

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DE  
PORTO ALEGRE – UFCSPA  
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA  
REABILITAÇÃO**

**Jéssica Saccol Borin**

**Análise eletromiográfica de músculos  
utilizados na marcha de pacientes com  
Lesão Medular em duas diferentes  
modalidades de treino com Suporte de  
Peso Corporal**

**Porto Alegre - RS**

**2016**

Jéssica Saccol Borin

**Análise eletromiográfica de músculos  
utilizados na marcha de pacientes com  
Lesão Medular em duas diferentes  
modalidades de treino com Suporte de  
Peso Corporal**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre como requisito para a obtenção do grau de Mestre.

Orientadora: Profa. Dra. Fernanda Cechetti.

Universidade Federal de Ciências da Saúde  
de Porto Alegre

Porto Alegre

2016

#### Catálogo na Publicação

Borin, Jéssica Saccol

Análise eletromiográfica de músculos utilizados na marcha de pacientes com Lesão Medular em duas diferentes modalidades de treino com Suporte de Peso Corporal / Jéssica Saccol Borin. -- 2016.

63 p. : il., tab. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) -- Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2016.

Orientador(a): Fernanda Cechetti.

1. Traumatismos da Medula Espinhal. 2. Marcha. 3. Eletromiografia. 4. Reabilitação Neurológica. I. Título.

Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da UFCSPA com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, pela vida.

À meus pais, Reginaldo e Dalva, por serem o alicerce da minha vida, e o porto seguro pra onde eu sei que poderei sempre voltar depois de alçar meus voos. Obrigada pela educação, pela ajuda financeira e por acreditarem nos meus sonhos, sei que não foi fácil, por isso à vocês, toda honra e toda glória! Agradeço à meus irmãos, Jaquiélen e Aquiles, pelo bom exemplo que sempre foram para mim. À minha sobrinha, Melissa, que mesmo longe, me proporcionou alegria nos dias mais apreensivos. Ao meu namorado, Carlos, que suportou junto comigo a distância, a saudade e esteve presente desde o início na minha jornada como mestranda.

Obrigada à minha orientadora, Fernanda Cechetti, por acreditar no meu potencial e por fazer do meu mestrado um momento tranquilo. À colega de mestrado, Tânia, que me ajudou nos momentos mais difíceis, obrigada pelas trocas de experiências.

Meu muito obrigada ao Fantástico Mundo Melissa Grigol! À sua equipe, da qual hoje faço parte, que me acolheu e me ensinou, além das técnicas, a amar ainda mais a fisioterapia neurofuncional. E claro, aos pacientes que me auxiliaram nas coletas e ficaram tão apreensivos quanto eu para saber o resultado da pesquisa.

*"Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino."*

Leonardo da Vinci

## RESUMO

**Introdução:** A lesão da medula espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano e com enorme repercussão física, psíquica e social. Chamamos de lesão medular (LM) toda injúria às estruturas contidas no canal medular (medula, cone medular e cauda equina), podendo levar a alterações motoras, sensitivas, autonômicas e psicoafetivas. Para muitos pacientes, a deficiência persistente mais visível é a incapacidade de caminhar ou uma marcha parética lenta, com alto custo de energia. O treino de marcha com suporte de peso corporal (TMSPC) tem sido proposto como uma alternativa para a reabilitação de pessoas com LM, com o intuito de desenvolver ao máximo o potencial residual do organismo e auxiliar a reintegração na convivência familiar, profissional e social, e, tem sido utilizada de duas maneiras diferentes: na esteira e no andador em piso fixo. **Objetivo:** Comparar através do sinal eletromiográfico (EMG) os níveis de ativação muscular dos principais músculos envolvidos na marcha durante a deambulação com suporte de peso corporal na esteira e no andador em piso fixo em pacientes lesados medulares incompletos. **Metodologia:** Tratou-se de um estudo transversal, no qual 11 pacientes lesados medulares incompletos foram submetidos a duas modalidades de treino de marcha com suporte de peso corporal, a primeira na esteira (em duas diferentes velocidades: 1 e 4km/h) e a segunda no andador em piso fixo. Foi realizada a aquisição do EMG nos músculos reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e glúteo máximo (GM). **Resultados:** Houve uma maior ativação muscular de todos os músculos analisados no treino na esteira quando comparado ao treino em andador, tanto a 4 km/h (RF:  $p=0,00$ ), (VM:  $p=0,00$ ), (VL:  $p=0,00$ ) e (GM:  $p=0,00$ ), como a 1km/h (RF:  $p=0,00$ ), (VM:  $p=0,00$ ), (VL:  $p=0,00$ ) e (GM:  $p=0,00$ ). Quando comparado as duas modalidades de treino na esteira, a 4 e 1km/h, não houve diferença estatisticamente significativa entre elas (RF:  $p=0,36$ ), (VM:  $p=1,00$ ), (VL:  $p=1,00$ ) e (GM:  $p=0,16$ ). **Conclusão:** A principal conclusão desta pesquisa foi que o treino de marcha com suporte de peso corporal ativou mais a musculatura dos músculos envolvidos na marcha no treino na esteira em relação ao treino no andador em piso fixo em pacientes com LM incompleta. A ativação muscular mostrou-se independente da velocidade da esteira. Portanto, o treino de marcha com suporte de peso corporal na esteira pode proporcionar ao paciente lesado medular incompleto um melhor desempenho no treino locomotor.

**Palavras-chave:** traumatismos da medula espinhal; marcha; eletromiografia; reabilitação neurológica.

## ABSTRACT

**Introduction:** Spinal cord injury is one of the worst diseases that can affect the human being with enormous physical, psychic, and social repercussion. We call spinal cord injury every injury to the structures contained in the spinal canal (spinal cord, conus, and cauda equina), which may lead to motor, sensory, autonomic, and psychoaffective disorders. For many patients the most visible permanent disability is the inability to walk, or a slow paretic gait, with high-energy costs. The locomotor training with body weight support (LTBWS) has been proposed as an alternative for the rehabilitation of people with spinal cord injury, in order to develop the most of the residual potential of the body and assist the reintegration into family, social and professional life, and has been used in two different ways: on the treadmill and overground. **Objective:** Through the electromyographic signal (EMG), to compare the levels of muscle activation of the main muscle involved in gait during body weight-supported treadmill training and body weight-supported overground training in incomplete spinal cord injured patients. **Methodology:** It was a prospective cross-sectional study, in which 11 incomplete injured patients were submitted to two modalities of gait with body weight support, the first one on the treadmill (two different speeds: 1 and 4km/h), and the second one with the walker on fixed floor. The electromyographical acquisition was done in the rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GM). **Results:** There was a greater muscle activation of all muscles analyzed in the treadmill training as compared to the overground training, both at 4 km/h (RF:  $p=0.00$ ), (VM:  $p=0.00$ ), (VL:  $p=0.00$ ) e (GM:  $p=0.00$ ) and at 1km/h (RF:  $p=0.00$ ), (VM:  $p=0.00$ ), (VL:  $p=0.00$ ) e (GM:  $p=0.00$ ). When comparing the two modalities of treadmill training, at 4 and 1km/h, there was no statically significant difference between them (RF:  $p=0.36$ ), (VM:  $p=1.00$ ), (VL:  $p=1.00$ ) e (GM:  $p=0.16$ ). **Conclusion:** The main conclusion obtained with this research was that the gait training with body weight support is more effective in activating the muscles involved in the gait training on treadmill compared to overground training in patients with incomplete spinal cord injury. The muscle activation was independent of the treadmill speed. Thus, the gait training with body weight support on the treadmill may propitiate a better performance in the walking training of incomplete spinal cord injured patients.

**Keywords:** spinal cord injuries; gait; electromyography; neurological rehabilitation.

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Classificação do tipo de lesão medular segundo a Associação Americana de Lesão Medular (ASIA). .....	15
--	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>ASIA</i>	<i>American Spinal Injury Association</i> (Associação Americana de Lesão Medular)
AVD	Atividade de Vida Diária
<i>BWSTT</i>	<i>Body Weight-Supported Treadmill Training</i> (Treino de Marcha com Suporte de Peso Corporal)
EMG	Eletromiografia de Superfície
FIM	Functional Independence Measure (Medida de Independência Funcional)
GM	Glúteo Máximo
GPC	Gerador de Padrão Central
<i>ISEK</i>	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i> (Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia)
LM	Lesão Medular
LNMI	Lesão no Neurônio Motor Inferior
LNMS	Lesão no Neurônio Motor Superior
RF	Reto Femoral
<i>RMS</i>	<i>Root Mean Square</i> (Sinal Bruto na Eletromiografia de Superfície)
<i>SENIAM</i>	<i>Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles</i> (Eletromiografia de Superfície para Avaliação Não Invasiva de Músculos)
SNC	Sistema Nervoso Central
SPC	Suporte de Peso Corporal
<i>STAT</i>	<i>Supported Treadmill Ambulation Training</i> (Treino de Marcha na Esteira com Suporte de Peso)
TMSPC	Treino de Marcha com Suporte de Peso Corporal
VM	Vasto Medial

VL

Vasto Lateral

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	10
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	13
2.1 LESÃO MEDULAR .....	13
2.2 MARCHA NA LESÃO MEDULAR .....	18
2.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE .....	23
<b>3 OBJETIVO</b> .....	25
<b>4 REFERÊNCIAS DA REVISÃO</b> .....	26
<b>5 ARTIGO</b> .....	30
<b>6 CONCLUSÃO GERAL</b> .....	51
<b>ANEXOS</b> .....	52
ANEXO A – PARECER CEP/UFCSPA.....	52
ANEXO B – NORMAS PARA FORMATAÇÃO DA REVISTA BRAZILIAN JOURNAL OF PHYSICAL THERAPY .....	55

## 1 INTRODUÇÃO

A lesão da medula espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano e com enorme repercussão física, psíquica e social. Chamamos de lesão medular (LM) toda injúria às estruturas contidas no canal medular (medula, cone medular e cauda equina), podendo levar a alterações motoras, sensitivas, autonômicas e psicoafetivas. Essas alterações se manifestarão principalmente como paralisia ou paresia dos membros, alteração de tônus muscular, alteração dos reflexos superficiais e profundos, alteração ou perda das diferentes sensibilidades (tátil, dolorosa, de pressão, vibratória e proprioceptiva), perda de controle esfinteriano, disfunção sexual e alterações autonômicas como vasoplegia, alteração de sudorese, controle de temperatura corporal entre outras (SAÚDE, 2013).

A recuperação da marcha em pacientes com LM muitas vezes se torna uma tarefa difícil e dispendiosa, os pacientes são incapazes de produzir a força muscular necessária para manter a postura e caminhar (FINCH, BARBEAU e ARSENAULT, 1991). Restaurar a deambulação quando o paciente apresenta prognóstico positivo para a marcha, requer variadas técnicas e geralmente exige assistência considerável do terapeuta para segurar o peso do paciente e aumentar seu equilíbrio. No treino de marcha convencional, muitas vezes, o resultado não satisfaz o paciente, com padrões assimétricos de movimento e principalmente, com dificuldade de percorrer maiores distâncias (COELHO, ABRAHÃO e MATTIOLI, 2004). Para aperfeiçoar este processo, deu-se início à prática de reabilitação na esteira e mais tarde, o treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal (TMSPC) (CUNHA, LIM, *et al.*, 2002).

O treinamento intensivo com repetição de ciclos da marcha utilizando esteira elétrica e redução do peso corpóreo do paciente tem o objetivo de restaurar padrões neuromotores de marcha utilizando a capacidade intrínseca do sistema nervoso. A plasticidade neuronal está ligada aos circuitos que integram a função sensório motora na região lombo sacral (DIETZ e HARKEMA, 2004). Treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal é um sistema de suspensão, o qual reduz a força resultante entre a força gravitacional e a força de suspensão, diminuindo a carga sobre o aparelho musculoesquelético durante o treino de marcha em esteira. A suspensão segura parcialmente o peso do paciente e com isso a marcha é facilitada (WILSON, QURESHY, *et al.*, 2000). A facilidade da marcha ocorre também devido ao maior

controle de tronco (SULLIVAN, KNOWLTON e DOBKIN, 2002), ao auxílio da marcha pela esteira e ao auxílio do terapeuta que pode atuar nas características da marcha que foram diagnosticadas como deficitárias (DOBKIN, APPLE, *et al.*, 2003).

A base teórica para o surgimento do treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal advém de estudos com gatos com LM que passaram por este treino de marcha. A partir destes estudos, foi constatado que existia no sistema nervoso dos animais um gerador de padrão central (GPC) que era responsável por gerar o padrão cíclico da marcha para estes animais, mesmo com pouco treino após a LM (THRELKELD, COOPER, *et al.*, 2003).

O gerador de padrão central é responsável por produzir o padrão cíclico da marcha mesmo após a LM, pois se encontra na medula espinhal (ROSSIGNOL, SCHWAB, *et al.*, 2007). A ativação do GPC durante o treinamento na esteira poderia favorecer os processos de plasticidade neural, regulando a interação entre o GPC e a atividade reflexa periférica. O treino estimula a atividade neuronal e ativa os centros espinais de controle da locomoção. Dessa forma, as repostas sinápticas e celulares dos circuitos de controle do GPC poderiam ser mais flexíveis ou moduladas de forma mais adequada na esteira do que no solo (MACKAY-LYONS, 2002).

Além do treino de marcha em esteira com suporte parcial de peso, outro recurso recente na rotina do atendimento fisioterapêutico em reabilitação neurofuncional é o treino de marcha também com suporte parcial de peso em andador realizado em piso fixo, o qual aparenta ser um método mais dinâmico e menos custoso de treino de marcha.

A marcha diretamente no solo sem suporte de peso para produzir efeitos neurofisiológicos é muito difícil para pacientes com LM e o suporte de peso é uma alternativa segura e eficaz, especialmente durante a fase aguda da lesão. Além disso, o treinamento com suporte de peso corporal aumenta a velocidade da marcha, fornece informações sensoriais e de descarga de peso bilaterais que contribuem para a melhora dos padrões aferentes motores (LUCARELI, 2009).

O treino de marcha no andador em piso fixo com suporte de peso também apresenta outras vantagens. Este tipo de treino pode ser uma forma mais específica que o treino em esteira e pode facilitar a transição de caminhar durante a terapia para caminhar em um ambiente real. Na esteira, o chão se move em relação à pessoa, mas

o estímulo visual permanece o mesmo, já no mundo real, as pessoas se movem em relação ao solo. Assim, o treinamento de marcha em piso fixo é provavelmente mais apropriado, pois simula estímulos do mundo real (GARDNER, HOLDEN, *et al.*, 1998) (KURZ, STUBERG, *et al.*, 2013).

A LM acomete um grande número de pessoas jovens e produtivas, portanto, é muito importante que se conheçam os fatores que interferem na reabilitação destes pacientes para que se possa oferecer programas de reabilitação factíveis e que ensejem, de fato, obtenção de independência funcional, qualidade de vida e inserção social.

As condutas fisioterapêuticas para os pacientes com LM com o intuito de readquirir a função de deambulação incluem a prática repetitiva e intensa do movimento de andar com ou sem uso de esteira. Para melhorar o uso dos músculos antigravitacionais, a retirada de parte do peso corpóreo associado à esteira ou ao andador podem ser uma opção, mas ainda não há evidências que permitam concluir qual treinamento locomotor específico é mais eficaz que outro para melhorar a capacidade de deambulação de pessoas com LM.

Estratégias de treino bem definidas ainda são necessárias para otimizar a utilização desta intervenção com suporte de peso corporal para a reabilitação da marcha, pois ao realizar uma extensa varredura na literatura, percebe-se poucos estudos capazes de orientar o fisioterapeuta na prática clínica da reabilitação da marcha de lesados medulares.

Sendo assim, a análise eletromiográfica dos músculos utilizados na marcha é um método que poderá auxiliar na melhor escolha entre o uso do suporte de peso corporal realizado na esteira ou em piso fixo com o auxílio de um andador, servindo de subsídio para a atuação do fisioterapeuta que poderá buscar o melhor desempenho da marcha do paciente lesado medular.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 LESÃO MEDULAR

A medula espinhal é envolvida pela coluna vertebral óssea e está colada ao tronco encefálico. A medula espinhal é o maior condutor de informações da pele, das articulações e dos músculos ao encéfalo e do encéfalo para a pele, articulações e músculos. Uma transecção da medula espinhal resulta em uma anestesia na pele e paralisia nos músculos em partes do corpo caudais à secção (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2008). Todos os anos, em todo o mundo, entre 250 000 e 500 000 pessoas sofrem uma LM (WHO, 2013).

A lesão da medula espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano e com enorme repercussão física, psíquica e social. Chamamos de LM toda injúria às estruturas contidas no canal medular (medula, cone medular e cauda equina), podendo levar a alterações motoras, sensitivas, autonômicas e psicoafetivas. Essas alterações se manifestarão principalmente como paralisia ou paresia dos membros, alteração de tônus muscular, alteração dos reflexos superficiais e profundos, alteração ou perda das diferentes sensibilidades (tátil, dolorosa, de pressão, vibratória e proprioceptiva), perda de controle esfinteriano, disfunção sexual e alterações autonômicas como vasoplegia, alteração de sudorese, controle de temperatura corporal entre outras (SAÚDE, 2013).

A LM pode ter causas de origens traumáticas ou não traumáticas. Entre as causas de etiologia traumática, as mais frequentes estão relacionadas a acidentes automobilísticos, quedas, ferimentos por armas de fogo, mergulho em águas rasas e acidentes esportivos. Já as causas das lesões não traumáticas podem estar relacionadas a tumores, infecções, alterações vasculares, malformações e processos degenerativos ou compressivos (RADOMSKI e LATHAM, 2013)(NSCISC, 2015).

Em um estudo epidemiológico realizado por Campos, Ribeiro, et al (2008) a principal causa de LM traumática no Brasil foi a queda geral com 40%, seguida por acidentes automobilísticos (25%), quedas de laje (23%), ferimentos por arma de fogo (7%), mergulhos em águas rasas (3%) e agressões (2%). Ao cruzar sexo com idade, observou-se que a maioria dos acidentes ocorreu em indivíduos do sexo masculino

(86%), com predomínio em jovens, e para ambos os gêneros pouco mais de 40% dos acidentes ocorreram em pessoas com menos de 30 anos.

Em 2011, um estudo relatou a prevalência global da LM entre 236 e 1.009 por milhão de habitantes (CRIPPS, LEE, *et al.*, 2011). O coeficiente de LM traumática no Brasil é desconhecido e não existem dados precisos a respeito da sua incidência e prevalência, uma vez que esta condição não é sujeita à notificação (CAMPOS, RIBEIRO, *et al.*, 2008).

As manifestações clínicas da LM dependerão do nível e grau da lesão. O nível de lesão é determinado pelo segmento mais caudal da medula com função motora e sensitiva preservada em ambos os lados do corpo. Nos casos de tetraplegia, a lesão localiza-se na medula cervical, comprometendo a função dos membros superiores e inferiores e do tronco. Já nos casos de paraplegia, as lesões ocorrem nos tegumentos medulares torácicos, lombares ou sacrais, comprometendo a função do tronco e membros inferiores. Em relação ao grau, a lesão é considerada incompleta quando constatada presença da função sensitiva e/ou motora abaixo do nível da lesão, ao passo que completa quando constatada ausência da função sensitiva e/ou motora abaixo do nível da lesão (GREVE, 2007).

Desde 2010, a categoria neurológica mais frequente é a tetraplegia incompleta (40,6%), seguido por paraplegia incompleta (18,7%), paraplegia completa (18,0%) e tetraplegia completa (11,6%) (NSCISC, 2015).

A American Spinal Injury Association (ASIA, 2003) desenvolveu um sistema de avaliação e classificação neurológica padronizado, atualizado e aceito mundialmente, para o trauma raquimedular. Na avaliação neurológica por este sistema são definidos os níveis neurológicos, sensitivo e motor de lesão que em conjunto formam um escore. O nível sensitivo é obtido pela investigação da sensibilidade tátil e dolorosa de 28 dermatômos, classificados em sensibilidade 0, 1, 2 e Não Testável (NT). Já o nível motor é determinado pela avaliação da força de músculos chave (músculos específicos) correspondente a 10 pares de miótomos. De acordo com o nível de força muscular, os músculos-chave são distribuídos em uma escala de graus de força muscular variando de 0 a 5.

O sistema de classificação da lesão ou de deficiência da ASIA foi obtido pela modificação de uma escala denominada de Frankel, buscando uma melhor

especificação desta última. A classificação da lesão pela ASIA baseia-se na avaliação dos níveis sensitivo e motor, sendo organizada em cinco categorias, ou graus de incapacidade, nomeadas pelas letras A, B, C, D e E, em grau decrescente de distúrbio ou incapacidade, conforme a tabela 1 (GREVE, 2007).

**Tabela 1** - Classificação do tipo de lesão medular segundo a Associação Americana de Lesão Medular (ASIA).

Categoria	Caracterização
A – Lesão Completa	Sem preservação sensitiva ou motora nos segmentos sacrais.
B – Lesão Incompleta	Preservação sensitiva, não motora, abaixo do nível neurológico até os segmentos sacrais S4-S5.
C - Lesão Incompleta	Preservação motora abaixo do nível neurológico, com a maioria dos músculos-chave abaixo desse nível com grau de força muscular menor que três.
D - Lesão Incompleta	Função motora preservada abaixo do nível neurológico com a maioria dos músculos-chave abaixo desse nível com grau de força muscular maior ou igual a três.
E - Normal	Função motora e sensitiva preservadas.

O levantamento da morbidade da lesão pela classificação da ASIA aponta para o grau de deficiência dos casos de trauma raquimedular, embora não defina a incapacidade dentro das atividades funcionais. A classificação da morbidade da lesão pela ASIA, juntamente com os níveis de injúria espinhal, possibilitam a visualização da gravidade dos casos. Definir a gravidade de uma LM é fundamental para organizar as estratégias de tratamento (NORONHA, 2008).

Após o trauma raquimedular ocorre um período denominado de choque medular no qual existe perda de todas as funções neurológicas nas regiões

compreendidas abaixo do nível de lesão. Para O'Sullivan e Schmitz (2010), este período possui duração variável e caracteriza-se pela arreflexia (ausência de reflexos), perda da movimentação voluntária e da sensibilidade. O retorno dos reflexos indica o término do período de choque medular e, quando isto ocorre sem que haja o retorno das funções motoras e sensitivas, prevê-se prognóstico de uma lesão grave e completa (GREVE, 2007).

Além da disfunção física e sensorial, a lesão da medula espinhal pode provocar várias sequelas como: atrofia do sistema musculoesquelético, espasticidade, disfunção autonômica, mudanças metabólicas, hormonais e neuromusculares, redução da capacidade respiratória, da circulação sanguínea e das dimensões das estruturas cardíacas, que juntamente com o estado sedentário podem provocar as doenças cardiovasculares e respiratórias, assim, limitando as respostas fisiológicas à atividade motora, conduzindo a rápida instalação da fadiga (PAOLILLO, PAOLILLO e JÚNIOR, 2005).

Quando ocorre na LM lesão dos neurônios motores superiores no sistema nervoso central (SNC) um dos principais sintomas resultantes é a espasticidade, que é comum, mas não uma sequela inevitável de LM. A espasticidade pode ser caracterizada por um exagero do reflexo de estiramento secundário a hiperexcitabilidade dos reflexos espinhais. A espasticidade tem o potencial de influenciar negativamente a qualidade de vida através de restringir as atividades de vida diária (AVDs), inibindo a postura em pé e o auto-cuidado, causando dor e fadiga, perturbando o sono, comprometendo a segurança, contribuindo para o desenvolvimento de contraturas, úlceras de pressão, infecções, auto-imagem negativa, e impedindo os esforços de reabilitação (SHEEAN, 2002).

Alguns autores afirmam que a espasticidade pode ser benéfica, pois pode aumentar a estabilidade na posição sentado e em pé, facilitar o desempenho de alguns AVD's e transferências, aumentar a massa muscular e a força dos músculos espásticos e aumentar o retorno venoso (JOZEFczyk, 2002). Porém, a gravidade da espasticidade é um dos fatores que podem reduzir o grau de caminhada eficaz em lesados medulares (KRAWETZ e NANCE, 1996).

Anormalidades sensoriais, incluindo a dor, associados com lesão da medula espinhal estão relacionados com a natureza da lesão. A dor crônica é um problema

importante após a LM e é um dos principais obstáculos para a reabilitação eficaz. A prevalência de dor crônica na LM é variável, mas em média atinge cerca de 65% dos pacientes, com cerca de um terço dessas pessoas classificando a dor como intensa. Não há dúvida de que a dor possa interferir com o potencial de reabilitação de pacientes que sofreram uma LM. Sugere-se que mais de 1/2 dos pacientes que sustentam uma LM sofrem de dor crônica grave o suficiente para interferir na reabilitação e nas atividades de vida diária e, portanto, reduzir a qualidade de vida (RINTALA, LOUBSER, *et al.*, 1998).

A dor neuropática caracteriza-se por sensação desconfortável geralmente imprecisa em queimação, choque ou formigamento em região na qual há perda ou diminuição da sensibilidade. A dor pode ser um fator incapacitante às vezes mais importante que a própria perda motora e tem implicações funcionais, psicológicas e socioeconômicas (SAÚDE, 2013).

A fraqueza muscular induzida neurologicamente também é um comprometimento comum após a LM. Impõe limitações de atividade e restrição de participação, os quais comprometem a qualidade de vida. Nos pacientes com LM, o déficit de força muscular ou a paralisia levam a limitações no desempenho de uma série de habilidades funcionais. Isso porque a força de certos músculos chave ou de certos grupos musculares contribuem para a capacidade funcional do indivíduo. A independência funcional é associada de forma positiva com o pico de torque da musculatura necessária para o desempenho de determinada tarefa (BENINATO, O'KANE e SULLIVAN, 2004).

A fraqueza muscular e a diminuição da coordenação motora limitam também a função de deambulação, e a locomoção, por sua vez, é a esfera de maior influência negativa na qualidade de vida do indivíduo com LM (FRANÇA, COURA, *et al.*, 2013). A habilidade de manter o controle postural na posição sentada também é prejudicado pela fraqueza muscular. Nos indivíduos com LM, os músculos utilizados para sustentar a postura em sedestação dependem do nível da lesão (LARSON, TEZAK, *et al.*, 2010).

Acredita-se que a força voluntária nos músculos paréticos de pessoas com LM pode ser reforçada por um programa de exercícios adequados. A inatividade após a LM causa uma diminuição da massa muscular e da capacidade aeróbia, estabelece

uma condição osteoporótica e disfunção renal, além disso, coloca o indivíduo em risco de doenças cardíacas e, conseqüentemente, reduz sua expectativa de vida. Sendo assim, a prática de atividade física para esses indivíduos promove melhora da força muscular, coordenação e resistência; diminuição das reações psicológicas negativas, como a depressão, inatividade mental e o isolamento social; melhora da independência das atividades de vida diária; diminuição das complicações como infecção do trato urinário, escaras e hospitalizações; e melhora do humor (HAUPENTHAL, SCHUTZ, *et al.*, 2008).

A possibilidade de realização da marcha após a LM é frequentemente questionada pelos pacientes, pelos profissionais da saúde envolvidos com o processo, bem como pela sociedade (GREVE, 2007). Para o indivíduo com trauma raquimedular, a possibilidade de algum tipo de deambulação representa superação de barreiras físicas, aumento da autoestima e melhora do condicionamento cardiorrespiratório (GITTLER, MCKINLEY, *et al.*, 2002).

## 2.2 MARCHA NA LESÃO MEDULAR

A locomoção do ser humano é exclusiva entre os primatas. A evolução selecionou características biomecânicas específicas que fazem a locomoção humana ser mecanicamente eficiente (GRASSO, ZAGO e LACQUANITI, 2000). Marcha é uma sequência repetitiva de movimentos dos membros inferiores que move o corpo para frente enquanto simultaneamente mantém a estabilidade no apoio. Na marcha um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo enquanto o membro contralateral avança no ar, o conjunto de movimentos corporais se repete de forma cíclica e os membros invertem os seus papéis a cada passo (PERRY, 2005).

Durante a marcha normal, encontram-se: performance repetida dos membros inferiores que avançam o corpo ao longo de uma linha de progressão, mantendo uma postura estável de sustentação de peso corporal; mobilização articular; ação muscular seletiva; forças contínuas de reação ao solo; movimentos associados dos membros inferiores, superiores, tronco, cabeça e olhos; suaves oscilações do centro de gravidade e eficiência em termos de gasto energético (DOWNIE, 1987).

Investigar a ocorrência da marcha no processo de reabilitação após a LM pode fornecer um indicador de manutenção da função, além de ajudar no estabelecimento de metas reais pela equipe de reabilitação composta por profissionais das áreas de enfermagem, fisioterapia, fisioterapia, fonoaudiologia, nutrição, psicologia, terapia ocupacional entre outros (NORONHA, 2008).

A recuperação da marcha em pacientes com LM é uma tarefa difícil e dispendiosa, os pacientes muitas vezes são incapazes de produzir a força muscular necessária para manter a postura e caminhar (FINCH, BARBEAU e ARSENAULT, 1991). Para estes casos, é necessário prover um suporte para proteger estes sujeitos de quedas. Por meio dos sistemas convencionais de ajuda para auxílio na marcha, como barras paralelas, muletas e bengalas, porém, a quantidade de peso aliviada não é constante e nem facilmente quantificável. Outro fato é que estes dispositivos dependem da força, controle de tronco e coordenação dos pacientes. Além disso, o consumo energético do paciente com a utilização destes auxílios para a marcha é maior. Assim, com estes dispositivos, muitas vezes, não se consegue gerar as condições para um treino de marcha seguro e eficaz (GAZZANI, FADDA, *et al.*, 2000).

Restaurar a deambulação quando o paciente apresenta prognóstico para a marcha, requer variadas técnicas e geralmente exige assistência considerável do terapeuta para segurar o peso do paciente e aumentar seu equilíbrio. No treino de marcha convencional, muitas vezes, o resultado não satisfaz o paciente, com padrões assimétricos de movimento e principalmente, com dificuldade de percorrer maiores distâncias (COELHO, ABRAHÃO e MATTIOLI, 2004). Para aperfeiçoar este processo, deu-se início à prática de reabilitação na esteira e mais tarde, o treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal (TMSPC) (CUNHA, LIM, *et al.*, 2002).

O treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal (body weight-supported treadmill training – BWSTT, supported treadmill ambulation training – STAT ou Laufband therapy) é um sistema de suspensão, o qual reduz a força resultante entre a força gravitacional e a força de suspensão, diminuindo a carga sobre o aparelho musculoesquelético durante o treino de marcha em esteira. A suspensão segura parcialmente o peso do paciente e com isso a marcha é facilitada (WILSON, QURESHY, *et al.*, 2000). A facilidade da marcha ocorre também devido ao maior controle de tronco (SULLIVAN, KNOWLTON e DOBKIN, 2002), ao auxílio da marcha

pela esteira e ao auxílio do terapeuta que pode atuar nas características da marcha que foram diagnosticadas como deficitárias (DOBKIN, APPLE, *et al.*, 2003).

A suspensão permite uma variação na carga que os membros inferiores irão suportar, gerando a oportunidade de o paciente caminhar nas condições que são necessárias para que ele possa realizar este movimento (BARBEAU e VISINTIN, 2003). Griffin, Tolani e Kran (1999) demonstraram menor gasto energético por meio de menor consumo de oxigênio e menor frequência cardíaca durante a marcha na esteira com SPC. Isso acarreta em menor chance de evento traumático como parada cardíaca ou falta de ar durante o treino e um menor cansaço durante e após o treino.

Segundo Sullivan (2002), a assistência para a marcha pode ser dada por dois terapeutas, se necessário. O primeiro, posicionado atrás do paciente, observa o tronco e com as mãos nos quadris do paciente, corrige a extensão do tronco, rotação pélvica, transferência de peso e extensão no quadril. O segundo, posicionado ao lado do paciente, observa o membro inferior acometido e com uma das mãos na fossa poplíteia e outra no calcanhar facilita o movimento deste membro. Caso haja necessidade, pode ser posicionado um terceiro terapeuta no outro lado do paciente.

Sobre a porcentagem de suporte que deve ser ofertada, pode-se sugerir que o treino inicie com a menor porcentagem de suporte necessária para que o paciente se sinta o mais confortável possível, desde que realize a marcha num padrão mais próximo do normal, levando em consideração: controle de tronco, balanço, dissociação de cinturas, apoio e equilíbrio (HAUPENTHAL, SCHUTZ, *et al.*, 2008).

O treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal em pacientes com LM incompleta pode ser um importante aliado na reabilitação motora, principalmente por meio da plasticidade neural, o que proporciona o aprendizado de um novo padrão de marcha. Esse aprendizado depende de *inputs* sensoriais específicos, associados com o desempenho de uma tarefa motora e a prática repetitiva dessa tarefa (JAKEMAN, HOSCHOUER e BASSO, 2011).

O treinamento intensivo com repetição de ciclos da marcha utilizando esteira elétrica e redução do peso corpóreo do paciente tem o objetivo de restaurar padrões neuromotores de marcha utilizando a capacidade intrínseca do sistema nervoso. A plasticidade neuronal está ligada aos circuitos que integram a função sensório motora na região lombo sacral (DIETZ e HARKEMA, 2004).

A base teórica para o surgimento do treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal advém de estudos com gatos com LM que passaram por este treino de marcha. A partir destes estudos, foi constatado que existia no sistema nervoso dos animais um gerador de padrão central (GPC) que é responsável por gerar o padrão cíclico da marcha para estes animais, mesmo com pouco treino após a LM (THRELKELD, COOPER, *et al.*, 2003).

Os geradores de padrão central contribuem para dar passos ativando neurônios motores inferiores, provocando flexão e extensão alternadas nos quadris e joelhos. Nos humanos, os GPCs são normalmente ativados quando a pessoa voluntariamente envia sinais a partir do encéfalo para os GPCs da medula espinhal para iniciar a marcha. A atividade do GPC espinhal provoca movimentos repetitivos, rítmicos, alternados de flexão e extensão dos quadris e joelhos. Cada um dos membros inferiores tem um GPC dedicado. Os movimentos recíprocos dos membros inferiores durante a marcha são coordenados por sinais transmitidos na comissura anterior da medula espinhal (LANUZA e GOSGNACH, 2004).

O processamento da informação proprioceptiva no GPC produz um instante biomecânico em um momento específico. Quando uma pessoa está andando ou correndo, as informações a partir de todos os proprioceptores ativados é processada para criar uma imagem proprioceptiva de tempo e espaço. O GPC computa a posição exata do membro a situação das contrações musculares, e a relação do membro com o ambiente (EDGERTON e TKLLAKARATNE, 2004).

Os sinais de saída (*output*) do GPC são adaptados à tarefa, ao ambiente e à fase do ciclo da marcha. A marcha exige saídas do GPC diferentes da corrida. Os estímulos sensoriais influenciam fortemente os sinais de saída dos geradores de padrão central, em pessoas com lesões na medula espinhal. Quando sujeitos que apresentam uma função motora voluntária ou sensorial mínima ou mesmo ausente, abaixo do nível de uma LM, são auxiliados manualmente a caminhar numa esteira, os sinais de saída de seus neurônios motores inferiores são modulados pela estimulação sensorial. Apesar da ausência da estimulação dos neurônios motores inferiores, as informações sobre a posição da articulação do quadril, estimulações cutâneas e informações sobre a posição do membro contralateral contribuem para padrões de atividade dos neurônios motores inferiores (HARKEMA e HURLEY, 1997).

Os estímulos sensitivos fornecidos a partir dos movimentos alternados bilaterais das pernas amplifica a atividade induzida, do tipo locomotora, dos membros inferiores nas pessoas com lesões completas da medula, indicando que a medula espinhal é capaz de coordenar os movimentos de marcha dos membros inferiores apesar de estar privada de informação do encéfalo (KAWASHIMA e NOZAKI, 2005).

Além do treino de marcha na esteira com suporte de peso corporal, é possível realizar treino de marcha com pacientes lesados medulares em andador em piso fixo também com auxílio de uma suspensão a nível de quadril, suportando parte do peso corporal.

A marcha no solo em velocidade suficiente para produzir efeitos neurofisiológicos é muito difícil para pacientes com LM e o suporte de peso é uma alternativa segura e eficaz, especialmente durante a fase aguda da lesão. O treinamento com suporte de peso corporal permite aumentar a velocidade da marcha, fornece informações sensoriais e de descarga de peso bilaterais que contribuem para melhorar os padrões aferentes motores (LUCARELI, 2009).

O estudo realizado por Senthilvelkumar (2014) é o primeiro a utilizar suporte de peso corporal no andador em piso fixo em lesados medulares e concluiu que o treino de marcha com o andador em piso fixo com suporte de peso corporal é comparável ao exercício em esteira para melhorar a locomoção de pessoas com tetraplegia incompleta traumática.

O treino de marcha no andador com suporte de peso também tem vantagens sobre o treino em esteira, este tipo de treino pode ser uma forma mais específica que o treino em esteira e pode facilitar a transição de caminhar durante a terapia para caminhar em um ambiente real. Na esteira o chão se move em relação à pessoa, mas o estímulo visual permanece o mesmo, já no mundo real, as pessoas se movem em relação ao solo. Assim, o treinamento de marcha em piso fixo é provavelmente mais apropriado, pois simula estímulos do mundo real. O treinamento com suporte de peso corporal em piso fixo também é atraente porque não exige o uso de esteira (GARDNER, HOLDEN, *et al.*, 1998) (KURZ, STUBERG, *et al.*, 2013).

As decisões sobre o peso a ser suspenso no andador pode ser feita através da análise do padrão de marcha. O calcanhar deve fazer contato com o solo e durante a

fase de apoio da marcha o joelho não deve ficar flexionado (SENTHILVELKUMAR, MAGIMAIRAJ, *et al.*, 2014).

### 2.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A eletromiografia de superfície (EMG) possibilita a análise da atividade elétrica da contração muscular, permitindo inúmeras aplicações, principalmente na área clínica (MERLETTI, 1999). O teste eletromiográfico é um método não invasivo que permite a visualização da função muscular, podendo auxiliar os profissionais de saúde e pesquisadores a identificar relações musculares e deficiências físicas (DROST, STEGEMAN, *et al.*, 2006). Por meio do registro eletromiográfico é possível inferir sobre as variações de polarização das membranas das fibras musculares, localizadas entre os eletrodos de registro e mensurar a atividade muscular em uma determinada tarefa ou postura (CHRISTIE, INGLIS, *et al.*, 2009). O sinal eletromiográfico é a representação gráfica da atividade elétrica das fibras musculares, simulando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, na unidade de voltagem em função do tempo (LUCA, 1997).

Dois tipos de eletrodos podem captar a gravação da atividade muscular: eletrodos intramusculares e eletrodos de superfície. Eletrodos intramusculares são normalmente agulhas inseridas no músculo de tal modo que os sinais podem ser registrados diretamente. Embora este método seja invasivo, pode medir o potencial de um músculo profundo e é minimamente afetado por *crosstalk*, ou seja, atividade elétrica de músculos próximos aos que está sendo analisado. Em contraste, EMG com eletrodos de superfície são posicionados sobre a pele que cobre o músculo e assim medem o seu potencial de forma indireta. Eletrodos de superfície captam simultaneamente a partir de vários músculos potenciais (diafonia), e, portanto, não são considerados ideais para gravar a atividade de músculos profundos (OKUBO, KANEOKA, *et al.*, 2010).

A EMG com eletrodos de superfície é de fácil aplicação e aceitação do participante, porém exige atenção quanto à metodologia da execução das coletas do sinal e ajustes dos parâmetros, como tipo de eletrodos, frequência de amostragem, filtragem e amplificação do sinal. Para tanto sugere-se a utilização das diretrizes da

*International Society of Eletrophysiology and Kinesiology –ISEK* (MERLETTI, 1999) e as recomendações do Projeto *Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles – SENIAM* (STEGEMAN e HERMENS, 2013).

De maneira padronizada, preconiza-se a preparação da pele para reduzir a impedância, por meio da tricotomia do sítio de colocação do eletrodo, higienização com álcool etílico hidratado a 70%, além do posicionamento do eletrodo cutâneo 5 minutos antes do início da coleta (HERMENS, FRERIKS, *et al.*, 2000). Os eletrodos devem ser posicionados no sentido longitudinal às fibras musculares, de preferência na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e a junção miotendínea. Um eletrodo de referência deve ser utilizado em alguma proeminência óssea, conforme as localizações recomendadas, como as articulações do cotovelo, tuberosidade da tíbia, processo espinhoso da sétima vértebra cervical, ou conforme o músculo a ser avaliado (MERLETTI, 1999)(STEGEMAN, BLOK, *et al.*, 2000)(STEGEMAN e HERMENS, 2013).

O sinal eletromiográfico bruto coletado possui grande variabilidade para análises de comparações entre diferentes situações. Para reduzir estas diferenças e padronizar as diferenças inter-situações, pode ser realizado o procedimento denominado “normalização”. Este método consiste na transformação do valor bruto, *Root Mean Square* (RMS), em percentual. Essa transformação ocorre com base em uma coleta de referência do próprio sujeito (MERLETTI, 1999). O processo de normalização pode ocorrer do valor de uma contração voluntária máxima ou submáxima, e quando não há possibilidade da realização da contração voluntária efetiva, realiza-se a normalização pelo valor de pico do sinal, ou pelo valor obtido da média de valores de picos do sinal (KONRAD, 2006).

A eletromiografia aparece como recurso de avaliação de atividade muscular em alguns estudos com lesados medulares na literatura atual, como por exemplo, o estudo de Colombo e colaboradores em 2011, que analisou eletromiograficamente o treino de marcha em esteira com assistência manual e também com o uso de uma órtese. A atividade EMG dos músculos do membro inferior: reto femoral, bíceps femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior foi comparado visualmente para os dois métodos de treinamento. Não houve diferença significativa entre os dois métodos de treinamento de acordo com a atividade EMG dos músculos do membro inferior (COLOMBO, WIRZ e DIETZ, 2001).

### **3 OBJETIVO**

Esta pesquisa teve por objetivo comparar por meio do sinal eletromiográfico (EMG) os níveis de ativação muscular durante a marcha com suporte de peso corporal na esteira e no andador em piso fixo em pacientes lesados medulares incompletos.

#### 4 REFERÊNCIAS DA REVISÃO

- ASIA. **Reference Manual for International Standarts for Neurological Classification of Spinal Cord Injury**. American Sinal Injury Association. Chicago, p. 1-68. 2003.
- BARBEAU, H.; VISINTIN, M. Optimal Outcomes Obtained With Body-Weight Support Combined With Treadmill Training in Stroke Subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 1458-1465, Oct 2003.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2008.
- BENINATO, M.; O'KANE, K. S.; SULLIVAN, P. E. Relationship between motor FIM and muscle strength in lower cervical-level spinal cord injuries. **Spinal Cord**, v. 42, p. 533-540, Jun 2004.
- CAMPOS, M. F. D. et al. Epidemiologia do Traumatismo da Coluna Vertebral. **Rev. Col. Bras. Cir.**, v. 35, p. 88-93, Mar/Abr 2008.
- CHRISTIE, A. et al. Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. **Eur J Appl Physiol**, p. 177-185, Jun 2009.
- COELHO, J. L.; ABRAHÃO, F.; MATTIOLI, R. Aumento do torque muscular após tratamento em esteira com suporte parcial de peso em pacientes com hemiparesia crônica. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 8, p. 137-143, 2004.
- COLOMBO, G.; WIRZ, M.; DIETZ, V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. **Spinal Cord**, v. 39, p. 252-255, May 2001.
- CRIPPS, R. A. et al. A global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: towards a living data repository for injury prevention. **Spinal Cord**, v. 49, n. 4, p. 493–501, 2011.
- CUNHA, I. T. D. et al. Gait Outcomes After Acute Stroke Rehabilitation With Supported Treadmill Ambulation Training: A Randomized Controlled Pilot Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 1258-1265, Sep 2002.
- DIETZ, V.; HARKEMA, S. J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **J Appl Physiol**, v. 96, p. 1954-1960, 2004.
- DOBKIN, B. H. et al. Methods for a Randomized Trial of Weight-Supported Treadmill Training Versus Conventional Training for Walking During Inpatient Rehabilitation after Incomplete Traumatic Spinal Cord Injury. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 17, p. 153-167, Sep 2003.
- DOWNIE, P. A. **Fisioterapia em Ortopedia e Reumatologia**. São Paulo: Panamericana, 1987.
- DROST, G. et al. Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 16, p. 586–602, Dec 2006.

- EDGERTON, V. R.; TKLLAKARATNE, J. N. **Plasticity of the spinal neural circuitry after injury**. Annual Review of Neuroscience. [S.l.]: [s.n.]. 2004. p. 145-167.
- FINCH, L.; BARBEAU, H.; ARSENAULT, B. Influence of Body Weight Support on Normal Human Gait: Development of a Gait Retraining Strategy. **Phys Ther**, p. 67-77, Nov 1991.
- FRANÇA, I. S. X. D. et al. Qualidade de vida em pacientes com lesão medular. **Rev. Gaúcha Enferm.**, Porto Alegre, v. 34, p. 155-163, Mar 2013.
- GARDNER, M. B. et al. Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: a single-subject experimental design. **Phys Ther**, v. 78, p. 361-374, 1998.
- GAZZANI, F. et al. WARD: a pneumatic system for body weight relief in gait rehabilitation. **IEEE Trans on Rehabil Eng**, v. 8, n. 4, p. 506-513, Dec 2000.
- GITTLER, M. S. et al. Spinal cord injury medicine. 3. Rehabilitation outcomes. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 65-71, Mar 2002.
- GRASSO, R.; ZAGO, M.; LACQUANITI, F. Interactions Between Posture and Locomotion: Motor Patterns in Humans Walking With Bent Posture Versus Erect Posture. **J. Neurophysiol.**, v. 83, p. 288-300, 2000.
- GREVE, J. M. D. **Tratado de Medicina de Reabilitação**. 1ª. ed. São Paulo: Roca, 2007.
- GRIFFIN, T. M.; TOLANI, N. A.; KRAM, R. Walking in simulated reduced gravity: mechanical energy fluctuations and exchange. **J Appl Physiol**, v. 86, p. 383-390, 1999.
- HARKEMA, S. J.; HURLEY, S. L. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. **J Neurophysiol**, v. 77, p. 797-811, 1997.
- HAUPENTHAL, A. et al. Análise do Suporte de Peso Corporal para o Treino de Marcha. **Fisioter. mov.**, p. 85-92, Abr/Jun 2008.
- HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, p. 361-374, Oct 2000.
- JAKEMAN, L. B.; HOSCHOUER, E. L.; BASSO, D. M. Injured mice at the gym: Review, results and considerations for combining chondroitinase and locomotor exercise to enhance recovery after spinal cord injury. **Brain Res. Bull**, v. 84, p. 317-326, 2011.
- JOZEFczyk, P. B. The Management of Focal Spasticity. **Clin Neuropharmacol.**, Pittsburgh, v. 25, p. 158-173, Mai/Jun 2002.
- KAWASHIMA, N.; NOZAKI, D. Alternate leg movement amplifies locomotor-like activity in spinal cord injured persons. **J Neurophysiol**, v. 93, p. 777-785, 2005.
- KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Noraxon. Scottsdale, p. 1-61. 2006.

- KRAWETZ, P.; NANCE, P. Gait Analysis of Spinal Cord Injured Subjects: Effects of Injury Level and Spasticity. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 77, p. 635-638, Jul 1996.
- KURZ, M. J. et al. Overground body-weight-supported gait training for children and youth with neuromuscular impairments. **Phys Occup Ther Pediatr**, v. 33, p. 353-365, 2013.
- LANUZA, G. M.; GOSGNACH, S. E. A. Genetic identification of spinal interneurons that coordinate left-right locomotor activity necessary for walking movements. **Neuron**, v. 42, p. 375-386, 2004.
- LARSON, C. A. et al. Assessment of postural muscle strength in sitting: reliability of measures obtained with hand-held dynamometry in individuals with spinal cord injury. **J Neurol Phys Ther**, v. 34, p. 24-31, Mar 2010.
- LUCA, C. I. D. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **J. Appl. Biomech.**, v. 13, p. 135-163, 1997.
- LUCARELI, P. R. G. **Treino de marcha com suporte de peso em pacientes com lesão medular**. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo, p. 1-63. 2009.
- MACKAY-LYONS, M. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. **Phys Ther**, v. 82, p. 69-83, Jan 2002.
- MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG Data. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 3-4, n. 9, Feb 1999.
- NORONHA, J. B. D. **Levantamento epidemiológico dos casos de lesão medular espinhal traumática atendidos em unidade de reabilitação de Goiânia - Goiás**. Universidade Católica de Goiás. Goiás. 2008.
- NSCISC. **Complete public version of the 2015 annual statistical report for the spinal cord injury model systems**. National Spinal Cord Injury Statistical Center. Birmingham, p. 96. 2015.
- OKUBO, Y. et al. Comparison of the activities of the deep trunk muscles measured using intramuscular and surface electromyography: GP36. **Spine**, p. 178, Oct 2010.
- O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia - Avaliação e Tratamento**. 5ª. ed. São Paulo: Manole, 2010.
- PAOLILLO, F. R.; PAOLILLO, A. R.; JÚNIOR, A. C. Respostas Cardio-Respiratórias em Pacientes com Traumatismo Raquimedular. **Acta ortop. bras.**, São Paulo, v. 13, p. 149-152, Abr 2005.
- PERRY, J. **Análise de Marcha: Marcha Normal**. [S.I.]: Manole, v. I, 2005.
- RADOMSKI, M. V.; LATHAM, C. A. T. **Terapia Ocupacional Para Disfunções Físicas**. 6ª. ed. São Paulo: Santos, 2013.
- RINTALA, D. H. et al. Chronic Pain in a Community-Based Sample of Men With Spinal Cord Injury: Prevalence, Severity, and Relationship With Impairment, Disability,

- Handicap, and Subjective Well-Being. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, p. 604-614, Jun 1998.
- ROSSIGNOL, S. et al. Spinal Cord Injury: Time to Move? **J. Neurosci**, p. 11782–11792, Oct 2007.
- SAÚDE, M. D. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular**. Secretaria de Atenção à Saúde. Brasília: MS – OS. 2013. p. 1-64.
- SENTHILVELKUMAR, T. et al. Comparison of body weight-supported treadmill training versus body weight-supported overground training in people with incomplete tetraplegia: a pilot randomized trial. **Clin Rehabil**, p. 1-8, Jun 2014.
- SHEEAN, G. The pathophysiology of spasticity. **Eur J Neurol**, California, p. 3-9, Mai 2002.
- STEGEMAN, D. et al. Surface EMG models: properties and applications. **J Electromyogr Kinesiol.**, v. 10, p. 313-326, Oct 2000.
- STEGEMAN, D. F.; HERMENS, H. J. **Standards for surface electromyography: the European project "Surface"**. Institute of Neurology, Department of Clinical Neurophysiology. Nijmegen. 2013.
- SULLIVAN, K. J.; KNOWLTON, B. J.; DOBKIN, B. H. Step Training With Body Weight Support: Effect of Treadmill Speed and Practice Paradigms on Poststroke Locomotor Recovery. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 683-691, May 2002.
- THRELKELD, A. J. et al. Temporospacial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait and Posture**, p. 235-245, Jun 2003.
- WHO. World Health Organization, 2013. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/en/>>. Acesso em: Fevereiro 2016.
- WILSON, M. S. et al. Equipment specifications for supported treadmill ambulation training. **J Rehabil Res Dev**, v. 37, p. 415-422, Jul-Aug 2000.

## 5 ARTIGO

Formatação do artigo conforme as normas da revista que será submetido para publicação (ANEXO B).

### **Advantage of muscle activation in body weight-supported gait training on the treadmill compared to body weight-supported overground training in people with incomplete spinal cord injury.**

(Paper to be submitted to Brazilian Journal of Physical Therapy – Impact Factor: 0.979)

JÉSSICA SACCOL BORIN<sup>1</sup>, TÂNIA VALDAMERI CAPELARI<sup>1</sup>, MELISSA GRIGOL GOLDHARDT<sup>2</sup>, MÁRCIA CRISTINA ISSA<sup>2</sup>, DIEGO ANTÔNIO PEREIRA BICA DOS SANTOS<sup>2</sup>, FERNANDA CECHETTI<sup>1,3</sup>.

<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), RS, Brazil.

<sup>2</sup> Fisioterapeuta na Clínica de Reabilitação Neurofuncional Melissa Grigol, Porto Alegre, RS, Brazil.

<sup>3</sup> Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), RS, Brazil.

#### **Correspondence:**

Fernanda Cechetti, PhD

Departamento de Fisioterapia

Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA)

Rua Sarmiento Leite, 245, 90050-170 – Porto Alegre, RS, Brazil

Email: fernandacec@ufcspa.edu.br

Phone: +55 51 82307733

**Palavras-chave/key words:** traumatismos da medula espinhal/spinal cord injuries; marcha/gait; eletromiografia/electromyography; reabilitação neurológica/neurological rehabilitation.

## ABSTRACT

**Objective:** Through the electromyographic signal (EMG), to compare the levels of muscle activation of the main muscle involved in gait during body weight-supported treadmill training and body weight-supported overground training in incomplete spinal cord injured patients. **Method:** It was a prospective cross-sectional study, in which 11 incomplete injured patients were submitted to two modalities of gait with body weight support, the first one on the treadmill (two different speeds: 1 and 4km/h), and the second one with the walker on fixed floor. The electromyographical acquisition was done in the rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GM). **Results:** There was a greater muscle activation of all muscles analyzed in the treadmill training as compared to the overground training, both at 4 km/h (RF:  $p=0.00$ ), (VM:  $p=0.00$ ), (VL:  $p=0.00$ ) e (GM:  $p=0.00$ ) and at 1km/h (RF:  $p=0.00$ ), (VM:  $p=0.00$ ), (VL:  $p=0.00$ ) e (GM:  $p=0.00$ ). When comparing the two modalities of treadmill training, at 4 and 1km/h, there was no statically significant difference between them (RF:  $p=0.36$ ), (VM:  $p=1.00$ ), (VL:  $p=1.00$ ) e (GM:  $p=0.16$ ). **Conclusion:** The gait training with body weight support is more effective in activating the muscles involved in the gait training on treadmill compared to overground training in patients with incomplete spinal cord injury. The muscle activation was independent of the treadmill speed. Thus, the gait training with body weight support on the treadmill may propitiate a better performance in the walking training of incomplete spinal cord injured patients.

**BULLET POINTS**

- Body weight-supported gait training on the treadmill can propitiate a better performance in locomotor training for incomplete spinal cord injured individuals.
- Muscle activation was independent of treadmill speed.
- Spasticity or flaccidity does not alter the muscle activation in gait training.

## INTRODUCTION

Spinal cord injury is considered to be functional disabling due to the interruption of communication transmission between cortical neurons and their medullar connections which can interrupt the afferent and efferent pathways between the brain and all parts of the body below the level of the injury <sup>(1)</sup>. Every year, around the world, between 250, 000 and 500, 000 people suffer a spinal cord injury <sup>(2)</sup>.

Spinal cord injuries can have important consequences on human movement neuromechanics, mainly due to the deficit of modulation capacity of muscular activity after complete or partial section of spinal cord <sup>(3)</sup>. Thus, the disability of walking or the slow paretic gait with high cost of energy proves to be the most visible persistent disability after spinal cord injury <sup>(4)</sup>.

The recovery of gait in spinal cord injury becomes a difficult and expensive task, as the patients are often unable to produce muscle strength to maintain posture and walk, being necessary to provide support to protect these people from falls. The conventional systems to help gait such as parallel bars, crutches, and canes do not propitiate the relief of weight quantity because it is not constant or easily quantifiable <sup>(5)</sup>. Also, such devices depend on the strength, trunk control and coordination of the patient, increasing energy consumption. Thus, with such devices, it is not possible to generate efficient and safe conditions for gait training <sup>(6)</sup>.

Aiming to fully develop the residual potential of the body and assist the reintegration into family, social and professional life, body weight-supported gait training (BWSGT) has been proposed as an alternative for the rehabilitation of people with spinal cord injury, which currently is performed on the treadmill and in the walker <sup>(7)</sup>.

Body weight-supported training is a suspension system that reduces the resulting force between the gravitational strength and the suspension strength, decreasing the load over the musculoskeletal structure. The suspension partially supports the patient's weight, making gait easier <sup>(8)</sup>. The easier gait also occurs due to greater trunk control <sup>(9)</sup>, the aid on treadmill exercise and the manual help of the physiotherapist who can work with the impaired gait features <sup>(10)</sup>.

On the other hand, body weight-supported overground training can be a more specific way of training than on treadmill and can make the transition to walk easier during therapy in a real environment. On the treadmill, the floor moves in relation to the patient, but the visual stimulus remains the same, since people move in relation to the floor. Thus, the overground training is probably more adequate because it is a simulation of the real world <sup>(11)</sup>. Also, body weight-supported overground training allows to increase the gait speed, gives bilateral sensory and information and weight discharge, contributing for the improvement of motor afferent patterns <sup>(12)</sup>.

Physiotherapeutic procedures to spinal cord injured patients in order to regain the ambulation function include repetitive and intense practice of walking motion with or without treadmill. To improve the use of antigravity muscles, the removal of part of body weight associated with treadmill or walker may be an option, but there is still no evidence to conclude on which specific locomotor training is more effective to improve the deambulation ability of people with spinal cord injury. Therefore, well-defined training strategies are still needed to optimize the use of this intervention with body weight-support for the rehabilitation of gait.

This research aimed to compare through electromyographic signal (EMG) the muscle activation levels during gait with body weight-support on treadmill and overground in patients with incomplete spinal cord injury.

## **MATERIALS AND METHODS**

### **Participants**

A transversal study was developed with incomplete spinal cord injured patients. This study was approved by the Ethics and Research Committee of Federal University of Health Sciences (UFCSPA) under the technical report number 934.860.

A convenience sample was recruited at the Neurofunctional Rehabilitation Clinic Melissa Grigol, in Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil. The inclusion criteria were: patients with clinical diagnosis of incomplete spinal cord injury for more than 6 months and who accepted to sign the Free and Informed Consent (FIC). Subjects presenting contraindication to the use of weight support, such as hip fracture, lower limb fracture, or decubitus ulcers were excluded, as well as patients with unstable angina or another decompensated heart disease, chronic obstructive pulmonary disease, associated neurological diseases or symptomatic low blood pressure while in the upright position.

### **Procedures**

The participants included in the study were classified by the American Spinal Injury Association (ASIA), indicating the level of the injury, which was classified as complete or incomplete. The injury classification by ASIA is based on the evaluation of sensitive and motor levels, being organized in categories or disability levels, named by the letters A, B, C, D and E, in descending degree of disorder or disability <sup>(13)</sup>.

The functionality of the individuals in the research was evaluated by the Functional Independence Measure (FIM) scale, a multidimensional tool that evaluates the individual's performance in the motor cognitive/social aspects as follows: feeding, personal hygiene, bath, wear upper body, wear lower body, use of toilet, urine and feces control, transfers to the bed, chair, wheel chair, transfer to the toilet, transfers to bath or shower, locomotion, locomotion in stairs, understanding, expression, social interaction, problem solution. Each item was scored from 1 to 7, the total scale. A

person without any disability reaches the score of 126 points and the one with total dependence, the score of 18 points <sup>(14)</sup>.

In order to classify the muscle tone of the individuals involved in spastic or flaccid, the classification according to Dobkim, Apple, et al. was used <sup>(15)</sup>: individuals who had injury at cervical level until T10 were classified as having upper motor neuron injury (UMN - spastic); individuals with injury from T11 to L3 were classified as having lower motor neuron injury (LMN - flaccid). Besides, for spastic individuals, the muscular tonus of right lower limb quadriceps muscles was evaluated with modified Ashworth (graded from 0 to 4, being 0 a normal tonus and 4, severe increase in muscle tonus that affected parts are rigid in flexion or extension) <sup>(16)</sup>.

To collect the electromyographic signal, the electromyography (New MiotoolFisio, Miotec, Porto Alegre, RS), sampling rate of 2000Hz/channel, 8 channels and connected to laptop (HP/Window 7), software Miograph (Miotec, Porto Alegre, RS) was used. For the signal capture, disposable adhesive electrodes Meditrace 200 (Kendall, USA) were used, measuring 10mm in diameter and bipolar configuration. Center to center distance between electrodes was 20mm, as recommended by SENIAM. To perform the collection procedure, the impedance of the skin was reduced by aseptic and light abrasion with cotton soaked in alcohol 70%, based on the International Society of Electrophysiology and Kinesiology guidelines. To follow the muscle action potential, ensuring a better acquisition of EMG, signal electrodes were placed longitudinally to the muscle fibers <sup>(17)</sup>.

The electrodes were positioned in order to allow the capture of EMG signal of muscles involved in gait, and fixed on the muscle belly of the rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), and gluteus maximus (GM) of the right leg. The reference electrode was positioned on the tibial tuberosity of the same leg.

To carry out the electromyography, patients were first conducted to the body weight-support treadmill. The treadmill (Extreme 3000, Athletic, Manaus, AM) was supported by the Hip Positioner (Pacer Gait Trainer, Rifton, Rifton, NY), which was fastened by nylon straps to a galvanic iron railing set to the roof with parabolts. The individuals were positioned on the weight support with the aid of two physiotherapists. The height of the safety belts were measured according to the adequate position of the patient on the treadmill. The weight support belt was adjusted to maximize the load

bilaterally without deformation of the knee during upright posture. To assist in the gait, manual assistance by the physiotherapists in each leg of the patient was provided. A physiotherapist's hand was placed over the anterior surface of the leg below the patella to help in knee extension during gait. The other hand was placed on the ankle to help with the movement of the feet during the swing and the heel positioning in the starting position <sup>(18)</sup> (Figure 1A).

---

*Figure 1A*

---

Data acquisition on the treadmill was held in two stages, the first one at the running speed of 1km/h and the second, at 4 km/h.

After training on the treadmill, the patients were transferred to the adaptative walker (Pacer Gait Trainer, Rifton, Rifton, NY) with the Hip Positioner (Pacer Gait Trainer, Rifton, Rifton, NY), with the help of the two physiotherapists. Decisions on the weight to be suspended on the overground walker were made with the gait pattern analysis, where the heel should make contact with the floor, and during the support phase of the gait, the knee should not be flexed. <sup>(19)</sup> The conduct on the aid of the gait was performed with a physiotherapist guiding the walker and the other positioned behind the patient helping in the flexion and extension of the knees. The gait speed in the overground walker depended on the capacity of each patient (Figure 1B).

---

*Figure 1B*

---

Procedures of electrodes positioning, data acquisition and transfer of the patients to the weight support were performed by a single researcher, and for the evaluation of gait training on the treadmill and in the walker the help of another skilled physiotherapist was needed.

Gait training on the treadmill at 1km/h, 4km/h, and overground lasted 15 minutes each with an interval of 30 minutes between each mode, where the participants remain

at rest so that fatigue was avoided. Also, in the two modalities patients made use of ankle-foot orthosis (Apoio Anti-Equino – Stus, Salvapé, São Paulo, SP).

### **Statistical analysis**

In order to meet the research objectives, data interpretation and analysis were developed from the observed evidence, relating the theoretical reference with the positioning of the author. To determine the sample size with a statistical power of 80% and a significance level of 0.05, 11 patients per each training mode were needed. Calculation was done with GPower software, measured by muscle activation variable.

The quantitative results were presented as mean  $\pm$  standard deviation and the qualitative through frequency and percentage. Result measures were analyzed to verify if there are differences between the gait modalities using repeated measures ANOVA associated with post-hoc Bonferroni test. Comparison of muscle activation with spasticity was analyzed by with Student t-test and muscle activation with FIM through Pearson's correlation coefficient. The significance level was 5%. Statistical analysis was performed using SPSS® 23.0 (Statistical Package for the Social Sciences, Inc., Chicago, IL, USA).

## RESULTS

Eleven subjects with incomplete spinal cord injury participated of the study. All participants were familiar with body weight-supported gait training on a treadmill and body weight-supported overground training.

The clinical characteristics of the patients with spinal cord injury are presented in Table 1, indicating age, gender, FIM, ASIA, classification of affected motor neurons, Ashworth scale of muscle spasticity with spastic patients.

---

*Table 1*

---

As we can see in Table 1, most of the participants were male, mean age of all participants was 38.36. Functional Independence Measure, which presents a total punctuation from 18 to 126, presented, in relation to the participants, an average of 108.9 showing that they have some kind of independence. According to the ASIA classification, all patients were considered ASIA C, that is, they have an incomplete spinal cord injury, with a motor preservation below the neurological level, with most of the key-muscles below this level with muscle strength degree under three. Patients were also evaluated according to the involved motor neuron, 4 of them presented injury in the lower motor neuron, and 7, injury in higher motor neuron, showing spastic spinal cord injury. In the seven spastic individuals the modified Ashworth scale was used, in which all of them showed grade 1 spasticity in the quadriceps, a level considered low, with increased tone at the beginning or at the end of the arc of movement, not offering resistance to gait training.

Muscle activity patterns were analyzed for each of the 3 gait modes. The electrical activity of RF, VM, VL, and GM muscles were measured during body weight-supported gait training on the treadmill at 1km/h, and 4km/h overground, in accordance with the capacity of each individual. Data acquisition was performed in 30 seconds in each mode and visualization was softened in non-standardized form. To obtain the results, the average of muscle activation of each muscle was used.

For all the analyzed muscles and in all subjects, the averages of electrical activity showed the same behavior. The greater muscle activation occurred on the treadmill, having no statistically significant difference between the speed of 1km/h or 4km/h (RF:  $p=0.36$ ), (VM:  $p=1.00$ ), (VL:  $p=1.00$ ) and (GM:  $p=0.16$ ). Between the training on the treadmill, in any speed, and the walker, there was statistically significant difference between all the values of electric muscle activity [walker x treadmill 1km/h (RF:  $p=0.00$ ), (VM:  $p=0.00$ ), (VL:  $p=0.00$ ), and (GM:  $p=0,00$ )] and [walker x treadmill 4 km/h (RF:  $p=0.00$ ), (VM:  $p=0.00$ ), (VL:  $p=0.00$ ) and (GM:  $p=0.00$ )], proving greater muscle activation on the treadmill training (Table 2).

---

*Table 2*

---

Comparing muscle activation of rectus femoris muscle in patients with both upper motor neuron injury and lower motor neuron injury in all gait training modalities, there was no statistically significant difference; ie., spasticity or flaccidity, originating from the type of affected neuron, does not alter the muscle activation in gait training (Table 3).

---

*Table 3*

---

Significant correlations of FIM with muscle activation were not found, both in the 1km/h ( $r=-0.342$ ;  $p=0.304$ ) and 4km/h training ( $r= -0.498$ ;  $p=0.127$ ) and in the walker ( $r=-0.521$ ;  $p=0.100$ ).

## DISCUSSION

Through the electromyographic signal (EMG), this study compared muscle activation levels during gait on body weight-support treadmill and overground in incomplete spinal cord injured patients. The results showed increased electrical activity in body weight-support gait training on a treadmill when compared to body weight-supported training overground in all selected muscles.

Gait is one of the most important functional movements of the human being and when it is damaged due to spinal cord injury, training is essential for the development of new ambulation strategy <sup>(20)</sup>. Body weight-supported locomotion training is an alternative for the rehabilitation locomotion providing decrease of the load on the musculoskeletal system <sup>(21)</sup>.

Even in individuals with severe spinal cord injury, when no more spontaneous recovery can be expected, locomotor capacity can be improved by gait training with assisted movements of the legs with controlled weight unload <sup>(22) (20) (23) (24)</sup>. Besides facilitating neuronal plasticity, it is expected that there is a change in muscle properties associated with training, as well as contribution to improvement of the function achieved during such a specific training in the stable phase of a spinal cord injury <sup>(22)</sup>.

Standing up on a moving treadmill, subjects with spinal cord injury are enabled to perform rudimentary gait movements. Such movements evoke an adequate afferent input to the activation of muscles of the legs comparable to those used during normal gait <sup>(25)</sup>. The weight reduction replaces uncontrolled spinal reflex patterns and compensates the losses of motor pattern. Gait training on a treadmill strengthens the principals of motor learning, favoring specific tasks based on repetitive movements <sup>(20)</sup>.

When the afferent input is provided by a treadmill in motion, the central pattern generator in the spinal column is activated and evokes innate rhythmic behaviors such as walking. CPG is a complex model that involves bilateral sequential activation of muscles acting in different joints, each one having its own characteristics amplitude and speed of movement, being responsible for producing a cyclic gait pattern even after spinal cord injury <sup>(26) (27) (4)</sup>.

GPC activation during the treadmill training could promote neural plasticity processes, regulating the interaction between GPC and the peripheral reflex activity. Gait training stimulates the neuronal activity and activates the spinal cord centers of locomotion control. Thus, synaptic and cellular responses of the CPG control circuits could be more flexible or more appropriately modulated on the treadmill than on the ground <sup>(28)</sup>. This statement is in line with the present study which confirms that gait on the treadmill produces greater muscle activation compared to gait on the treadmill which confirms that gait on the treadmill produces greater muscle activation in relation to on overground walker.

During gait training, the moving surface of the treadmill provides biomechanical assistance for the support phase and neuronal assistance for the beginning of the swing phase. During the support phase, the assistance on the treadmill moves the leg and promotes hip extension during the terminal support. During the terminal support, the excitement of stretch receptors in the hip flexors interacts with the circuits of the central pattern generator circuits in the spine, promoting the cessation of the support phase and the beginning of the swing phase <sup>(26)</sup>.

Based on the rhythmicity offered by the treadmill, it may seem logical to assume that the locomotor training on the treadmill offers advantages over the gait training in the walker for people with incomplete spinal cord injury <sup>(23)</sup>, as also exposed by the data found in this study. Our findings show that the treadmill speed does not seem to be related to the levels of muscle activation during body weight-supported gait training although there was a tendency for increased muscle activation at a higher speed.

In the current literature, there are studies showing the benefits of using the treadmill with body weight support over other forms of treatment related with the gait of spinal cord injured individuals, for example, with the use of conventional physiotherapy <sup>(29)</sup> <sup>(12)</sup>. There are a small number of studies comparing the efficiency of body weight-supported gait training on the treadmill with overground training, one of them is the study by Senthilvelkumar, Magimairaj, *et al.* <sup>(19)</sup> in individuals with traumatic incomplete tetraplegia. They conclude that both interventions can improve the locomotion of the studied population, however, they did not develop a muscle comparison between them. Another study comparing gait trainings was in individuals with chronic incomplete spinal cord injury, evaluating the walking speed, balance, muscle strength, and quality of life. The studies show that individuals with spinal cord

injury can improve the walking capacity and psychological well being after a period of locomotor training, regardless of the method of training <sup>(30)</sup>. Despite such studies show that there is no difference between the types of gait training in the evaluated parameters, none of them was specific about muscle activation as is the case of this study.

This study has some limitations, such as the imprecision related to the weight supported by the individuals. The weight support was offered, however only the position of the individual over the hip suspensory in both modalities of gait training and not numerically.

Body weight-support gait training showed greater muscle activation in the rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, and gluteus maximus in training on the treadmill when compared to overground training in individuals with incomplete spinal cord injury. Muscle activation was independent of treadmill speed.

Thus, body weight-supported gait training on the treadmill can propitiate a better performance in locomotor training for incomplete spinal cord injured individuals.

These results contribute for the physiotherapy practice based on evidences for the rehabilitation of incomplete spinal cord injured patients. The results of this research will benefit physiotherapists and their patients as to the objectives of treatment and can also help in the choice of the best treatment of gait training.

## REFERENCES

1. Rossignol S, Barrière G, Frigon A, Barthélemy D, Bouyer L, Provencher J. Plasticity of locomotor sensorimotor interactions after peripheral and/or spinal lesions. *Brain Res Rev.* 2008; 57: p. 228-240.
2. WHO. World Health Organization. [Online].; 2013 [cited 2016 Fevereiro. Available from: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/en/>.
3. Pearson KG. Common principles of motor control in vertebrates and invertebrates. *Annu Rev Neurosci.* 1993; 16: p. 265-297.
4. Rossignol S, Schwab M, Schwartz M, Fehlings MG. Spinal Cord Injury: Time to Move? *J. Neurosci.* 2007 Oct: p. 11782–11792.
5. Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of Body Weight Support on Normal Human Gait: Development of a Gait Retraining Strategy. *Phys Ther.* 1991 Nov; p. 67-77.
6. Gazzani F, Fadda A, Torre M. Ward: a pneumatic system for body relief in gait rehabilitation. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 2000; 8: p. 506-513.
7. Dutra CMR, Dutra CMR, Moser ADdL, Manffra. EF. Treino locomotor com suporte parcial de peso corporal na reabilitação da lesão medular: revisão da literatura. *Fisioter. Mov.* 2013; p. 907-920.
8. Wilson MS, Qureshy H, Protas EJ, Holmes S, Krouskop TA, Sherwood AM. Equipment specifications for supported treadmill ambulation training. *J Rehabil Res Dev.* 2000 Jul/Aug; 37: p. 415-422.
9. Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH. Step Training With Body Weight Support: Effect of Treadmill Speed and Practice Paradigms on Poststroke Locomotor Recovery. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002 May; 83: p. 683-691.
10. Dobkin BH, Apple D, Barbeau H, Basso M, Behrman A, Deforge D, et al. Methods for a Randomized Trial of Weight-Supported Treadmill Training Versus Conventional Training for Walking During Inpatient Rehabilitation after Incomplete Traumatic Spinal Cord Injury. *Neurorehabil Neural Repair.* 2003 Sep; 17: p. 153-167.
11. Kurz MJ, Stuberger W, DeJong S, Arpin DJ. Overground body-weight-supported gait training for children and youth with neuromuscular impairments. *Phys Occup Ther Pediatr.* 2013; 33: 353–365.

12. Lucareli PRG. Treino de marcha com suporte de peso em pacientes com lesão medular. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 2009.
13. ASIA. Reference Manual for International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Chicago: American Spinal Injury Association; 2003.
14. Riberto M. Orientação funcional para a utilização da MIF. In Universidade de São Paulo, Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas; 2005; São Paulo (SP).
15. Dobkin B, Apple D, Barbeau H, Basso M, Behrman A. Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. *Neurology*. 2006; 66(4): p. 484-493.
16. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987; 67: p. 206-207.
17. Stegeman DF, Hermens HJ. Standards for surface electromyography: the European project "Surface. Nijmegen: Institute of Neurology, Department of Clinical Neurophysiology; 2013.
18. Behrman AL, Harkema SJ. Locomotor Training After Human Spinal Cord Injury: A Series of Case Studies. *Phys Ther*. 2000; 80: p. 688-700.
19. Senthilvelkumar T, Magimairaj H, Fletcher J, Tharion G, George J. Comparison of body weight-supported treadmill training versus body weight-supported overground training in people with incomplete tetraplegia: a pilot randomized trial. *Clin Rehabil*. 2014; Jun: p. 1-8.
20. Dietz V. Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting.. *Brain Research Bulletin*. 2009; 78: p. 459-463.
21. Hauptenthal A, Schutz GR, Souza Pvd, Roesler H. Análise do Suporte de Peso Corporal para o Treino de Marcha. *Fisioter. mov*. 2008 Abr/Jun: p. 85-92.
22. Harkema SJ. Neural plasticity after human spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. *Neuroscientist*. 2001; 7: p. 455-468.
23. Field-Fote EC, Roach KE. Influence of a locomotor training approach on walking speed and distance in people with chronic spinal cord injury: a randomized clinical trial. *Phys Ther*. 2011; 91: p. 48-60.
24. Hubli M, Dietz V, Bolliger M. Spinal reflex activity: a marker for neuronal functionality after spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012; 26: p. 188-196.

25. Dietz V, Harkema SJ. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. *J Appl Physiol*. 2004; 96: p. 1954-1960.
26. Hiebert GW, Whelan PJ, Prochazka A, Pearson KG. Contribution of hind limb flexor muscle afferents to the timing of phase transitions in the cat step cycle. *J Neurophysiol*. 1996; (75): p. 1126-1137.
27. Dietz V. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clin Neurophysiol*. 2003; 114: p. 1379-1389.
28. MacKay-Lyons M. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. *Phys Ther*. 2002 Jan; 82: p. 69-83.
29. Postans NJ, Hasler JP, Granat MH, Maxwell DJ. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: A pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004 Apr; 85: p. 604-610.
30. Alexeeva N, Sames C, Jacobs P, Hobday L, Distasio MM, Mitchell SA. Comparison of training methods to improve walking in persons with chronic spinal cord injury: a randomized clinical trial. *J Spinal Cord Med*. 2011; 34: p. 362-379.

## Tables

**Table 1** – Demographics characteristics of participants.

	<b>(n=11)</b>	
<b>Age – (years) mean (SD)</b>	38.36 (10.98)	
<b>Gender (male) - n (%)</b>	7 (63.6)	
<b>FIM – mean (SD)</b>	108.9 (15.2)	
<b>ASIA C - n (%)</b>	11 (100)	
<b>LMNI - n (%)</b>	4 (36.4)	
<b>UMNI – n (%)</b>	7 (63.6)	Ashworth Quadriceps - 1

Note: n – sample; SD – Standart Deviation; FIM – Functional Independence Measure; ASIA – American Spinal Injury Association; LMNI – lower motor neuron injury; UMNI – upper motor neuron injury.

**Table 2** – Muscle activation values , according to electromyography signal (EMG)

	<b>Mean 1km/h</b>	<b>Mean 4km/h</b>	<b>Mean Overground</b>	<b>p-value*</b>
<b>RF <math>\mu</math>V (SD)</b>	15.95 <sup>a</sup> (6.22)	21.26 <sup>a</sup> (16.82)	11.23 <sup>b</sup> (1.13)	<0.001
<b>VM <math>\mu</math>V (SD)</b>	18.10 <sup>a</sup> (9.21)	20.80 <sup>a</sup> (12.77)	11.60 <sup>b</sup> (2.76)	<0.001
<b>VL <math>\mu</math>V (SD)</b>	16.82 <sup>a</sup> (5.39)	18.10 <sup>a</sup> (8.14)	12.26 <sup>b</sup> (1.48)	<0.000
<b>GM <math>\mu</math>V (SD)</b>	18.64 <sup>a</sup> (15.25)	20.45 <sup>a</sup> (16.73)	11.14 <sup>b</sup> (1.15)	<0.015

Note: RF - Rectus Femoris; VM - Vastus Medialis; VL - Vastus Lateralis; GM - Gluteus Maximus;  $\mu$ V – microvolts; SD – Standart Deviation. \*ANOVA for repeated measures; Means followed by equal letters do not differ and means followed by different letters differ from each other: post-hoc Bonferroni.

**Table 3** - Muscle activation of Rectus Femoris X Flaccid and Spastic

<b>Average Of Muscle Activation RF (SD)</b>			
	<b>Flaccid</b>	<b>Spastic</b>	<b>p-value*</b>
<b>Treadmill 1km/h</b>	16.5 $\mu$ V (3.59)	15.64 $\mu$ V (7.59)	0.437
<b>Treadmill 4km/h</b>	22.11 $\mu$ V (8.75)	20.78 $\mu$ V (20.79)	0.244
<b>Overground</b>	11.31 $\mu$ V (0.94)	11.18 $\mu$ V (1.30)	0.788

Note: RF – Rectus Femoris;  $\mu$ V – microvolts; Mean values and standard deviation; \* Student t-test.

**Figures**



**Figure 1A** – Patient positioning and physical therapists for gait training on the treadmill with body weight support.



**Figure 1B** - Patient positioning and physical therapists for gait training in walker on a fixed platform with body weight support.

## 6 CONCLUSÃO GERAL

A hipótese inicial deste estudo era de que o treino de marcha com suporte de peso corporal na esteira, em pacientes lesados medulares incompletos, seria mais favorável à ativação muscular dos músculos envolvidos na marcha em relação ao treino no andador em piso fixo com o mesmo suporte. Nossos resultados confirmaram esta afirmação. Foi observada maior ativação muscular nos músculos reto femoral, vasto medial, vasto lateral e glúteo máximo quando os indivíduos foram submetidos ao treino de marcha na esteira, e não foi encontrada diferença estatisticamente significativa quanto às diferentes velocidades da esteira.

Pesquisas futuras são necessárias para avaliar, por exemplo, a ativação muscular em diferentes porcentagens de suporte de peso corporal nos treinos de marcha e os efeitos da ativação muscular ao longo de um treinamento específico de marcha na LM. Assim, os resultados encontrados neste artigo, em relação a uma maior ativação muscular, poderiam se transformar em benefícios ainda maiores para a progressão da reabilitação de pacientes lesados medulares incompletos. Como a fisioterapia carece de estudos baseados em evidências, principalmente na área prática da reabilitação funcional, os resultados desta pesquisa beneficiarão fisioterapeutas e seus pacientes quanto aos objetivos do tratamento e poderão auxiliar também na escolha do melhor tratamento de treino locomotor.

## ANEXOS

### ANEXO A – PARECER CEP/UFCSPA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE  
PORTO ALEGRE



#### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

##### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Análise eletromiográfica de músculos utilizados na marcha de pacientes com lesão medular em duas diferentes modalidades de treino com suspensão de peso corporal

**Pesquisador:** Fernanda Cechetti

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 37664514.9.0000.5345

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

##### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 934.860

**Data da Relatoria:** 14/01/2015

##### Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo prospectivo, transversal, com pacientes lesados medulares incompletos. Parte-se do seguinte problema: em pacientes com lesão medular, o treino de marcha na esteira com suspensão parcial de peso é mais efetivo na ativação muscular do que o treino em solo firme com andador adaptativo com suspensão parcial de peso?

O presente estudo apresenta duas hipóteses:

- H1: O treino de marcha realizado na esteira com suspensão parcial de peso provoca maior ativação muscular de psoas, glúteo máximo e quadríceps quando comparado ao treino em solo firme com andador adaptativo com suspensão parcial de peso;
- H2: O treino em solo firme com andador adaptativo com suspensão parcial de peso provoca maior ativação muscular de psoas, glúteo máximo e quadríceps quando comparado ao treino de marcha realizado na esteira com suspensão parcial de peso.

##### Objetivo da Pesquisa:

O Objetivo geral do estudo é analisar através do sinal eletromiográfico (EMG) os níveis de ativação muscular durante a marcha tanto na esteira com suspensão parcial de peso como no andador

**Endereço:** Rua Sarmento Leite, 245

**Bairro:**

**UF:** RS

**Telefone:** (51)303-8804

**Município:** PORTO ALEGRE

**CEP:** 90.050-170

**E-mail:** cep@ufcspa.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE  
PORTO ALEGRE



Continuação do Parecer: 934.860

adaptativo com suspensão parcial de peso no solo.

Os OBJETIVOS ESPECÍFICOS são:

- Analisar através da escala ASIA o nível motor de pacientes lesados medulares e relacioná-los ao nível de ativação muscular na análise eletromiográfica nos dois tipos de treino.
- Verificar qual treinamento ativa mais a musculatura do quadríceps, glúteo e psosas na marcha de lesados medulares incompletos.
- Relacionar o grau de independência funcional através da escala MIF ao nível neurológico pela escala ASIA.
- Relacionar o grau de espasticidade à ativação muscular.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

A pesquisa não irá acarretar riscos ou danos aos pacientes, visto que os mesmos já são familiarizados com o treino de marcha com suporte parcial de peso na esteira e no solo.

Como benefício ao final da pesquisa o resultado encontrado servirá como subsídio para a escolha da forma de tratamento que trará melhores benefícios a atividade muscular dos membros inferiores durante a marcha.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa relevante, podendo contribuir para o avanço do conhecimento na área.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Atendidos e adequados.

**Recomendações:**

Aprovar

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

As pendências foram corrigidas/adequadas, conforme parecer do CEP.

Aprovado com a recomendação de inserção na Plataforma Brasil, na forma de emenda, do termo de responsabilidade de entrega dos relatórios.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

Endereço: Rua Sarmiento Leite, 245

Bairro:

CEP: 90.050-170

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)303-8804

E-mail: cep@ufcspa.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DE  
PORTO ALEGRE



Continuação do Parecer: 934.860

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Término do projeto 07/2016..

PORTO ALEGRE, 19 de Janeiro de 2015

---

**Assinado por:**  
**Julia Fernanda Semmelmann Pereira Lima**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Rua Sarmento Leite ,245

**Bairro:**

**UF:** RS

**Telefone:** (513)303 -8804

**Município:** PORTO ALEGRE

**CEP:** 90.050-170

**E-mail:** cep@ufcspa.edu.br

## ANEXO B – NORMAS PARA FORMATAÇÃO DA REVISTA BRAZILIAN JOURNAL OF PHYSICAL THERAPY



**ISSN 1413-3555 printed version**  
**ISSN 1809-9246 online version**

### INSTRUCTIONS TO AUTHORS

- [Scope and policies](#)
- [Manuscript form and presentation](#)
- [Electronic submission](#)
- [Review process](#)
- [Areas of expertise](#)

#### Scope and policies

The Brazilian Journal of Physical Therapy (BJPT) publishes original research articles, reviews, and brief communications on topics related to the professional activity of physical therapy and rehabilitation, including clinical, basic or applied studies on the assessment, prevention, and treatment of movement disorders. Our Editorial Board is committed to disseminating quality scientific investigations from many areas of expertise.

The BJPT follows the principles of publication ethics included in the code of conduct of the Committee on Publication Ethics (COPE).

All submissions will be screened for plagiarism using IThenticate software. Open Access Policy - The BJPT is published under the Open Access model, therefore its articles are free to read, download, copy, and disseminate, provided it is for educational purposes.

Authors will not be charged any fees for the editorial processing and publication of accepted articles.

The BJPT accepts the following types of study, which must be directly related to the journal's scope and expertise areas:

a) Experimental studies: studies that investigate the effect(s) of one or more interventions on outcomes directly related to the BJPT's scope and expertise areas.

The World Health Organization defines a clinical trial as "any research study that prospectively allocates human participants or groups of humans to one or more health-related interventions to evaluate the effect(s) on health outcome(s)". Clinical trials include single-case experimental studies, case series, nonrandomized clinical trials, and randomized clinical trials. Randomized controlled trials (RCTs) must follow the

CONSORT (Consolidated Standards of Reporting Trials) recommendations, which are available at: <http://www.consort-statement.org/consort-statement/overview0/>.

The CONSORT checklist and Statement Flow Diagram, available at <http://www.consort-statement.org/consort-statement/flow-diagram>, must be completed and submitted with the manuscript.

Clinical trials must provide registration that satisfies the requirements of the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE), e.g. <http://clinicaltrials.gov/> and/or <http://www.anzctr.org.au>. The complete list of all clinical trial registries can be found at: <http://www.who.int/ictrp/network/primary/en/index.html>. We suggest that all authors register clinical trials prospectively via the website [www.clinicaltrials.gov](http://www.clinicaltrials.gov)

b) **Observational studies:** studies that investigate the relationship(s) between variables of interest related to the BJPT's scope and expertise areas without direct manipulation (e.g. intervention). Observational studies include cross-sectional studies, cohort studies, and case-control studies.

c) **Qualitative studies:** studies that focus on understanding needs, motivations, and human behavior. The object of a qualitative study is guided by in-depth analysis of a topic, including opinions, attitudes, motivations, and behavioral patterns without quantification. Qualitative studies include documentary and ethnographic analysis.

d) **Systematic reviews:** studies that analyze and/or synthesize the literature on a topic related to the scope and expertise areas of the BJPT. Systematic reviews that include meta-analysis will have priority over other systematic reviews. Those that have an insufficient number of articles or articles with low quality in the Methods section and do not include an assertive and valid conclusion about the topic will not be considered for peer-review analysis. The authors must follow the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) checklist to format their systematic reviews. The checklist is available at <http://www.prisma-statement.org/PRISMAStatement/Default.aspx> and must be filled in and submitted with the manuscript. Potential authors are encouraged to read the paper Mancini MC, Cardoso JR, Sampaio RF, Costa LCM, Cabral CMN, Costa LOP. Tutorial for writing systematic reviews for the Brazilian Journal of Physical Therapy (BJPT). Braz J Phys Ther. 2014 Nov-Dec; 18(6):471-480. <http://dx.doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0077>.

e) **Studies on the translation and cross-cultural adaptation of questionnaires or assessment tools:** studies that aim to translate into and/or cross-culturally adapt foreign questionnaires to a language other than that of the original version of existing assessment instruments. The

authors must use the checklist ([Appendix](#)) to format this type of paper and adhere to the other recommendations of the BJPT. The answers to the checklist must be submitted with the manuscript. At the time of submission, the authors must also include written permission from the authors of the original instrument that was translated and/or cross-culturally adapted.

f) **Methodological studies:** studies centered on the development and/or evaluation of clinimetric properties and characteristics of assessment instruments. The authors are encouraged to use the Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) to format methodological papers, in addition to following BJPT instructions. Important: Studies that report electromyographic results must follow the Standards for Reporting EMG Data recommended by ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology), available at <http://www.isek.org/wp-content/uploads/2015/05/Standards-for-Reporting-EMG-Data.pdf>.

g) **Clinical trial protocols:** The BJPT welcomes the publication of clinical trial protocols. We only accept trial protocols that are substantially funded, have ethics approval, and have been prospectively registered. Authors should use the SPIRIT statement while formatting the manuscript (<http://www.spirit-statement.org>).

h) **Short communications:** The BJPT will publish one short communication per issue (up to six a year) in a format similar to that of the original articles, containing 1200 words and up to two figures, one table, and ten references. The following types of study will be considered as low priority for publication:

- narrative reviews;
- case studies.

### **Ethical and legal aspects**

Submitting a manuscript to the BJPT implies that the paper has not been submitted simultaneously to another journal. The papers published in the BJPT are free access and distributed under the terms of Creative Commons Attribution, Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/deed>), which allows free non-commercial use, distribution, and reproduction into any means, as long as the original format is maintained. The reproduction of part of a manuscript, even partially, including translation to another language, requires prior authorization from the editor.

The authors must cite the corresponding credits. Ideas, data or phrases from other authors without the appropriate citations and with hints of plagiarism will be subject to penalties according to the COPE code of conduct.

If part of the material has been presented in a preliminary format (at a symposium, conference, etc.), the reference of the presentation must be cited as a footnote in the title page.

The use of patient initials, names or hospital registration numbers must be avoided. Patients must not be identified in photographs, except with their express written consent attached to the original article at the time of submission.

Studies in humans must be in agreement with COPE ethical standards and must be approved by the institution's ethics committee.

Animal experiments must comply with international guidelines (such as those of the Committee for Research and Ethical Issues of the International Association for the Study of Pain, published in *Pain*, 16:109110, 1983).

The BJPT reserves the right not to publish manuscripts that do not adhere to the legal and ethical rules for human and animal research.

#### **Authorship criteria**

The BJPT accepts submissions of manuscripts with up to six (6) authors. The BJPT's authorship policy follows ICMJE requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals ([www.icmje.org](http://www.icmje.org)), which state that "authorship credit should be based on 1) substantial contributions to conception and design, acquisition of data, or analysis and interpretation of data; 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content; and 3) final approval of the version to be published." Conditions 1, 2, and 3 should all be met simultaneously. Grant acquisition, data collection, and/or general supervision of a research group do not justify authorship and must be recognized in the acknowledgements.

In exceptional cases, the editors may consider a request for submission of a manuscript with more than six (6) authors. The criteria for analysis include the type of study, potential for citation, quality, and methodological complexity, among other things. In these exceptional cases, each author's contribution must be described at the end of the text, after the Acknowledgements and right before the References as recommended by the ICMJE and the Guidelines for Integrity of Scientific Activity widely publicized by Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (<http://www.cnpq.br/web/guest/diretrizes>).

All authors are solely responsible for the content of the submitted manuscripts. All published material becomes property of the BJPT, which will retain the copyrights. Therefore, no material published in the BJPT may be reproduced without written permission from the editors. All authors of the submitted manuscript must sign a copyright transfer agreement form valid from the date of the acceptance of the manuscript.

## Manuscript form and presentation

### **Original manuscripts**

The official language of the BJPT is English. The BJPT accepts the submission of manuscripts with up to 3,500 words (excluding title page, abstract, references, tables, figures, and legends). The information contained in appendices will be included in the total number of words allowed.

The manuscript must include a title and identification page, abstract, and keywords before the body of the manuscript. References, tables, figures, and appendices should be inserted at the end of the manuscript.

### **Title and identification page**

The title of the manuscript must not exceed 25 words and must include as much information about the study as possible. Ideally, the terms used in the title should not appear in the list of keywords. The identification page must also contain the following details:

Full title and short title of up to 45 characters to be used as a legend on the printed pages;

Authors: author's first and last name in capital letters without title followed by a superscript number (exponent) identifying the institutional affiliation (department, institution, city, state, country). For more than one author, separate using commas;

Corresponding author: name, full address, email, and telephone number of the corresponding author who is authorized to approve editorial revisions and provide additional information if needed.

Keywords: up to six indexing terms or keywords in Portuguese and English.

### **Abstract**

The abstract must be concise, not exceeding 250 words in a single paragraph in English, and must be inserted immediately after the title page. Do not include references, footnotes or undefined abbreviations in the abstract. It must be written in a structured format.

### **Bullet points**

On a separate page, the manuscript must identify three to five phrases that capture the essence of the topic under investigation and the main conclusions of the paper. Each bullet point must be written in a summarized fashion and provide the main contributions of the study to the current literature, as well as the clinical implications (i.e., how the results can influence clinical practice or scientific research in the area of physical therapy and rehabilitation). These points must be presented in a text box in the beginning of the article, after the abstract. Each bullet point must have no more than 80 characters (with spaces).

**Introduction**

This part of the manuscript should describe and define the topic under investigation, explain the relationships with to other studies in the same field, justify the need for the study, and specify the objective(s) of the study and hypotheses, if applicable.

**Methods**

This section consists in describing the methodological design of the study and presenting a clear and detailed report of the study participants and data collection procedures, transformation/reduction, and analysis in order to allow reproducibility of the study. For clinical trials, the participant selection and allocation process must be organized in a flowchart containing the number of participants in each phase as well as their main characteristics (see model of CONSORT flow diagram).

Whenever relevant to the type of study, the author should include the calculation that adequately justifies the sample size for investigation of the intervention effects. All of the information needed to estimate and justify the sample size used in the study must be clearly stated.

The authors must describe the dependent and independent variables; whether the parametric assumptions were met; specify the software used in the data analysis and the level of significance; and specify the statistical tests and their purpose.

**Results**

The results should be presented briefly and concisely. Pertinent results must be reported with the use of text and/or tables and/or figures. Data included in tables and figures must not be duplicated in the text.

The results must be summarized into self-explanatory graphs or tables using measures of central tendency and variability (e.g. mean (SD) instead of mean $\pm$ SD); must include measures of magnitude of effect (e.g. effect size) and/or indicators of the precision of the estimates (e.g. confidence intervals); must report the power of the non-significant statistical tests.

**Discussion**

The purpose of the discussion is to interpret the results and to relate them to existing and available knowledge, especially the knowledge already presented in the Introduction. Be cautious when emphasizing recent findings. The data presented in the Methods and/or in the Results sections should not be repeated. Study limitations, implications, and clinical application to the areas of physical therapy and rehabilitation sciences must be described.

**References**

The recommended number of references is 30, except for systematic reviews of the literature. Avoid references that are not available internationally, such as theses and dissertations, unpublished results and articles, and personal communication. References should be organized in numerical order of first appearance in the text, following the Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals prepared by the ICMJE.

Journal titles should be written in abbreviated form, according to the List of Journals of Index Medicus. Citations should be included in the text as superscript (exponent) numbers without dates. The accuracy of the references appearing in the manuscript and their correct citation in the text are the responsibility of the author(s). Examples: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html).

### **Tables, Figures, and Appendices**

An overall total of five (5) tables and figures is allowed. Appendices must be included in the number of words allowed in the manuscript. In the case of previously published tables, figures, and appendices, the authors must provide a signed permission from the author or editor at the time of submission.

For articles submitted in Portuguese, the English version of the tables, figures, and appendices and their respective legends must be attached in the system as a supplementary document.

-Tables: these must include only indispensable data and must not be excessively long (maximum allowed: one A4 page with double spacing). They should be numbered consecutively using Arabic numerals and should be inserted at the end of the text. Small tables that can be described in the text are not recommended. Simple results are best presented in a phrase rather than a table.

- Figures: these must be cited and numbered consecutively using Arabic numerals in the order in which they appear in the text. The information in the figures must not repeat data described in tables or in the text. The title and legend(s) should explain the tables and figures without the need to refer to the text. All legends must be double-spaced, and all symbols and abbreviations must be defined. Use uppercase letters (A, B, C, etc.) to identify the individual parts of multiple figures.

Whenever possible, all symbols should be placed in the legends. However, symbols identifying curves in a graph can be included in the body of the figure, provided this does not hinder the analysis of the data. Figures in color will only be published in the online version. With regard to the final artwork, all figures must be in high resolution or in its original version. Low-quality figures will not be accepted and may result in delays in the process of review and publication.

- Acknowledgements: these must include statements of important contributions specifying their nature. The authors are responsible for obtaining the authorization of individuals/institutions named in the acknowledgements.

Authors are strongly encouraged to use EQUATOR network checklists that are specific for their research design (for example, CONSORT statement for clinical trials, PRISMA statement for systematic reviews or STROBE statement for observational studies). All statements from the EQUATOR network can be found on the following website: <http://www.equator-network.org>

## **Electronic submission**

Manuscripts must be submitted, in English, via the website <http://www.scielo.br/rbfis>.

It is the authors' responsibility to remove all information (except on the title and identification page) that may identify the article's source or authorship.

When submitting a manuscript for publication, the authors must include, in addition to the files described above, the following supplementary documents: Cover letter; 2) Conflict of interest statement; and 3) Copyright transfer statement signed by all authors.

## **The review process**

The submissions that meet the journal's standards and are in accordance with the BJPT editorial policies will be forwarded to the area editors, who will perform an initial assessment and recommend them or not to the chief editor for peer-review. The criteria used for the initial analysis of the area editor include: originality, pertinence, clinical relevance, and methodology. The manuscripts that do not have merit or do not conform to the editorial policies will be rejected in the pre-analysis phase, regardless of the adequacy of the text and methodological quality. Therefore, the manuscript may be rejected based solely on the recommendation of the area editor without the need for further review, in which case, the decision is not subject to appeal. The manuscripts selected for pre-analysis will be submitted to review by specialists, who will work independently. The reviewers will remain anonymous to the authors, and the authors will not be identified to the reviewers. The editors will coordinate the exchange between authors and reviewers and will make the final decision on which articles will be published based on the recommendations of the reviewers and area editors. If accepted for publication, the articles may be subject to minor changes that will not affect the author's style. If an article is rejected, the authors will receive a justification letter from the editor. After publication or at the end of the review process, all documentation regarding the review process will be destroyed.

## **Areas of expertise**

1. Physiology, Kinesiology, and Biomechanics;
2. Kinesiotherapy/therapeutic resources;
3. Motor development, acquisition, control, and behavior;
4. Education, Ethics, Deontology, and Physical Therapy History;
5. Assessment, prevention, and treatment of cardiovascular and respiratory disorders;
6. Assessment, prevention, and treatment of aging disorders;
7. Assessment, prevention, and treatment

of musculoskeletal disorders; 8. Assessment, prevention, and treatment of neurological disorders; 9. Assessment, prevention, and treatment of gynecological disorders; 10. Assessment and measurement in Physical Therapy; 11. Ergonomics/Occupational Health.