O colete desenvolvido possibilita a manutenção da postura ortostática como sugerido por Wilson *et al.* (2000) mas difere dos exemplos apresentados por estes autores e usados por outros autores (Gazzani *et al.*, 2000; Patiño *et al.*, 2007; Roesler *et al.*, 2005) pela inexistência de faixas na região coxo-femural. Optou-se pela configuração sem as faixas, pois elas podem diminuir a circulação sanguínea em membros inferiores, tornam os coletes difíceis de vestir e trazem risco de lesões (com formação de úlceras) o que pode ser crítico no caso de pessoas com lesão medular.

O sistema de monitoramento para auxiliar na aplicação e avaliação do treino locomotor consiste em sensores, sistemas de aquisição com *softwares* para ajuste da descarga de peso e para aquisição/processamento dos sinais. É importante lembrar que, exceto pelo *software* de ajuste da descarga de peso, os demais componentes não são estritamente necessários para aplicação do treino.

Com relação aos sensores, o eletrogoniômetro desenvolvido demonstrou comportamento linear e sem histerese, o que torna possível sua utilização na medição do ângulo durante o treino. O uso da joelheira para adaptação deste sensor proporcionou praticidade para colocação do mesmo e facilita seu uso em pessoas com lesão medular. As *footswitches* apresentaram comportamento adequado durante os testes com indivíduo hígido. Porém, da forma como foram feitas, há o risco de não ocorrer o fechamento adequado conforme o tamanho e conformação dos pés. Isto se torna crítico no caso de pessoas com lesão medular que não têm mobilidade e podem apresentar deformação nos pés. Para desenvolvimentos futuros será, portanto,

necessário o aprimoramento das mesmas utilizando uma distribuição de chaves (Lindquist, 2005) ou outros tipos de sensores como os de pressão (Beres-Jones e Harkema, 2004).

Estes dois sensores, bem como os eletrodos de eletromiografia, quando posicionados e conectados ao sistema de aquisição de dados apresentam um grande número de fios, o que exige um trabalho cuidadoso dos terapeutas durante o treino manual da marcha. Sendo assim, pretende-se futuramente desenvolver sistemas *wireless* para monitoração dos parâmetros, tal como o proposto por Leles e Quevedo (2000).

A aquisição dos dados e posterior análise foram realizadas por programas em ambiente LabVIEW® como sugerido por Beres-Jones e Harkema (2004). O uso do LabVIEW® deu agilidade à construção do sistema, mas certamente encarece a sua reprodução. Por este motivo, o desenvolvimento de *software* e *hardware* dedicados para aquisição e processamento dos dados está sendo cogitado para propostas futuras. A opção por desenvolver e implementar dois programas separados: um somente para o ajuste da descarga de peso e outro para a coleta durante a sessão, traz flexibilidade para a construção do sistema. Assim, o desenvolvimento em módulos aqui realizado contempla as duas situações presentes na literatura: somente SPC (Gazzani *et al.*, 2000; Roesler *et al.*, 2005) e SPC combinado com monitoramento da cinemática (Domingo *et al.*, 2007; Patiño *et al.*, 2004).

Os resultados do ensaio piloto, apesar de preliminares são animadores. Com relação à descarga de peso sobre os membros inferiores (Figura 8), observou-se que há oscilação durante as passadas como já apontado na literatura (Roesler *et al.*, 2005). Observa-se também que, apesar de pequena em relação aos membros inferiores, há também descarga de peso sobre membros superiores (Figura 9). Isto concorda com o que foi apontado por Roesler *et al.* (2005). A informação adicional suprida pelo SPC aqui desenvolvido é justamente a dinâmica da sustentação do peso pelos membros superiores. Observa-se claramente uma transferência de carga de um lado para outro ao longo das passadas. Observa-se também que os dois braços recebem praticamente a mesma descarga. Isto era esperado uma vez que se tratava de um indivíduo hígido. No caso de patologias que causa assimetria bilateral, como AVE, paralisia cerebral e alguns tipos de lesão medular, estes resultados mostram que este sistema permitirá monitorar as diferenças entre os hemisférios e auxiliará os terapeutas na reabilitação.

Com relação aos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos (Figura 10), a duração das fases da marcha obtida a partir dos sinais das *footswitches* foi semelhante à apresentada por Sutherland *et al.* (1998) para indivíduos hígidos a esta velocidade. Da mesma forma, a resposta de ativação muscular também ficou de acordo com o apresentado por Capaday (2002) e Domingo *et al.* (2007) com o gastrocnêmio sendo ativado durante a fase de apoio e o tibial anterior durante a fase de balanço e o início da fase de apoio. A curva de ângulo do joelho apresentou características semelhantes às observadas na literatura (Domingo *et al.*, 2007; Threlkeld *et al.*, 2003). Nota-se apenas diferença na amplitude articular aqui observada (30°) em relação à obtida por Domingo *et al.* (2007) (em torno de 60°). Estas diferenças devem-se provavelmente às diferenças entre as velocidades adotadas por aqueles autores (no máximo 1,07 km/h) e neste ensaio piloto (1,5 km/h), bem como diferenças na descarga de peso. De fato, sabe-se que estes valores alteram quantitativamente os parâmetros da marcha (Patiño *et al.*, 2007; Threlkeld *et al.*, 2003).

Conclusão

O sistema de SPC desenvolvido exibiu erro inferior a 1,5% e foi capaz de medir a descarga de peso sobre membros superiores e inferiores. A estrutura física do SPC juntamente com o *software* de ajuste da carga desenvolvido permitem a aplicação do treino e o monitoramento da descarga e de peso e sua distribuição sobre membros superiores, um dado importante na reabilitação neurológica.

A natureza modular do sistema desenvolvido permite optar pela aplicação, ou aplicação conjunta com monitoração, do treino locomotor. Apesar de suas limitações, o sistema de aquisição com os sensores desenvolvidos foi capaz de fornecer padrões cinemáticos e eletromiográficos coerentes com os relatados na literatura sobre marcha com suporte parcial de peso sobre esteira. A patente do sistema de suporte e monitoração foi requerida junto ao INPI sob o protocolo nº 0000280904043771, em 07/07/2009.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Secretaria da Ciência e Tecnologia do Estado do Paraná, à FINEP e à Fundação Araucária pelo apoio financeiro, e à CAPES pela concessão de bolsa de mestrado. Os autores agradecem também à colega Sandra Honorato e aos revisores pelas observações que enriqueceram a versão final deste artigo.

Referências

- BARBEAU, H.; LADOUCEUR, M.; NORMAN, K. E.; PÉPIN, A.; LEROUX, A. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 2, p. 225-235, 1999.
- BARBEAU, H.; VISINTIN, M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 10, p. 1458-1465, 2003.
- BERES-JONES, J. A.; HARKEMA, S. J. The human spinal cord interprets velocity dependent afferent input during stepping. **Brain**, v. 127, n. 10, p. 2232-2246, 2004.
- CAPADAY, C. The special nature of human walking and its neural control. **Trends in Neurosciences**, v. 25, n. 7, p. 370-376, 2002.
- DIETZ, V. Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. **Brain Research Bulletin**, v. 78, n. 1, p. 459-463, 2009.
- DIETZ, V.; HARKEMA, S. J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 5, p. 1954-1960, 2004.
- DIETZ, V.; MÜLLER, R.; COLOMBO, G. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. **Brain**, v. 125, n. 12, p. 2626-2634, 2002.
- DIETZ, V.; WIRZ, M.; COLOMBO, G.; CURT, A. Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: a clinical and electrophysiological evaluation. **Electroencephalography Clinical Neurophysiology**, v. 109, n. 2, p. 140-153, 1998.
- DOMINGO, A.; SAWICKI, G. S.; FERRIS, D. P. Kinematics and muscle activity of individuals with incomplete spinal cord injury during treadmill stepping with and without manual assistance. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, p. 4-32, 2007.
- GAZZANI, F.; FADDA, A.; TORRE, M.; MACELLARI, V. Ward: a pneumatic system for body weight relief in gait rehabilitation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 4, p. 506-513, 2000.
- HARKEMA, S. J. **Human Locomotion Research Center**. Disponível em: <<http://www.harkema.ucla.edu/bws.html>>. Acesso em: 18 mar 2010.
- HAUPENTHAL, A.; SCHUTZ, G. R.; SOUZA, P. V. de; ROESLER, H. Análise do suporte de peso corporal para o treino de marcha. **Fisioterapia em Movimento**, v. 21, n. 2, p. 85-92, 2008.
- LAM, T.; DIETZ, V. Transfer of motor performance in an obstacle avoidance task to different walking conditions. **Journal of Neurophysiology**, v. 92, n. 4, p. 2010-2016, 2004.
- LELES, A. D.; QUEVEDO, A. A. F. Sistema de biotelemetria multicanal para a monitoração da marcha. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 17., 2000, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis, 2000. p. 693-698.
- LINDQUIST, A. R. R. **Efeitos da esteira na marcha de sujeitos hemiparéticos**. São Carlos, SP - Brasil, 2005. Tese - Doutorado, UFSCar.
- MENDES, A.; ROSÁRIO, P. P. **Metrologia & Incerteza de Medição**. São Paulo: EPSE, 2005. 130 p.

- PATÍÑO, M. S.; GONÇALVES, A. R.; MONTEIRO, B. C.; SANTOS, I. L.; BARELA, A. M. F.; BARELA, J. A. Kinematic, kinetic and electromyographic characteristics of young adults walking with and without partial body weight support. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 1, p. 19-25, 2007.
- PEREIRA, E. **Sistema para aplicação e avaliação do treinamento locomotor com suporte parcial de peso na lesão medular**. Curitiba, PR - Brasil, 2009. Tese - Mestrado em Tecnologia de Saúde, PUCPR.
- PILLAR, T.; DICKSTEIN, R.; SMOLINSKI, Z. Walking reeducation with partial relief of body weight in rehabilitation of patients with locomotor disabilities. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 28, n. 4, p. 47-52, 1991.
- ROESLER, H.; CANAVEZZI, A. F.; BONAMIGO, E. C. B.; HAUPENTHAL, A. Desenvolvimento e teste de suporte de peso corporal instrumentalizado para o treino de marcha em esteira. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 9, n. 3, p. 373-376, 2005.
- SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy**, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.
- STELDT, R. E.; SCHMIT, B. D. Modulation of coordinated muscle activity during imposed sinusoidal hip movements in human spinal cord injury. **Journal of Neurophysiology**, v. 92, n. 2, p. 673-685, 2004.
- SUTHERLAND, D. H.; KAUFMAN, K. R.; MOITOZA, J. R. Cinemática da marcha humana normal. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2. ed. São Paulo: Premier, 1998.
- THRELKELD, A. J.; COOPER, L. D.; MONGER, B. P.; CRAVEN, A. N.; HAUPT, H.G. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait and Posture**, v. 17, n. 3, p. 235-245, 2003.
- WILSON, M. S.; QURESHY, H.; PROTAS, E. J.; HOLMES, S. A.; KROUSKOP, T. A.; SHERWOOD, A. M. Equipment specifications for supported treadmill ambulation training. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 37, n. 4, p. 415-422, 2000.

