UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Respostas Motoras Durante a Marcha com Suporte de Peso Corporal
na Esteira em Diferentes Velocidades em Indivíduos com Lesão
Medular.

Natalia Padula

São Paulo
2018

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Respostas Motoras Durante a Marcha com Suporte de Peso Corporal
na Esteira em Diferentes Velocidades em Indivíduos com Lesão
Medular.

Natalia Padula

São Paulo
2018

NATALIA PADULA

Respostas Motoras Durante a Marcha com Suporte de Peso Corporal
na Esteira em Diferentes Velocidades em Indivíduos com Lesão
Medular.

Dissertação apresentada à Escola de
Educação Física e Esporte da Universidade
de São Paulo como requisito parcial para
obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração:
Estudos Socioculturais e Comportamentais
da Educação Física e Esporte.

Orientadora: Profa. Dra. Camila Torriani-Pasin
Co-orientador: Prof.dr. Júlio Cerca Serrão

São Paulo
2018

Catálogo da Publicação

Serviço de Biblioteca

Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Padula, Natalia

Respostas motoras durante a marcha com suporte de peso corporal na esteira em diferentes velocidades em indivíduos com lesão medular / Natalia Padula -- São Paulo : [s.n.], 2018.
62p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientadora: Profa. Dra. Camila Torriani-Pasin

1. Lesão medular 2. Habilidades motoras 3. Locomoção
4. Eletromiografia I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: PADULA, Natalia

Título: Respostas Motoras Durante a Marcha com Suporte de Peso Corporal na Esteira em Diferentes Velocidades em Indivíduos com Lesão Medular.

Dissertação apresentada à
Escola de Educação Física e Esporte
da Universidade de São Paulo, como
requisito parcial para a obtenção do
título de Mestre em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof.

Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento:

Prof.

Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento:

Prof.

Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento:

Dedico este trabalho à minha família que sempre me apoiou e incentivou com muito amor e compreensão.

Agradedimentos

Em primeiro lugar ao meu esposo, pela paciência, carinho e dedicação. Por compreender os finais de semana e as noites que eu passei no computador. Por todo suporte e apoio.

À minha família, que sempre me apoiou no meu crescimento profissional. Meus pais, que sempre incentivaram e deram condições para meu estudo, que me ensinaram a importância do trabalho e o significado da palavra dedicação. Ao meu irmão, sogro, sogra e cunhado, pelo apoio e pelas palavras de motivação e carinho.

À Roberta, que além de dividir cada minuto, alegrias e angústias desse projeto, é uma grande amiga, uma irmã, com quem eu aprendi muito. Muito obrigada por toda ajuda, parceria e paciência. Você com certeza fez desse processo mais leve e divertido.

À professora Camila, pela oportunidade. Obrigada por acreditar em um projeto que não estava dentro da sua linha de pesquisa. Pela orientação e apoio para realização desse projeto. Pelo aprendizado, como aluna, profissional e pessoa.

Aos amigos do grupo GEPENEURO. Agradeço a amizade, o apoio e as boas risadas. Em especial aos amigos Tatiana e Giordano pela preocupação, apoio e atenção em todos os momentos, ainda que a distância.

Ao professor Júlio pela oportunidade, parceria e por nos disponibilizar o laboratório de Biomecânica para nossas coletas.

Ao amigo Pedro, que dividiu a ideia desse projeto, os momentos de dificuldade e os momentos de conquista. Obrigada pela disponibilidade, paciência e carinho com nosso projeto.

À equipe do laboratório de Biomecânica pela ajuda e suporte, em especial a querida Jaqueline. Uma pessoa maravilhosa e gentil. Muito obrigada pela ajuda em todas as coletas. Você fez toda a diferença em nosso trabalho.

À equipe Acreditando, minha segunda família. Em primeiro lugar ao Felipe e a Fernanda, que sempre acreditaram na importância da pesquisa para o desenvolvimento do nosso trabalho e me deram o apoio necessário para realizar o mestrado trabalhando. Aos integrantes da equipe, em especial Patrícia, Bruno, Bárbara, Thalyta, Daniel, Henrique, Gustavo e Naiane pelo apoio, ajuda com as coletas e carinho com nosso trabalho.

Ao Felipe, aluno de iniciação científica, pela disponibilidade e ajuda nas coletas.

Aos professores examinadores da banca, Amadio, Jocemar e Mochizuki, pela contribuição e gentileza em suas colocações durante a qualificação. Sem dúvida as sugestões aprimoraram o projeto e contribuíram para meu crescimento.

Um agradecimento especial ao professor Mochizuki. Não apenas como professor, mas como pessoa, pela paciência, generosidade, solidariedade e por tudo que me ensinou. Terminar esse projeto só foi possível com a sua ajuda e orientação. Meu muito obrigada professor.

*“Nós somos o que fazemos repetidamente. A excelência, portanto, não é um ato, mas sim um hábito.” **Aristóteles***

RESUMO

PADULA, N. **Respostas motoras durante a marcha com suporte de peso corporal na esteira em diferentes velocidades em indivíduos com lesão medular.** 2018. . XX f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2018.

A Lesão Medular (LM) afeta a funcionalidade do indivíduo e pode reduzir drasticamente a independência. A restauração da mobilidade e do andar, é uma das principais metas das intervenções na população com LM, e nesse contexto o treinamento locomotor (TLSP) é uma intervenção utilizada com objetivo de fornecer estímulos sensoriais específicos ao sistema nervoso danificado para estimular as redes e circuitos preservados da medula. A velocidade é uma aferência sensorial importante durante o TLSP em esteira. **Objetivo:** investigar o efeito da variação de velocidade sobre as respostas motoras de indivíduos com lesões medulares durante TLSP em esteira. **Método:** 20 sujeitos sem LM denominado de grupo controle (GC) e 13 com LM completa (GLM) foram submetidos ao protocolo TLSP em esteira nas velocidades 2, 3 e 4 km/h. Foi realizada uma análise de EMG para avaliar atividade muscular de vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) ao longo do ciclo do passo. **Resultados:** O GC apresentou maior atividade muscular distal TA e GL quando comparado ao GLM com maior atividade proximal VL e BF durante todas as fases da marcha. A velocidade que apresentou maior atividade muscular foi a intermediária (3km/h), quando comparado as velocidades 2Km/h e 4km/h. O aumento da velocidade resultou em maior influência nos músculos distais. **Conclusão:** a velocidade pode influenciar nas respostas motoras locomotoras de indivíduos com LM. O aumento da velocidade teve um papel importante no aumento da atividade muscular, contudo a atividade muscular foi maior na velocidade intermediária (3km/h).

Palavras-chave: Marcha, Treino Locomotor, Treino Locomotor com Suspensão de Peso Corporal, Lesão Medular.

ABSTRACT

PADULA, N. **Motor responses during body weight support treadmill gait at different speeds in individuals with spinal cord injury.** 2018. XX f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2018.

Spinal Cord Injury (SCI) affects the individual's functionality and can gradually reduce independence. The restoration of mobility and walking, is one of the main goals of the interventions in SCI population. In this context body weight support treadmill training (BWSTT) is an intervention used to provide specific sensory stimuli to the damaged nervous system to stimulate the networks and circuits preserved in the spinal cord. Velocity is an important sensory afferent during the BWSTT. **Objective:** to investigate the effect of speed variation on motor responses of use with spinal cord injuries BWSTT. **Method:** 20 healthy subjects composed the control group (CG) and 13 with complete SCI (SCIG) were submitted to BWSTT at speeds 2, 3 and 4 km/h. An EMG analysis was performed to evaluate the muscle activity of lateral vastus (LV), biceps femorales (BF), tibial anterior (TA) and gastrocnemius lateral (GL) throughout the cycle of the step. **Results:** The CG had greater distal muscle activity TA and GL when compared to SCIG with greater proximal activity, VL and BF, during all gait phases. The velocity that presented greater muscular activity was the intermediate (3km/h), when compared as speeds 2Km/h and 4km/h. Increased speed resulted in greater influence on the distal muscles. **Conclusion:** the velocity can influence motor responses. Increased speed had an important role in increasing muscle activity, however, muscle activity was greater at intermediate velocity (3km / h).

Keywords: Gait, Locomotor Training, Body Weight Support Treadmill Training, Spinal Cord Injury.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 Posição dos profissionais envolvidos no TLSP em esteira.....	13
FIGURA 2 Sequência de preparação do voluntário.....	20
FIGURA 3 Posicionamento do voluntário no sistema de suspensão.....	21
FIGURA 4 Posicionamento dos profissionais durante o experimento de TLSP em esteira.....	22
FIGURA 5 Fluxograma da coleta do TLSP.....	23
FIGURA 6 Fluxograma do recrutamento dos sujeitos e a divisão de grupos....	26
FIGURA 7 Gráficos de média de atividade elétrica muscular (EMG).....	34

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 Descrição dos quatro princípios do TL.....	14
--	----

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 Caracterização do GLM.....	26
TABELA 2 Resumo dos resultados na fase de apoio.....	29
TABELA 3 Resumo dos resultados na fase de balanço.....	32

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I Parecer do CEP.....	44
ANEXO II Termo de consentimento livre e esclarecido.....	46
ANEXO III Ficha de anamnese.....	48
ANEXO IV Avaliação de espasticidade - Escala de Ashworth Modificada.....	49

LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

ABT	Terapias baseadas em atividade
ASIA	American Spinal Injury Association
AVD	Atividade de vida diária
BF	Músculo bíceps femoral
DTS	Direct Transmission System
EMG	Eletromiografia
GC	Grupo controle
GPC	Gerador de Padrão Central
GL	Músculo gastrocnêmico lateral
GLM	Grupo Lesão Medular
LM	Lesão Medular
RF	Músculo reto femoral
RMS	Root mean square
SN	Sistema Nervoso
SNC	Sistema nervoso central
TA	Músculo tibial anterior
TL	Treino Locomotor
TLSP	Treino locomotor com suspensão de peso na esteira

Sumário

1. Introdução.....	1
2. Objetivos.....	3
3. Revisão da Literatura.....	4
3.1. Lesão Medular: prevalência, incidência e classificação.	4
3.2. Alteração da Locomoção pós-Lesão Medular	5
3.3. Controle Neural da Locomoção	7
3.4. Treino Locomotor: definições, características e especificidades da técnica.	9
4. Justificativa	15
5. Método	16
5.1. Local.....	16
5.2.1. Tamanho da amostra.....	16
5.2.2. Critérios de inclusão	17
5.2.3. Critérios de exclusão	17
5.3. Profissionais	18
5.4. Delineamento Experimental.....	18
5.5. Materiais.....	18
5.6. Procedimentos.....	19
5.6.1. Procedimentos de preparação.....	19
5.6.2. Experimento	21
5.7. Medidas e Avaliações	23
5.7.1. Anamnese	23
5.7.2. Eletromiografia de superfície	23
5.7.3. Cinemetria	24
5.8. Análise dos Dados.....	25
6. Resultados.....	26
6.1. Sujeitos.....	26
6.2. Atividade elétrica muscular	27
6.3. Atividade elétrica muscular na fase de apoio	27
6.4. Atividade elétrica na fase de balanço.....	30
6.5. Atividade elétrica muscular durante o ciclo do passo x velocidade	32
6.6. Tempo de passo e de apoio	33
7. Discussão	35
8. Conclusão.....	38
9. Direcionamento para estudos futuros	38
10. Referências Bibliográficas	39

1. Introdução

A lesão medular (LM) interrompe as vias axonais e os circuitos segmentares da medula espinal produzindo deficiências motoras, sensoriais e autonômicas, abaixo do nível da lesão (LYNSKEY et al, 2008). É uma lesão neurológica considerada grave, que afeta a funcionalidade do indivíduo e pode reduzir drasticamente a independência, o nível de atividade e a qualidade de vida dos indivíduos.

Nas últimas décadas, estudos que buscam melhor compreender as estratégias que possam estimular o sistema nervoso em disfunção, com objetivo de otimizar seu funcionamento e reorganização estão ganhando força. Além disso, há um aumento no número de estudos que focam na recuperação de novos circuitos e, como consequência, possibilitam a realização de tarefas motoras específicas que foram perdidas após a LM, apresentando resultados que estão mudando consideravelmente as estratégias de reabilitação que eram baseadas em adaptações e compensações para essa população (SADOWSKY; MCDONALD, 2009).

A restauração da mobilidade e, particularmente do andar, é uma das principais metas das intervenções em indivíduos com LM. Essa restauração pode ser um fator determinante na melhora no desempenho das atividades de vida diária e da qualidade de vida (HUBLI; DIETZ, 2013).

Nesse contexto, surgem novas evidências de que terapias baseadas em atividade (ABT- Activity-based Therapies); reduzem as compensações e promovem melhora neurológica. O objetivo de tais terapias é ativar o sistema neuromuscular abaixo do nível da lesão e as evidências de seus efeitos vem crescendo nos últimos anos (BEHRMAN; HARKEMA, 2007; HARKEMA, 2001; HARNESS, et al., 2008, SADOWSKY; MCDONALD, 2009, PADULA, 2015).

No contexto das ABT's, destaca-se o treinamento locomotor (TL) cujo objetivo é fornecer estímulos sensoriais específicos ao sistema nervoso danificado para estimular as redes preservadas da medula espinal e facilitar o seu envolvimento contínuo, ainda que a comunicação supraespinal esteja comprometida pela LM (HARKEMA, 2001; HARKEMA, et al., 2012).

Essa abordagem é baseada em evidências científicas em animais e humanos e está constantemente evoluindo, tanto na prática clínica como na pesquisa conforme a compreensão dos mecanismos neurais da locomoção é ampliada (HARKEMA, 2012).

Estudos sobre TLSP mostraram o restabelecimento de conexões sinápticas (FENUTA E HICKS, 2001; DIETZ e HARKEMA, 2004) e apontam como benefícios do uso do TLSP em esteira a melhora na atividade observada em eletromiografia de superfície (EMGs), maior simetria na marcha, aumento do peso suportado em membros inferiores e retorno da capacidade funcional em menor prazo de tempo (WERNIG et al., 1999; DIETZ, 1995).

Além dos benefícios do TLSP, a descoberta de uma estrutura neural hipotética capaz de gerar uma atividade neural rítmica, levando a um comportamento padrão de locomoção denominado como gerador de padrão central (GPC), ampliou o desenvolvimento de estudos de padrões de atividade locomotora (ROSSIGNOL et al., 2002; DIETZ e HARKEMA, 2005, LATASH, 2015).

Sabe-se que o GPC é subordinado aos comandos superiores (supraespinais) e influenciado pela interação com o ambiente através das aferências sensoriais (LATASH, 2015). Os estímulos sensoriais específicos associados com a locomoção são integrados e processados pelos circuitos medulares que integram o GPC para gerar troca de passos de forma coordenada (BARBEAU et al., 2003).

O controle neural da locomoção inclui, além das vias descendentes supraespinais, o nível de automatismo das redes da medula espinal, os estímulos sensoriais (Barbeau et al., 2003) importantes para a automaticidade da medula espinal, influenciando no circuito medular de locomoção (ROY et al., 2012). São incluídos como estímulos periféricos essenciais para garantir um treino de marcha eficiente, os seguintes aspectos: descarga de peso corporal, estímulos cutâneos, velocidade, cinemática e biomecânica dos movimentos na realização do TLSP (HARKEMA et al., 2011).

Em estudos que avaliaram a influência da descarga de peso e a variação da velocidade como estímulo sensorial durante o TLSP (HARKEMA, et al, 1997;

HARKEMA et al, 2004), os autores apontam que identificar os estímulos sensoriais críticos, que facilitam a efetividade da atividade locomotora em humanos, pode ser importante para a concepção de estratégias de reabilitação mais eficazes para a recuperação da marcha após uma lesão neurológica.

Considerando a importância dos estímulos sensoriais e o número reduzido de estudos em humanos que abordem a velocidade como variável, o presente estudo teve como objetivo avaliar a influência da variação de velocidade nas respostas motoras durante os ciclos da marcha de indivíduos com LM.

2. Objetivos

2.1. Objetivo Geral

Investigar o efeito da variação de velocidade sobre as respostas motoras de indivíduos com lesões medulares durante TLSP em esteira.

2.2. Objetivos Específicos

Avaliar e comparar a atividade muscular observada durante o TLSP em esteira de indivíduos com lesão medular completas com a atividade muscular de indivíduos sem lesão medular, submetidos ao mesmo protocolo em três velocidades diferentes.

3. Revisão da Literatura

3.1. Lesão Medular: prevalência, incidência e classificação.

A LM é definida pela American Spinal Injury Association (ASIA) como uma diminuição ou perda da função motora e/ou sensorial, devido a lesões dos elementos neurais dentro do canal medular, comprometendo a função da medula espinal em graus variados de extensão (MAYNARD et al.,1997). Pode ser considerada uma epidemia global, acometendo cerca de 2,5 milhões de pessoas em todo o mundo. De acordo com a National Spinal Cord Injury Statistical Center (2011), a estimativa de incidência global varia entre 10,4 a 83 casos por milhão de habitantes.

O número de casos de LM no Brasil é desconhecido, uma vez que os dados são escassos e pouco precisos a respeito da sua incidência e prevalência, considerando que a ocorrência dessa lesão não é sujeita à notificação (CAMPOS, et al, 2008). Estima-se que ocorram a cada ano no país, mais de 10 mil novos casos de lesão medular (MASINI; 2000). Dentre as possíveis etiologias, o trauma é a causa predominante, com aproximadamente 6 a 8 mil casos novos por ano, desses, cerca de 80% são homens e 60% se encontram entre os 10 e 30 anos de idade (D'ANDREA GREVE, et al, 1997).

Os danos neurológicos causados pela LM reduzem ou impossibilitam a passagem das informações do cérebro para abaixo do nível da lesão, sendo que o impacto da LM na função dependerá de fatores como nível, gravidade e extensão da lesão.

A classificação neurológica da LM é realizada através de exame internacional padronizado (Internacional Standards for the Neurological Classification of Spinal Cord Injury) elaborada pela ASIA em 1982 e revisada em 2011 (KIRSHBLUM et al, 2011).

A classificação é definida pelo nível neurológico, após teste de força muscular (pontuação de 0 a 5) dos miótomos (músculos chaves de membros superiores com inervação de C5 a T1 e membros inferiores com inervação de L2 a S1) e teste das sensibilidades superficial e discriminativa (pontuação

de 0 a 2) dos dermatômos de C2-S5. A lesão pode ser ainda clinicamente classificada de acordo com a deficiência como incompleta ou completa.

A lesão é considerada completa, grau de deficiência A, quando não há função motora ou sensitiva preservada nos segmentos sacrais 4 e 5 (S4-S5), considerada incompleta quando ocorre preservação parcial da função sensitiva e/ou motora caudal ao nível neurológico, incluindo os segmentos S4-S5, sendo classificada como B quando há função sensorial, porém não motora preservada abaixo do nível neurológico estendendo-se até os segmentos S4-S5, como C quando há função sensorial e motora preservadas abaixo do nível neurológico com os miótomos pontuados com grau de força inferior a 3 e como D quando há função sensorial e motora preservadas abaixo do nível neurológico sendo os miótomos pontuados com grau de força maior ou igual a 3 e como E quando as funções sensitivas e motoras não apresentam alterações (KIRSHBLUM et al, 2011).

Nas LM classificadas como completas, quando observados músculos chaves com força muscular, estes devem ser classificados e considerados como Zona de Preservação Parcial (ZPP).

Essa classificação é fundamental para melhor compreensão dos possíveis comprometimentos no pós-lesão e para caracterizar a amostra de um estudo, uma vez que a LM é considerada uma desordem heterogênea (STEEVES, 2007; KIRSHBLUM et al, 2011).

3.2. Alteração da Locomoção pós-Lesão Medular

Os comprometimentos após a LM estão diretamente relacionados ao nível e extensão da lesão, além de fatores como comorbidades associadas, idade, tempo de lesão, estado de saúde pré-lesão, entre outros. Esses fatores vão definir o nível de funcionalidade dos indivíduos e a locomoção está dentre as funções mais importantes nas atividades de vida diária (LAPOINTE et al, 2001).

____ A LM frequentemente resulta em paralisia, com uma dependência subsequente no uso de cadeira de rodas para a mobilidade. Sendo assim, a recuperação da marcha é um dos objetivos mais relevantes para todos os

pacientes que sofrem de uma LM (LAPOINTE et al, 2001). Dependendo do tipo de lesão e dos programas de reabilitação alguns dos pacientes podem recuperar alguma capacidade de marcha (WATERS et al, 1994).

A perda de habilidades motoras como ficar em pé e andar nos humanos após uma lesão neurológica tem sido atribuída à dominância do segmento supraespinal do sistema nervoso central (SNC) sobre os mecanismos espinais no controle da locomoção (FOUAD; PEARSON, 2004; MULROY et al, 2003). Alterações de recrutamento muscular, na cinemática, no controle postural e na biomecânica do movimento, são exemplos de deficiência de controle motor na locomoção de indivíduos com LM.

Pessoas com LM incompletas apresentam maior potencial para recuperar a marcha, sendo que muitos alcançam um padrão de marcha com déficits importantes na biomecânica e na cinemática, muitas vezes com dependência de auxiliares de marcha ou órteses (HARKEMA et al, 2012). Para os indivíduos clinicamente classificados como LM completas ou lesões severamente incompletas, a locomoção tem sido inatingível, até o momento. Nas LM completas, além da ausência da passagem das informações eferentes das estruturas supraespinais para os órgãos efetores, ocorre a perda transmissão das aferências sensoriais, proprioceptiva, tátil superficial e profunda, térmica, nociceptiva e discriminativa, ou seja, o *feedback* sensorial para as estruturas supraespinais, impossibilitando o controle voluntário do mecanismo da marcha (HARKEMA, 2008).

Em estudo de Kirshblum e colaboradores (2007), sobre aspectos da reabilitação após a fase aguda da lesão, cerca de 46% das pessoas que apresentam tetraplegias incompletas recuperam a marcha comunitária e 14% a marcha domiciliar, ao passo que 76% das pessoas que apresentam uma paraplegia incompleta e apenas 5% das paraplegias completas recuperam a marcha comunitária. É importante compreender os aspectos que envolvem possíveis prognósticos, bem como a complexidade, os componentes e os tipos de locomoção.

Alguns estudos mostram respostas de ativações motoras e respostas às aferências sensoriais em indivíduos com lesões completas durante os treinos de

marcha assistidos em esteira com suporte de peso corporal. Estes achados confirmam a manutenção das funções dos circuitos internos da medula, localizados abaixo do nível da lesão, evidenciando a ativação do GPC de marcha (HARKEMA et al, 1997; HARKEMA et al, 2008; DIETZ e HARKEMA, 2004, LATASH, 2015).

Contudo, os resultados até o momento evidenciam que a locomoção espinal induzida difere da marcha voluntária. Não se sabe se as redes neuronais lombosacrais (localização dos GPC), na ausência de entrada do encéfalo, poderiam sustentar locomoção com descarga de peso completa que se assemelha a marcha sem comprometimento neurológico (COURTINE et al, 2009).

Em resumo, os indivíduos com lesões medulares completas apresentam prognóstico reduzido no retorno da marcha funcional e independente, dependente da zona de preservação abaixo do nível funcional da lesão (ASIA). Em indivíduos com lesões incompletas o prognóstico é melhor, contudo apresentam disfunções no ciclo da marcha, o que afeta diretamente a qualidade e a independência da função do andar.

3.3. Controle Neural da Locomoção

O estímulo descendente supraespinal é considerado como primeiro responsável pela ativação dos motoneurônios dos membros inferiores em humanos. De acordo com Roy e colaboradores (2012), o início de um movimento, mesmo dos mais automáticos como dar passos, é desencadeado por um evento consciente no córtex motor. O sistema supraespinal pode modular diferentes grupos musculares, como por exemplo, extensores versus flexores durante o passo, usando funções de transmissão para cronometrar sua entrada próxima a fase do ciclo do passo.

A locomoção representa a interação entre o padrão inato e uma modulação adequada de ativação muscular nos membros inferiores que se adaptam continuamente as necessidades presentes, por exemplo, as condições do solo.

O *feedback* sensorial e os requisitos específicos do contexto da tarefa motora vão determinar o modo de organização das sinergias musculares. Além disso, o controle supraespinal é necessário para fornecer a unidade de locomoção, bem como a coordenação de interagir com o ambiente complexo. Portanto, a ação corticoespinal no controle de marcha em humanos é considerada fase dependente (ROSSIGNOL, et al, 2006; SCHUBERT, et al, 1997).

Tão importante quanto o controle supraespinal da marcha está a participação dos circuitos neurais medulares, responsáveis pela automatização e adequação das eferências de acordo com as aferências recebidas ao longo da atividade do andar. Tais circuitos foram definidos pela primeira vez em 1985 pelo pesquisador Grillner, que os denominou como circuitos medulares GPC.

A GPC é um circuito medular que ampliou a importância do conceito do automatismo, que é a capacidade do circuito neural da medula em interpretar a informação sensorial complexa e tomar decisões apropriadas de gerar o controle postural bem-sucedido e tarefas locomotoras (EDGERTON, 2004). Contudo, sem a aferência sensorial para promover informações chaves sobre o ambiente externo, a função do GPC torna-se limitada (GRILLNER, 1985). O GPC é composto por um complexo mecanismo de redes neurais da medula lombosacral que interagem com o supraespinal, propioespinal e estímulos aferentes para gerar uma locomoção de sucesso. Há evidências experimentais e clínicas de que o GPC apresenta a capacidade de ativar um padrão motor oscilatório similar à locomoção, mesmo sem conexão com as estruturas supraespinais ou estímulos aferentes (LATASH, 2015).

Em animais e seres humanos, o TL pode promover a reorganização neuronal funcional. Um grande impulso à reorganização neuronal após o TL é o reforço da atividade dependente de *feedback* sensorial que pode ajustar a operação do GPC (RAINETEAU et al, 2001; ROSSIGNOL et al, 2008; MARKIN et al, 2010). Experimentos que foram realizados em indivíduos com LM incompleta mostram um sistema locomotor espinal com uma influência reduzida de entrada supraespinal. Já estudos em indivíduos com LM completa mostraram que funcionalmente isolada, a medula espinal humana tem propriedades de

automaticidade. Tal automaticidade inclui a atividade oscilatória como a locomoção, neuromodulação para descarga de peso e outras modulações para as entradas aferentes para os circuitos intramedulares. Esses circuitos, por sua vez, controlam a coordenação entre os membros, coordenação entre a ativação de músculos de flexores e extensores de uma perna, o controle de velocidade, da direção do passo e o controle de equilíbrio durante a locomoção (BEHRMAN et al 2005; DOBKIN, et al, 2006; FIELD-FOTE; TEPAVAC, 2002; FORREST et al, 2008;).

Seguindo a premissa de que os circuitos da medula espinal podem reproduzir uma tarefa que é treinada, bem como perder a habilidade de reproduzir tarefas que não forem praticadas, o TLSP em indivíduos com LM tem sido uma excelente ferramenta de prática de tarefa específica, de forma viável e segura ao indivíduo (WERNIG et al, 1998).

3.4. Treino Locomotor: definições, características e especificidades da técnica.

A neuroreabilitação moderna já não visa simplesmente compensar a deficiência em indivíduos com LM, ao contrário, tem como objetivo recuperar a capacidade funcional locomotora, explorando a plasticidade neural e/ou reparação neural (HARKEMA et al, 2011).

O conceito de neuroplasticidade dependente da atividade envolvendo treinos específicos ou voltados a tarefa visando a recuperação de tarefas motoras em pessoas com lesões neurológicas. A utilização desse termo ganhou um grande destaque nas últimas décadas, ainda que estudos publicados sobre o conceito apresentem divergências entre definições e terminologias apropriadas. Os termos treino específico a tarefa ou treino orientado a tarefa são empregados quando intervenções são estudadas em pessoas com lesões encefálicas, tanto adultos quanto crianças. Por outro lado, estudiosos de programas de reabilitação para pessoas com LM empregaram o termo Terapias baseadas em Atividade, em inglês Activity-based Therapy (ABT) para definir um programa de intervenções para essa população considerando o conceito de neuroplasticidade dependente da atividade (FIELD-FOTE; 2014).

Em estudos recentes que envolvem o conceito ABT e o seu uso como terapias baseadas em evidências, o TLSP está entre as atividades mais reconhecidas e estudadas como ferramenta na recuperação da LM (HARKEMA et al, 2011; BEHRMAN et al 2005).

Quanto mais compreendem-se os fundamentos dos circuitos internos da medula, melhor são escolhidas as intervenções específicas para trabalhar na recuperação de pessoas com LM, uma vez que propriedades específicas dessa rede neural e sua interação com os estímulos aferentes são críticos para a locomoção.

O TLSP tem como objetivo primário promover estímulos sensoriais adequados para treinar novamente o padrão de ativação neural que vai resultar em uma postura, ortostatismo e marcha efetivos.

Há algumas décadas, estudos com animais submetidos a protocolos laboratoriais de LM, tem mostrado que o TLSP melhora a capacidade locomotora, induz a recuperação espontânea, melhora a habilidade de descarga de peso completa de forma mais prolongada, sendo que tais melhoras na locomoção podem persistir até seis semanas após o final do treino (LOVELY et al, 1986; DE LEON et al, 1999).

Diversos autores dedicaram-se a investigar o do TLSP como estratégia de intervenção em animais quanto a ativação de GPC na medula espinal a fim de produzir movimento rítmicos, a partir de estímulos sensoriais. O objetivo desses estudos é promover a recuperação da habilidade locomotora em animais submetidos a LM completas e incompletas, bem como influenciar nos aspectos neurofisiológicos da plasticidade do SN em disfunção (GRILLNER e ROSSIGNOL, 1978; BARRIÈRE et al, 2008; GRILLNER, 2003; ANDRADE et al, 2010).

Harkema et al (2011) explicam que a plasticidade dependente de atividade é um termo utilizado pela literatura científica que indica mudanças nos sistemas nervoso e muscular que são dirigidos por atividades repetitivas. Nesse contexto, o TL é baseado em plasticidade dependente de atividade e dirigido por treino específico à tarefa, repetitivo e com estímulos sensoriais para a circuitaria espinal em todo o neuroeixo. Portanto, o TLSP é uma intervenção que promove

recuperação da marcha e outras funções motoras valendo-se dos mecanismos neurais intrínsecos do SN para promover uma eferência locomotora efetiva.

Edgerton et al (1991) sugeriram que a plasticidade no circuito neural da medula espinal é dependente do fornecimento do estímulo sensorial específico associado com o desempenho de uma tarefa motora, além da prática repetitiva dessa tarefa. Portanto, se a medula espinal humana pode reproduzir, respondendo a estímulos sensoriais específicos relacionados à locomoção, a compreensão destes mecanismos pode levar a novas abordagens para a reabilitação de marcha após a lesão neurológica.

Atualmente, são aplicados e estudados diferentes tipos de TL, como por exemplo, TL sem suporte do peso corporal no solo ou em esteira, com suporte corporal (TLSP) no solo ou em esteira, TL ou TLSP com associação de eletro estimulação funcional (FES), TLSP com assistência robótica. Um estudo aleatorizado controlado relatou que TLSP com assistência robótica (Lokomat®) para pacientes com LM, exigiu menor trabalho físico para os profissionais quando comparado com os TL no solo e com TLSP na esteira. Contudo, não houve diferença significativa encontrada na efetividade para os pacientes (HORNBY, et al, 2005).

Resultados de estudos recentes mostram que ambos os TLSP, solo ou esteira, promovem melhoras na habilidade da marcha no solo, tanto em lesões em estágios subagudos (semanas-meses pós-lesão) e crônicos (mais de 1 ano pós LM) (HICKS et al, 2005; NOOIJEN et al, 2009). De acordo com a revisão de Smith e Knikou (2016), o TL quando aplicado em pessoas com LM classificadas clinicamente como completas, motora completas e incompletas induz a reorganização da rede neuronal espinal que coincide com melhora na atividade motora e pode promover a diminuição do fenômeno patofisiológico da síndrome da espasticidade.

O TLSP em esteira tornou-se uma das intervenções mais populares em pessoas com LM, pois permite que esses indivíduos andem com um padrão de marcha próximo ao normal (SENTHILVELKUMAR et al, 2014), com alívio do peso corporal, facilitando a assistência manual dos profissionais e garantindo a segurança do treino (ambiente controlado). Além disso, a velocidade constante

produzida pela esteira ajuda a enfatizar a ritmicidade dos movimentos voluntários e trabalhar com a cinemática adequada as fases da marcha (HICKS et al, 2005; ALEXEEVA et al, 2011).

Em lesões classificadas como completas, excluindo as eferências supraespinais para os circuitos medulares, uma resposta efetiva no treino de marcha pode ser observada, mas essa resposta não se traduz na função do andar no solo. No entanto, quando alguma entrada descendente está disponível e as redes sensório-motoras dentro da medula espinal recebem aferências através do TL, os ganhos podem ocorrer e exceder os observados durante a recuperação espontânea ou com terapia convencional (HARKEMA, 2008). Assim, pode-se inferir que, alguma passagem de informação pelo sistema supra-espinal é necessária para que o TL possa resultar na recuperação da função do andar.

Para realização do TLSP em esteira devem ser considerados questões importantes sobre a técnica, os profissionais, os equipamentos e o paciente. Até quatro profissionais podem estar envolvidos durante o TLSP em esteira, sendo necessário um auxiliar para estabilizar o quadril, um profissional em cada perna para assistir o movimento das fases da marcha e uma quarta pessoa no controle do equipamento de suspensão e do painel da esteira, se necessário (Fig 1) (GALVEZ et al, 2007). Por esse motivo, o TLSP na esteira é mais trabalhoso do que a TL convencional no solo. Por outro lado, como TLSP na esteira é realizado numa configuração estacionária de maneira bem definida, pode ser mais facilmente automatizado do que o TL no solo e essa facilidade pode otimizar o treino e aumentar o tempo de terapia.

Figura 1. Ilustração da posição dos profissionais envolvidos no TLSP em esteira.

Os estudos que utilizam o TLSP em esteira citados nesse projeto não descrevem aspectos específicos sobre as técnicas utilizadas e a formação dos profissionais quanto ao TL. Contudo, Harkema e colaboradores (2011 e 2012), considerando as evidências científicas sobre o assunto, explicam os aspectos importantes para alcançar bons resultados no programa de TL com pessoas com LM e organizaram essas informações em princípios. Os princípios fundamentais que direcionam o TL são construídos sobre a premissa de fornecer pistas sensoriais adequadas para redes espinais que estão envolvidas na função do andar, na prática repetitiva e integrando a nova capacidade e recuperação para alcançar objetivos funcionais. Dessa forma, esse treino pode potencializar a entrada sensorial relacionada ao andar e o desenvolvimento de padrões neurais para a locomoção, minimizando estratégias de compensação.

Os princípios envolvidos na execução da técnica são: o aumento da descarga de peso em membros inferiores, aumento das pistas e estímulos sensoriais, melhora na cinemática do movimento e redução das estratégias de compensação (Quadro 1). A informação específica a ser fornecida deve ser consistente com os movimentos e com a postura que identifica a tarefa de andar. Tanto quanto possível, o treinamento deve "treinar como você anda" (HARKEMA, et al, 2011).

Dentro desses conceitos, estudos prévios mostraram que potencializar os estímulos sensoriais durante o TL através do aumento da descarga de peso e estímulos cutâneos realizados manualmente, ou uso de FES nos músculos no exato momento de ativação de acordo com o ciclo da marcha, podem influenciar

nas respostas motoras observadas em animais e humanos (BERES-JONES e HARKEMA, 2004; ROSSIGNOL, 2000; ZEHR et al, 1997).

Quadro 1. Descrição dos quatro princípios do TL.

Maximizar descarga de peso em membros inferiores	Otimizar estímulos sensoriais chaves específicos a tarefa	Otimizar Cinemática para cada Tarefa Motora	Maximizar estratégias de recuperação e minimizar a de compensação
<ul style="list-style-type: none"> • Reduzir porcentagem de suspensão • Reduzir apoio dos membros superiores 	<ul style="list-style-type: none"> • Estímulos cutâneos • Velocidade 	<ul style="list-style-type: none"> • Alinhamento • Postura • Posicionamento articular 	<ul style="list-style-type: none"> • Movimentos incorretos • Posturas inadequadas

Fonte: *Locomotor Training. Principles and Practice*. Susan J. Harkema, Andrea L. Behrman, Hugues Barbeau Oxford University Press, 2011

Além das aferências citadas, a velocidade é considerada um estímulo sensorial importante nas respostas motoras. Estudos com animais espinalizados mostraram uma adaptação da resposta motora de locomoção ao estímulo de velocidade imposto durante o TL (ROY, et al, 1991; LEON, et al, 1998). Resultados similares foram observados em humanos em diferentes velocidades durante o TL (DIETZ, et al, 1994; ANDERSSON, et al, 1997). Com objetivo de melhor compreender esse fenômeno, os pesquisadores Beres-Jones e Harkema (2004), realizaram um estudo com oito sujeitos com LM, classificadas como completa (AIS A) e incompletas (AIS C e D) durante o TLSP em 2 velocidades diferentes e observaram alterações nas respostas de atividade elétrica muscular, considerando amplitude e duração de *bursts* do sinal de EMG, nos músculos de membros inferiores.

Tais evidências reforçam a importância dos estímulos sensoriais oferecidos durante o TLSP. O conhecimento das evidências científicas apresentadas existentes, bem como a experiência prática dos profissionais envolvidos durante o TLSP é de total importância para promover um treinamento o mais próximo possível do “andar típico” e atingir respostas motoras eficazes para o processo de recuperação.

4. Justificativa

Com o crescente aumento da utilização do TL como atividade e a popularização do uso do TLSP em esteira como estratégia de intervenção com objetivo de estimular o sistema nervoso abaixo do nível da lesão e promover recuperação da função do andar e/ou benefícios secundários a saúde, surge a necessidade de compreender os aspectos que envolvem o controle motor dessa atividade, bem como os fatores que podem influenciar o treino.

Sabe-se que segmentos supraespinais são de extrema importância no controle motor da marcha, contudo, cada vez mais estudos encontram respostas motoras em animais e humanos com ausência ou redução da conexão supraespinal ao longo do neuroeixo, evidenciando a ação e manutenção de função pelos GPC's. O padrão dos movimentos observados mostra uma resposta automatizada que utiliza de um sistema de retroalimentação e modulação através entradas sensoriais.

Dentre os estímulos sensoriais importantes na manutenção e na modulação dessa resposta automatizada estão a reprodução de parâmetros de velocidade e cinemática dos movimentos que compõem as fases da marcha mais próximos aos padrões típicos da marcha humana. Nesse contexto, torna-se necessária a análise de tais estímulos no desempenho motor de indivíduos com LM para melhor compreensão da influência da velocidade na marcha com suspensão parcial do peso corporal em esteira, considerando o potencial da atividade como intervenção de recuperação neuromotora para essa população.

5. Método

5.1. Local

O presente projeto de pesquisa foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo com uma parceria entre os laboratórios de Comportamento Motor e Biomecânica. Os sujeitos e os profissionais foram recrutados no centro privado de reabilitação especializado em recuperação neuromotora por terapias baseadas em atividade, Acreditando – Centro de Recuperação Neuromotora, Saúde e Bem Estar Ltda., localizado em São Paulo. O projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da USP, com número CAAE 54939816.2.0000.5391 (Anexo 1). Todas as diretrizes éticas foram respeitadas durante a realização do estudo.

5.2. Amostra

5.2.1. Tamanho da amostra

Participaram do estudo 20 sujeitos sem lesão medular, considerados como grupo Controle (GC) e 20 sujeitos com diagnóstico médico de lesão medular, nomeado grupo Lesão Medular (GLM). Os sujeitos com diagnóstico de LM foram avaliados e classificados de acordo com nível neurológico e grau de deficiência, em LM completa AIS A (LM classificadas como completas dos aspectos motor e sensorial), LM incompletas AIS B (LM classificadas como completas do aspecto motor e incompleta do aspecto sensorial), AIS C e D (LM classificadas como incompletas dos aspectos motor e sensorial).

Para composição da amostra dois aspectos foram considerados: a constituição dos grupos dos estudos existentes na literatura e a inviabilidade de realizar o cálculo amostral, considerando as especificidades da população estudada e da atividade proposta. Dentre os estudos que utilizaram análise eletromiográfica em indivíduos com LM completa durante TLSP, observa-se

tamanho amostral de cinco sujeitos (HARKEMA et al., 2004) e 9 sujeitos (LÜNENBURGER et al., 2006).

5.2.2. Critérios de inclusão

Para composição do GC foram recrutados indivíduos saudáveis, sem lesão, fisicamente ativos.

Para composição do GLM, foram recrutados indivíduos que preencheram os seguintes critérios: diagnóstico de LM classificada como completa, fase crônica (>1 ano de lesão), considerando os níveis neurológicos cervicais e torácicos (C2-T12), independentemente da etiologia da lesão, não deambular no solo de forma independente ou com uso de auxiliares de marcha e familiarizados com o TLSP em esteira.

Foram incluídos sujeitos que não apresentaram espasticidade com pontuação maior que 2 (aumento do tônus muscular na maior parte da ADM, mas possível realizar movimentação passiva ao longo da ADM completa) de acordo com escala Ashworth modificada (BOHANNON; SMITH, 1987), comorbidades associadas que limitem a participação no teste, como por exemplo, limitações musculo-esqueléticas (encurtamento e deformidades que limitem a amplitude de movimento de quadril, joelho e tornozelo), alterações cardiovasculares, intolerância ao uso do colete de suspensão ou lesões na pele que inviabilizam a assistência do profissional nos membros inferiores.

Para participar dos testes, todos os sujeitos apresentaram liberação médica para realização TLSP em esteira, bem como termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2) para participação no estudo.

5.2.3. Critérios de exclusão

A exclusão de sujeitos poderia ocorrer durante as coletas nas situações de lesões de pele causadas pelo aparato experimental ou assistência manual, episódios de incontinência urinária ou fecal, episódios de disreflexia autonômica ou hipotensão ortostática (devidamente identificadas por aferição da pressão

arterial) ou por solicitação explícita de interrupção do teste por parte do voluntário, independente do motivo.

5.3. Profissionais

Participaram das coletas profissionais da reabilitação especialistas em ABTs (fisioterapeutas e profissionais de educação física) com treinamento prévio na técnica e experiência teórica e prática nos procedimentos e nos princípios envolvidos no TLSP em esteira. Um profissional habilitado foi responsável pela realização da classificação da LM quanto a deficiência e nível neurológico, dos sujeitos do GLM, de acordo com o exame internacional padronizado Internacional Standards for the Neurological Classification of Spinal Cord Injury (KIRSHBLUM et al, 2011).

5.4. Delineamento Experimental

Estudo transversal de casos-controles envolvendo sujeitos com e sem LM divididos em dois grupos. Durante o TLSP, ambos os grupos foram submetidos ao mesmo protocolo, com suspensão do peso corporal, duração total do treino e velocidades pré-definidas.

O projeto de mestrado em questão faz parte de um projeto amplo que envolve análise biomecânica de marcha em protocolo de TLSP em esteira instrumentada relacionando diferentes aspectos da população com LM e de sujeitos sem LM com protocolo de TLSP em esteira.

5.5. Materiais

O TLSP em esteira foi realizado em sistema de suspensão motorizado portátil da Cajumoro associado ao equipamento de esteira rolante da Movement Technology E730. Para pesagem dos voluntários foram utilizadas duas balanças industriais digitais portáteis modelo de gancho de suspensão com capacidade de 300Kg cada da WeiHeng que foram acopladas ao sistema de suspensão. Os dados de EMG foram coletados utilizando equipamento da Noraxon DTS. Para

análise cinemática foram utilizadas 7 centrais inerciais NORAXON MYOMOTION Research. Os dados cinemáticos e eletromiográficos foram sincronizados através do Software MR3 (versão 3.4).

5.6. Procedimentos

5.6.1. Procedimentos de preparação

Foram realizadas duas coletas piloto para avaliar a viabilidade do método proposto em relação aos seguintes aspectos:

- a) Logística de preparação do voluntário para a coleta de dados, sabendo que se trata de uma população com graves restrições de mobilidade.
- b) Segurança e conforto dos voluntários durante a preparação e execução das coletas.
- c) Interferência do aparato de suspensão (colete e suspensor) na aquisição de dados.

A partir desses testes preliminares, foi possível estabelecer um protocolo específico para preparação dos voluntários com LM. A sequência foi elaborada considerando as transferências do voluntário e a mudanças de decúbitos na maca, a fim de evitar a perda ou deslocamento dos eletrodos, sem comprometer a segurança dos procedimentos.

Sequência de preparação do voluntário:

- 1) Transferência do voluntário da cadeira de rodas para a maca;
- 2) Com voluntário em decúbito dorsal, foi realizada a marcação dos pontos indicados pela SENIAM (2010), seguida da tricotomia, abrasão por lixa fina, assepsia e fixação dos eletrodos de superfície ativos nos pontos dos músculos VL e TA, bilateralmente (Fig 2 - A);
- 3) Passagem de decúbito dorsal para ventral, com quantidade de auxílio dependente do nível de lesão de cada voluntário;

- 4) Com voluntário em decúbito ventral, marcação dos pontos indicados pela SENIAM (2010), BF, e GL, tricotomia, abrasão por lixa fina, assepsia e fixação dos eletrodos de superfície ativos nos pontos desses músculos (Fig 2 - B);
- 5) Passagem de decúbito ventral para dorsal e posicionamento do voluntário sobre o colete.
- 6) Posicionamento e afivelamento do colete utilizado pelo sistema de suspensão (Fig 2 - C);
- 7) Suspensão do voluntário, fixação das centrais inerciais nos pontos anatômicos: sacro (promontório), fêmur direito, tíbia direita, pé direito, fêmur esquerdo, tíbia esquerda, pé esquerdo; calibragem inicial do sistema de análise cinemática (Myomotion); pesagem e cálculo do valor correspondente a 80% do peso corporal (Fig 2 - D e E);
- 8) Acoplamento do sistema à esteira; sistema de análise cinemática (Fig 3)
- 9) Com voluntário já posicionado na esteira: ajuste do sistema de suspensão em 80% do peso corporal e recalibração do sistema Myomotion.
- 10) Foram realizadas as orientações iniciais aos sujeitos sobre como interromper o TLSP se necessário, funcionamento dos equipamentos, posicionamento do colete, eletrodos e centrais inerciais.

Figura 2. Sequência de preparação do voluntário.

Figura 3. Posicionamento do voluntário no sistema de suspensão

5.6.2. Experimento

Foi realizado um teste por sujeito, sendo que os indivíduos com LM já eram familiarizados ao protocolo e os indivíduos controle passaram por um bloco prévio de familiarização ao TLSP em esteira.

Cada teste foi realizado por um grupo de cinco profissionais pré-selecionados. O primeiro profissional ficou responsável pelo manejo do computador e controle do programa de captação dos dados. O segundo, pelo controle da esteira, suspensor e observação dos dinamômetros de suspensão. Os demais profissionais participaram do protocolo de TLSP. O posicionamento desses profissionais foi pré-definido e mantido ao longo da coleta de cada sujeito para evitar possível heterogeneidade nos dados coletados. Os profissionais foram distribuídos da seguinte forma: profissionais A e B foram responsáveis por realizar a assistência manual dos movimentos em membros inferiores ao longo dos ciclos da marcha, respeitando as orientações de posicionamento e princípios do TLSP e o profissional C responsável por estabilizar o quadril, realizar os comandos verbais e checar as necessidades de orientações e correções ao longo do TLSP (Fig. 4).

Figura 4. Posicionamento dos profissionais durante o experimento de TLSP em esteira.

A suspensão parcial de peso corporal utilizada foi pré-definida em 80% do peso total (peso corporal mais aparatos), a fim de permitir a realização do ciclo de marcha em segurança. Os dados da suspensão parcial do peso corporal foram registrados.

As coletas tiveram duração total de 6 minutos, sendo o minuto inicial para preparação e orientações. Os blocos seguintes tiveram duração de 1 minuto e foram realizados nas seguintes velocidades: 2,0 km/h, 3km/h e 4km/h. As velocidades foram previamente randomizadas. O sujeito e os profissionais envolvidos no procedimento do TLSP eram cegos as velocidades. A coleta dos dados foi realizada nos 30 segundos finais de cada bloco.

Entre cada bloco foi realizado uma pausa de 1 minuto. Durante a pausa, os profissionais A e B realizavam a checagem o posicionamento do colete, do sujeito, dos eletrodos e sensores com a finalidade de evitar possíveis lesões cutâneas e prejuízos na coleta de dados (Fig 5).

Figura 5: A figura representa o fluxograma da coleta do TLSP, com descrição da avaliação e coleta (blocos e intervalos), em ambos os grupos.

5.7. Medidas e Avaliações

5.7.1. Anamnese

Foi realizada uma anamnese (Anexo 3) para obtenção dos dados: idade, peso e altura para ambos os grupos e tempo de lesão para o grupo LM. Além disso, com a finalidade de caracterizar a amostra e considerar os critérios de inclusão, os sujeitos do grupo LM foram classificados quanto aos aspectos: classificação da lesão, nível neurológico, acordo com a escala internacional ASIA, espasticidade dos grupos musculares extensores e flexores de joelho e quadril bilateralmente, por meio da escala de Ashworth modificada (Anexo 4).

5.7.2. Eletromiografia de superfície

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do Sistema Desktop Direct Transmission System (DTS) composto pelo módulo de aquisição de dados USB Desktop Receiver, que possui um conversor Analógico/Digital (A/D) de 16 bits acoplado em seu interior, e pelo programa Myoresearch, com frequência de amostragem de 3000 Hz. Foram avaliados os músculos: vasto lateral direito (VLD), vasto lateral esquerdo (VLE), bíceps femoral direito (BFD), bíceps femoral esquerdo (BFE), tibial anterior direito

(TAD), tibial anterior esquerdo (TAE), gastrocnêmio lateral direito (GLD) e gastrocnêmio lateral esquerdo (GLE).

Foram utilizados eletrodos de superfície ativos Meditrace 200 (Kendall), sendo que a distância entre o centro dos dois eletrodos foi fixada em 20mm. A localização dos eletrodos foi realizada com base nas indicações do SENIAM (2010).

Para posicionamento correto dos eletrodos, redução da impedância da pele e melhor aquisição do sinal, foi realizado a tricotomia, abrasão por lixa fina, para remoção da camada sebácea da pele, e a assepsia. Em seguida, os eletrodos foram acoplados sobre a pele.

Os dados foram registrados no software MR3 (versão 3.4) e os valores obtidos a partir da eletromiografia serão normalizados pela própria tarefa de marcha.

A aquisição foi feita com taxa de amostragem de 1500 Hz durante 30 segundos de marcha. Para filtragem do sinal no Software Matlab R2016a (Mathworks) foi utilizado filtro Butterworth de quarta ordem, 10 - 500 Hz, com valores root mean square (RMS) normalizados pela própria tarefa.

5.7.3. Cinemetria

Para caracterizar o padrão de movimento de membros inferiores durante a marcha, as variáveis cinemáticas foram obtidas utilizando 7 centrais inerciais NORAXON MYOMOTION Research com frequência de amostragem 200 Hz. Estas unidades inerciais registram as coordenadas espaciais tridimensionais dos segmentos anatômicos predeterminados, minimizando assim os erros de digitalização. As unidades inerciais foram posicionadas nos pontos: sacro (promontório), fêmur direito e esquerdo, tibia direita e esquerda, pé direito e esquerdo (BALASUBRAMANIAN, 2013). O software MR3 (versão. 3.4) realizou a captação de sinais para reconstrução tridimensional das coordenadas de cada ponto, e cálculo dos centros articulares e dos ângulos 3D para os segmentos.

Os dados de *foot switch* virtual fornecidos pelo software não puderam ser aproveitados, devido provavelmente a uma perda da precisão do equipamento

quando utilizado na esteira. Dessa forma, para obtenção das informações sobre os ciclos de passo os dados dos ângulos *pitch*, *roll* e *yaw* fornecidos pela central inercial do pé foram processados Software Matlab R2016a (Mathworks) no qual o corte de cada ciclo foi realizado visualmente a partir dos gráficos de deslocamento angular.

Para análise do ciclo do passo, a fase de apoio foi dividida em 3 terços, definidos como fases 1, 2 e 3, considerando membro inferior direito. Para análise da fase de balanço foram considerados os 3 terços do membro inferior contralateral, definidos como fases 4, 5 e 6.

5.8. Análise dos Dados

A análise estatística foi feita no Software SPSS Statistics (64 Bit) 20. Os dados de caracterização amostral foram analisados descritivamente por meio de média e desvio padrão.

A análise foi realizada em 6 fases do ciclo da marcha. As fases 1, 2 e 3 representaram a fase de apoio. Para análise da fase de apoio foram considerados os dados do membro inferior direito (músculos VLD, BFD, TAD e GLD). As fases 4, 5 e 6 representaram a fase de balanço. Para análise da fase de balanço foram considerados os dados do membro inferior esquerdo (músculos VLE, BFE, TAE e GLE). Os dados de atividade muscular e tempo de passo e passada foram analisados nas 3 velocidades, 2km/h (V2), 3km/h (V3) e 4 km/h (V4). O pico de ativação foi determinado pelo pico de atividade elétrica do músculo e o momento de pico foi determinado pelo instante em que ocorreu o pico de atividade elétrica muscular.

A atividade elétrica dos músculos e as variáveis temporais de passo analisadas foram comparadas entre grupos, velocidades e lados do corpo por meio de análise de variância múltipla (MANOVA). Para comparação post hoc dos pares de médias de variáveis foi utilizado o teste de Tukey. O tamanho de efeito (effect size - ES) foi calculado em todas as situações. O nível de significância adotado foi de 0,05.

6. Resultados

6.1. Sujeitos

Foram avaliados 20 sujeitos do GC e 20 sujeitos do GLM. No GLM foram excluídos 7 sujeitos que foram classificados como AIS B (3 sujeitos) e AIS C ou D (4 sujeitos), totalizando 13 sujeitos no GLM (Fig 6). Nenhum sujeito foi excluído da amostra durante o experimento. Todas as coletas foram realizadas sem interrupção. As características da amostra estão representadas na tabela 1.

Figura 6: Fluxograma do recrutamento dos sujeitos e a divisão de grupos.

Legenda: LM: lesão medular; n: número amostral; GC- grupo controle, GLM- grupo lesão medular, ASIA: American Spinal Injury Association.

Tabela 1. Caracterização da amostra

Grupo	Total	C2-C7	T1-T12	Espasticidade pontuação máxima	Idade: média (d.p.)
GLM	13	5	8	1+	37.5 (9.8)
GC	20	-	-	—	33 (1.2)

Legenda: GLM – grupo com lesão medular, GC – grupo sem lesão medular, d.p. – desvio padrão.

6.2. Atividade elétrica muscular

A atividade elétrica muscular foi comparada entre os grupos, velocidades e suas interações por meio de análise de variância múltipla (MANOVA). Considerando os músculos avaliados em ambos os grupos, a atividade elétrica foi afetada pelo grupo ($F=112$; $p<0,001$; $\eta^2=0,82$; $ES=1,0$), velocidade ($F=10,4$; $p<0,001$; $\eta^2=0,29$; $ES=1,0$), pela interação do grupo e velocidade ($F=10,1$; $p<0,001$; $\eta^2=0,28$; $ES=1,0$).

6.3. Atividade elétrica muscular na fase de apoio

6.3.1. Fator grupo

O fator grupo afetou a atividade elétrica, na fase 1, dos músculos VLD ($F=13,6$; $p<0,001$; $\eta^2=0,01$; $ES=0,96$), BFD ($F=12,42$; $p<0,001$; $\eta^2=0,09$; $ES=0,94$), TAD ($F=64,54$; $p<0,001$; $\eta^2=0,013$; $ES=1,0$) e GLD ($F=817,82$; $p<0,001$; $\eta^2=0,33$; $ES=1,0$). Na fase 2 afetou a atividade dos músculos VLD ($F=16,25$; $p<0,001$; $\eta^2=0,012$; $ES=0,98$), BFD ($F=19,47$; $p<0,001$; $\eta^2=0,014$; $ES=0,99$), TAD ($F=69,74$; $p<0,001$; $\eta^2=0,048$; $ES=1,0$) e GLD ($F=696,18$; $p<0,001$; $\eta^2=0,33$; $ES=1,0$). Na fase 3 dos músculos VLD ($F=8,26$; $p<0,004$; $\eta^2=0,006$; $ES=0,82$), BFD ($F=13,23$; $p<0,009$; $\eta^2=0,009$; $ES=0,95$), TAD ($F=75,73$; $p<0,001$; $\eta^2=0,052$; $ES=1,0$) e GLD ($F=903,12$; $p<0,001$; $\eta^2=0,393$; $ES=1,0$).

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre os grupos indicaram que a atividade elétrica foi maior no GLM nos músculos: VLD e BFD ($p<0,001$) e foi maior no GC nos músculos: TAD e GLD ($p<0,001$).

O fator grupo afetou o pico de atividade no apoio nos músculos VLD ($F=14,07$; $p<0,001$; $\eta^2=0,10$; $ES=0,97$), BFD ($F=19,96$; $p<0,001$; $\eta^2=0,014$; $ES=0,99$), TAD ($F=91,74$; $p<0,001$; $\eta^2=0,062$; $ES=1,0$) e GLD ($F=620,30$; $p<0,001$; $\eta^2=0,308$; $ES=1,0$). Afetou o momento do pico de atividade no apoio nos músculos VLD ($F=7,45$; $p<0,006$; $\eta^2=0,005$; $ES=0,78$), BFD ($F=18,6$;

$p < 0,001$; $\eta^2 = 0,013$; $ES = 0,99$), TAD ($F = 87,7$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,059$; $ES = 1,0$) e GLD ($F = 398,42$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,22$; $ES = 1,0$).

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre os grupos indicaram que o momento do pico de atividade nos músculos VLD, BFD, TAD e GLD foram diferentes entre o GC e GLM ($p < 0,001$). O momento do pico de atividade foi atrasado no GLM comparado ao GC para os músculos VLD e BFD e adiantado no GLM para os músculos TAD e GLD.

6.3.2. Fator Velocidade

Na fase 1 houve diferença nos músculos TAD ($F = 14,5$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,024$; $ES = 1,0$) e GLD ($F = 73,84$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,096$; $ES = 1,0$). Na fase 2 houve diferença nos músculos TAD ($F = 19,35$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,027$; $ES = 1,0$) e GLD ($F = 44,92$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,061$; $ES = 1,0$). Na fase 3 TAD ($F = 21,40$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,030$; $ES = 1,0$) e GLD ($F = 45,19$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,061$; $ES = 1,0$).

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre as velocidades indicaram que nas fases 1, 2 e 3 não foi observada diferença de atividade muscular do TAD entre as velocidades 2 e 4 e ambas apresentaram menor atividade quando comparada a velocidade 3 ($p < 0,001$). No GLD, nas fases 1 e 2 a maior atividade muscular foi observada na velocidade 3 ($p < 0,001$) e a menor atividade na velocidade 2 ($p < 0,001$). Na fase 3 a atividade muscular do GLD foi maior na velocidade 3 ($p < 0,001$), mas não houve diferença de ativação entre as velocidades 2 e 4.

O fator velocidade afetou o pico de atividade no apoio dos músculos TAD ($F = 14,5$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,020$; $ES = 0,99$) e GLD ($F = 15,17$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,021$; $ES = 0,99$). Afetou o momento do pico de atividade no apoio dos músculos VLD ($F = 4,25$; $p < 0,014$; $\eta^2 = 0,006$; $ES = 0,74$), BFD ($F = 5,18$; $p < 0,006$; $\eta^2 = 0,007$; $ES = 0,83$), TAD ($F = 10,47$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,0015$; $ES = 0,99$) e GLD ($F = 54,5$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,033$; $ES = 1,0$).

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre as velocidades indicaram que o pico de atividade muscular do TAD foi maior na v3 ($p < 0,001$) comparada com as v2 e v4, que não apresentaram diferença. Assim

como no GLD, o pico de atividade foi maior na v3 ($p<0,001$) e maior na v4, quando comparada com a v2 ($p<0,001$). O momento de pico de atividade no VLD foi atrasado na v 3 comparada com a V4 ($p<0,001$), mas não houve diferença de ambas com a v2 ($p>0,005$). No GLD o momento de pico ocorreu na seguinte ordem v2, v4 e v3, portanto, mais atrasado na v3 ($p<0,001$)

6.3.3. Interação grupo x velocidade

Na fase 1 houve diferença nas atividades dos músculos TAD ($F=18,33$; $p<0,001$; $\eta^2=0,026$; $ES=1,0$) e GLD ($F=73,87$; $p<0,001$; $\eta^2=0,096$; $ES=1,0$). Na fase 2, houve diferença no TAD ($F=20,74$; $p<0,001$; $\eta^2=0,029$; $ES=1,0$) e no GLD ($F=44,92$; $p<0,001$; $\eta^2=0,061$; $ES=1,0$). Na fase 3 houve diferença no TAD ($F=45,19$; $p<0,001$; $\eta^2=0,061$; $ES=1,0$) e no GLD ($F=45,2$; $p<0,001$; $\eta^2=0,061$; $ES=1,0$).

A interação entre grupo e velocidade afetou o pico de atividade muscular no apoio dos músculos TAD ($F=15,62$; $p<0,001$; $\eta^2=0,022$; $ES=0,99$) e GLD ($F=15,17$; $p<0,001$; $\eta^2=0,021$; $ES=0,99$). Afetou o momento do pico de ativação no apoio dos músculos BFD ($F=3,84$; $p<0,022$; $\eta^2=0,005$; $ES=0,70$) e do GLD ($F=24,12$; $p<0,001$; $\eta^2=0,033$; $ES=1,0$). O resumo dos resultados observados na fase de apoio, estão distribuídos na tabela 2.

FATOR	VARIÁVEL	FASE	VLD	BFD	TAD	GLD
Grupo	Atividade muscular	1,2 e 3	X	X	X	X
	Pico de atividade muscular	1,2 e 3	X	X	X	X
	Momento de pico de atividade	1,2 e 3	X	X	X	X
Velocidade	Atividade muscular	1,2 e 3	X		X	X
	Pico de atividade muscular	1,2 e 3			X	X
	Momento de pico de atividade	1,2 e 3	X	X	X	X
Interação fatores	Atividade muscular	1, 2 e 3			X	X
	Pico de atividade muscular	1,2 e 3			X	X
Grupo e Velocidade	Momento de pico de atividade	1,2 e 3		X		X

Tabela 2: A tabela apresenta o resumo dos resultados na fase de apoio (fases 1,2 e 3), considerando os fatores avaliados e as variáveis.

Legenda: VLD- vasto lateral direito, BFD- bíceps femoral direito, TAD- tibial anterior direito e GLD- gastrocnêmio lateral direito.

6.4. Atividade elétrica na fase de balanço

6.4.1. Fator grupo

O fator grupo afetou a atividade elétrica na fase 4 dos músculos VLE ($F=16,52$; $p<0,001$; $\eta^2=0,012$; $ES=0,98$), BFE ($F=19,03$; $p<0,001$; $\eta^2=0,013$; $ES=0,99$), TAE ($F=97,03$; $p<0,001$; $\eta^2=0,065$; $ES=1,0$) e GLE ($F=697,7$; $p<0,001$; $\eta^2=0,33$; $ES=1,0$). Na fase 5 afetou a atividade dos músculos VLE ($F=7,61$; $p<0,006$; $\eta^2=0,005$; $ES=0,78$), BFE ($F=14,07$; $p<0,001$; $\eta^2=0,10$; $ES=0,96$), TAE ($F=3,95$; $p<0,047$; $\eta^2=0,003$; $ES=0,51$) e GLE ($F=138,13$; $p<0,001$; $\eta^2=0,090$; $ES=1,0$). Na fase 6 dos músculos VLE ($F=21,89$; $p<0,001$; $\eta^2=0,015$; $ES=0,99$), BFE ($F=10,07$; $p<0,002$; $\eta^2=0,007$; $ES=0,89$), TAE ($F=11,07$; $p<0,001$; $\eta^2=0,008$; $ES=0,91$) e GLE ($F=97,25$; $p<0,001$; $\eta^2=0,065$; $ES=1,0$).

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre os grupos indicaram que nas fases 4 e 5 não houve diferença de ativação entre os grupos no músculo: BFE ($p>0,05$). A atividade elétrica foi maior no GLM no músculo VLE ($p<0,001$) e na fase 6 no músculo BFE ($p<0,001$). A atividade elétrica foi maior no GC nos músculos: TAE e GLE ($p<0,001$).

O fator grupo afetou o pico de atividade no balanço nos músculos VLE ($F=30,3$; $p<0,001$; $N=0,021$; $ES=1,0$), BFE ($F=14,18$; $p<0,001$; $N=0,010$; $ES=0,96$), TAE ($F=3,98$; $p<0,046$; $N=0,003$; $ES=0,51$) e GLE ($F=191,26$; $p<0,001$; $N=0,121$; $ES=1,0$). Afetou o momento do pico de atividade no balanço dos músculos VLE ($F=16,25$; $p<0,001$; $N=0,012$; $ES=0,98$), BFE ($F=18,9$; $p<0,001$; $N=0,013$; $ES=0,99$), TAE ($F=85,78$; $p<0,001$; $N=0,053$; $ES=1,0$), GLE ($F=458,71$; $p<0,001$; $N=0,248$; $ES=1,0$).

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre os grupos indicaram que o momento do pico de atividade nos músculos VLD, BFD, TAD e GLD foram diferentes entre o GC e GLM ($p<0,001$). O momento do pico de atividade foi atrasado no GLM comparado ao GC para os músculos VLD e BFD e adiantado no GLM para os músculos TAD e GLD.

6.4.2. Fator velocidade

O fator velocidade afetou a atividade elétrica, na fase 4, dos músculos TAE ($F=50,72$; $p<0,004$; $\eta^2=0,008$; $ES=0,84$) e GLE ($F=0,99$; $p<0,012$; $\eta^2=0,006$; $ES=0,76$). Na fase 5 apenas do músculo GLE ($F=5,17$; $p<0,006$; $\eta^2=0,007$; $ES=0,82$). Na fase 6 não afetou a atividade elétrica dos músculos avaliados.

Os testes de post hoc de Turkey com as comparações entre as velocidades indicaram que nas fases 4 e 5 foi observada diferença no GLE, sendo a atividade muscular maior na velocidade 3 ($p<0,001$) comparada com as velocidades 2 e 4 que não apresentaram diferença de ativação.

O fator velocidade não afetou o pico de atividade no balanço dos músculos avaliados e afetou o momento do pico de atividade no balanço apenas no músculo TAE ($F=5,65$; $p<0,004$; $\eta^2=0,008$; $ES=0,86$).

6.4.3. Interação grupo e velocidade

Na fase 4 houve diferença no TAE ($F=4,46$; $p<0,012$; $\eta^2=0,006$; $ES=0,77$) e no GLE ($F=4,47$; $p<0,012$; $\eta^2=0,006$; $F=5,17$; $p<0,006$; $\eta^2=0,007$; $ES=0,82$). Na fase 6 não houve diferença nos músculos avaliados.

A interação entre grupo e velocidade não afetou o pico de atividade muscular no balanço e afetou o momento do pico de ativação no balanço apenas do músculo TAE ($F=5,77$; $p<0,003$; $\eta^2=0,008$; $ES=0,87$). O resumo dos resultados observados na fase de balanço, estão distribuídos na tabela 3.

Tabela 3: A tabela apresenta o resumo dos resultados na fase de balanço (fases 4, e

FATOR	VARIÁVEL	FASE	VLE	BFE	TAE	GLE
Grupo	Atividade muscular	4, 5 e 6	X	X	X	X
	Pico de atividade muscular	4, 5 e 6	X	X	X	X
	Momento de pico de atividade	4, 5 e 6	X	X	X	X
Velocidade	Atividade muscular	4			X	X
		5				X
	Momento de pico de atividade	4, 5 e 7			X	
Interação fatores	Atividade muscular	4			X	X
Grupo e		5				X
Velocidade	Momento de pico de atividade	4, 5 e 7				X

6), considerando os fatores avaliados e as variáveis.

Legenda: VLE- vasto lateral esquerdo, BFE- bíceps femoral esquerdo, TAE- tibial anterior esquerdo e GLE- gastrocnêmio lateral esquerdo.

6.5. Atividade elétrica muscular durante o ciclo do passo x velocidade

A figura 7 ilustra a atividade elétrica muscular média nas fases do ciclo do passo, considerando os músculos dos membros inferiores direito (fase 1, 2 e 3) e esquerdo (fase 4, 5 e 6), nos músculos avaliados nas velocidades V2, V3 e V4.

Durante todo o ciclo do passo foi possível observar maior atividade muscular dos músculos VLD, VLE, BFD e BFE no GLM comparado ao GC. NO GC os músculos que apresentaram maior atividade foram TAD, TAE, GLD e GLE.

O aumento da velocidade resultou em aumento da atividade muscular ao longo do ciclo do passo. No GLM no músculo VLD, durante as fases 1,2 e 3, as velocidades 3 e 4 foram maiores que a atividade muscular na velocidade 2. Essa relação se inverte no VLE no início da fase 4 e retornar na fase 6. No músculo BFD a média da atividade muscular foi maior na V4, no BFE a maior atividade ocorreu na velocidade 3. Nos músculos TAD, TAE, GLD e GLE não foi possível observar mudança da atividade e muscular média ao longo das fases em função da velocidade.

No GC a atividade muscular média manteve-se sem alterações em função das velocidades nos músculos VLD, VLE, BFD e BFE. No músculo TAD a maior média de atividade foi na velocidade 3. No TAE na fase 4 a maior atividade ocorreu na velocidade 2. No músculo GLD nas fases 1 e 2 a maior atividade ocorreu na velocidade 4 e na fase 3 na velocidade 3. No GLE durante as fases 4, 5 e 6 não observamos diferença na média de atividade elétrica muscular.

6.6. Tempo de passo e de apoio

Essa relação foi afetada pelo fator velocidade ($p < 0,001$; $ES = 0,96$). O tempo total de apoio foi diferente entre as velocidades 2 versus 3 ($p < 0,001$) e 2 versus 4 ($p < 0,001$); entre as velocidades 3 e 4 não houve diferença. O tempo total de passo não apresentou diferença entre as velocidades.

Figura 7. Os gráficos representam a média de atividade elétrica muscular (EMG) registrada em cada fase do ciclo da marcha, nos membros inferiores direito (fases 1,2 e 3) e membro inferior esquerdo (fases 4, 5 e 6), para todos os músculos avaliados nas velocidades V2, V3 e V4.

Legenda: GLM- grupo lesão medular, GC- grupo controle, V2- velocidade 2km/h, V3- velocidade 3km/h, V4- velocidade 4km/h, VLD- vasto lateral direito, VLE- vasto lateral esquerdo, BFD- bíceps femoral direito, BFE- bíceps femoral esquerdo, TAD- tibial anterior direito, TAE- tibial anterior esquerdo, GLD- gastrocnêmio lateral e GLE- gastrocnêmio lateral esquerdo.

7. Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar as respostas motoras analisadas pela atividade elétrica muscular (EMG) dos membros inferiores de sujeitos com LM durante a atividade TLSP em esteira em diferentes velocidades e comparar os achados com sujeitos sem LM nas mesmas condições. A finalidade baseia-se na busca por compreender melhor a influência da variação de velocidade ou da velocidade imposta pela esteira sobre o padrão motor observado. Como hipótese tinha-se que a atividade elétrica muscular nos membros inferiores seria influenciada pelas diferentes velocidades aplicadas na esteira durante a atividade de TLSP, com possível aumento da atividade muscular média associado ao aumento da velocidade realizada, sendo a resposta diferente na presença ou ausência de lesão.

Os achados encontrados, mostraram que a maior atividade elétrica no GLM foi observada nos músculos proximais de membros inferiores nas 6 fases do ciclo do passo, diferente do observado no GC que apresentou maior atividade muscular distal, o que corrobora com estudos prévios com indivíduos sem lesão medular em situação de suspensão parcial do peso corporal.

Estudo de Labini e colaboradores (2011) avaliou seis indivíduos sem alterações neurológicas em diferentes porcentagens de suspensão do peso corporal durante a marcha no solo. Os autores observaram uma redução da atividade muscular proximal concomitante com o aumento da atividade distal com o aumento progressivo da porcentagem de suspensão.

Em estudo com objetivo similar, Fenuta e Hicks (2014) avaliou 13 indivíduos sem alterações neurológicas em TLSP no solo, com suspensão que variou de 0%, 20%, 40%, 60%, 80%, o aumento da suspensão resultou em redução da atividade dos músculos Reto Femoral e Gastrocnêmio medial, aumentou a atividade de Tibial Anterior, mas diferente dos achados do presente estudo, observaram um aumento da atividade de Bíceps Femoral.

Em estudo de TLSP em esteira utilizando sistema robótico, Lunenburger e colaboradores (2006) avaliaram 9 sujeitos com LM completa e 9 indivíduos controle, durante a marcha com suspensão de 70% do peso corporal e assim como os estudos citados, observaram maior atividade dos músculos proximais

(Reto Femoral e Bíceps Femoral) grupo LM e maior atividade distal, em especial de Tibial Anterior do GC. A atividade dos músculos ditais apresentou um aumento no GC quando a amplitude de movimento da articulação do tornozelo estava livre, o que sugere o papel de tais músculos durante o TLSP.

Possivelmente, a suspensão do peso corporal reduza a demanda da atividade muscular para realizar o movimento dos membros inferiores em indivíduos controle e o aumento dos músculos distais sugere uma seletividade no controle do recrutamento muscular durante a tarefa, diferente do observado no GLM que mantém atividade elétrica dos grupos proximais de forma padronizada, com evidências de co-contrações ao longo das fases do ciclo e ausência de seletividade.

Considerando a influência da velocidade oferecida e o papel da velocidade como aferência sensorial na modulação das respostas motoras observadas, nossos resultados mostram um aumento da atividade muscular em ambos os grupos com aumento da velocidade, bem como o aumento do pico da atividade elétrica e alteração do momento do pico da atividade. O aumento da atividade também foi observado nos músculos distais GL e TA para o GC e para os músculos proximais VL e BF no GLM. Com maior alteração significativa para os músculos distais no GC.

A maior atividade elétrica muscular foi registrada nos músculos TA e GL na velocidade 3, enquanto as velocidades 2 e 4 foram similares na maior parte do ciclo do passo. Essa informação sugere que a mudança da velocidade é uma aferência sensorial que pode modular a atividade muscular durante a tarefa da marcha, contudo uma “velocidade ideal” pode resultar em respostas motoras mais efetivas, não necessariamente a maior velocidade. De acordo com nossos achados a velocidade intermediária (3km/h) mostrou maior atividade comparada as velocidades inferior e superior.

No estudo de Harkema e colaboradores (2004) com 5 sujeitos, utilizaram uma variação de velocidade de 1 a 5,5 km/h e observaram um aumento da atividade muscular de Sóleo, Gastrocnêmio Medial, Tibial Anterior, Isquiotibiais Mediais e Iliopsoas. O mesmo não foi observado para os músculos Vasto Lateral e Reto Femoral.

Lunenburger e colaboradores (2006) avaliou a influência da variação da velocidade utilizando velocidades mais baixas do que a do presente estudo, 1,5km/h, 2,0 km/h e 2,5km/h. No GC a variação da velocidade não afetou de forma significativa a atividade dos músculos proximais, apenas dos músculos Tibial Anterior e Gastrocnêmio Medial. Para o grupo LM completa os autores observaram aumento da atividade muscular apenas para o Reto Femoral. Não houve diferença para os músculos Bíceps Femoral, Tibial Anterior e Gastrocnêmio Medial.

Ambos os estudos sugerem que durante a locomoção, após a perda das vias supraespinais, os circuitos neurais medulares podem ser ativados e/ou modulados por aferências sensoriais como a velocidade e, possivelmente, produzir padrões de atividade similares aos sujeitos sem alterações neurológicas. Observaram, também, que o aumento da velocidade tem um papel importante nas respostas motoras observadas, contudo não concluem sobre qual velocidade seria a mais indicada, de acordo com as respostas observadas.

Nossos dados corroboram com os achados dos estudos prévios que observaram o aumento da atividade elétrica muscular em velocidades superiores, mas sugere a possibilidade de uma velocidade ideal para alcançar atividade muscular desejada, uma vez que a velocidade intermediária (3km/h) usada em nosso estudo, mostrou maiores respostas de atividade muscular quando comparada a velocidade inferior, mas também a velocidade superior na maior parte do ciclo do passo.

Como limitações do estudo podemos considerar 3 aspectos: o tamanho e heterogeneidade da amostra, as velocidades selecionadas e o aparato experimental. Ainda que o presente estudo apresente uma amostra de LM completa maior que os dados da literatura, faz-se necessários estudos que ampliem essa amostra, além de estudos que comparem o comportamento motor influenciado pela velocidade com sujeitos com LM classificadas como incompletas. As velocidades selecionadas para o estudo são próximas da velocidade de caminhada de indivíduos sem LM, mas o aumento da amplitude de variação de velocidade pode trazer novas informações. E, por fim, após os experimentos foram observadas algumas intercorrências com o aparato

experimental, o que dificultou a aquisição e interpretação de alguns dados (footswitch virtual, esteira gateway e plataforma e balanças).

8. Conclusão

Os resultados do presente estudo permitem concluir que a velocidade, como entrada sensorial durante o TLSP, pode influenciar nas respostas motoras, considerando a atividade muscular dos músculos avaliados. Observamos maior influência nos músculos distais para indivíduos sem alterações neurológicas e nos músculos proximais para indivíduos com lesão medular completa. As 3 velocidades avaliadas sugerem que o aumento da velocidade teve um papel importante no aumento da atividade muscular, uma vez que a atividade muscular foi maior na velocidade 3km/h quando comparada com a velocidade 2km/h, mas a velocidade intermediária mostrou respostas mais efetivas quando comparada a velocidade de 4km/h.

9. Direcionamento para estudos futuros

Os achados do presente estudo corroboram com os dados dos estudos prévios sobre a influência da velocidade das respostas motoras e adicionam a informação de que talvez, uma velocidade “ideal” possa resultar em respostas motoras mais efetivas durante o TLSP em esteira em pessoas com LM. Determinar qual a velocidade ideal para o TLSP para essa população continua sendo uma pergunta em aberto. Novos estudos serão necessários para responder essa questão e melhor compreender a influência da velocidade nessa população, bem como avaliar como outros grupos musculares importantes na atividade motora da marcha, como reto femoral, iliopsoas e glúteos respondem em relação a essa variação.

10. Referências Bibliográficas

- ALEXEEVA, N.; SAMES, C.; JACOBS, P.L.; HOBDA, L.; DISTASIO, M.M.; MITCHELL, S.A.; CALANCIE, B. Comparison of training methods to improve walking in persons with chronic spinal cord injury: a randomized clinical trial. **J Spinal Cord Med.** 2011;34(4):362-79
- ANDERSSON, E.A.; NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiol Scand.* 1997 Nov;161(3):361-70.
- ANDRADE, M.S.; MENDONÇA, L.M.; CHADI, G. Treadmill running protects spinal cord contusion from secondary degeneration. **Brain Res.** 2010 Jul 30;1346:266-78.
- BARBEAU, H. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. **Neurorehabil Neural Repair.** 2003;17:3–11.
- BARRIÈRE, G.; LEBLOND, H.; PROVENCHER, J.; ROSSIGNOL, S. Prominent Role of the Spinal Central Pattern Generator in the Recovery of Locomotion after Partial Spinal Cord Injuries. **The Journal of Neuroscience**, v. 28, n. 15, p. 3976 –3987, 2008.
- BEHRMAN, A.K.; LAWLESS-DIXON, A.R.; DAVIS, S.B.; et al. Locomotor training progression and outcomes after incomplete spinal cord injury. **Phys Ther** 2005; 85:1356-71.
- BEHRMAN, A.L.; HARKEMA, S.D. Physical rehabilitation as an agent for recovery following spinal cord injury. **Phys Med Rehabil Clin N Am** 2007, 18:183–202.
- BERES-JONES, H.A.E.; HARKEMA, S.J. The human spinal cord interprets velocity-dependent afferent input during stepping. *Brain* 2004;127:2232-2246.
- BOHANNON, R.; SMITH, M. Inter rater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 2, p 206. 1987
- CAMPOS, M. F.; RIBEIRO, A.T.; LISTIK, S.; CLEMENTE AUGUSTO DE BRITO PEREIRA, C.A.B.P; SOBRINHO, J.A.; RAPOPORT, A.. Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral. *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões*, Rio de Janeiro, v. 35, n. 2, p. 88-93, 2008.
- COURTINE, G.; GERASIMENKO, Y.; VAN DEN BRAND, R.; YEW, A.; MUSIENKO, P.; ZHONG, H.; et al. Transformation of nonfunctional spinal circuits into functional states after the loss of brain input. **Nat Neurosci.** 2009 Oct;12(10):1333-42.
- D'ANDREA GREVE, J. Traumatismos raquimedulares nos acidentes de trânsito e uso de equipamentos de segurança. *Diag. & Tratam.*, São Paulo, v. 2, n. 3, p. 10-13, 1997.
- DE LEON, R.D.; HODGSON, J.A.; ROY, R.R.; EDGERTON, V.R. Locomotor capacity attributable to step training versus spontaneous recovery after spinalization in adult cats. *J Neurophysiol.* 1998 Mar;79(3):1329-40.
- DE LEON, R.D.; TAMAKI, H.; HODGSON, J.A.; ROY, R.R.; EDGERTON, V.R. Hindlimb locomotor and postural training modulates glycinergic inhibition in the spinal cord of the adult spinal cat. **J Neurophysiol.** 1999 Jul;82(1):359-69.
- DIETZ, V.; ZIJLSTRA, W.; DUYSSENS, J. Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion. *Exp Brain Res.* 1994; 101:513-20.
- DIETZ, V.; COLOMBO, G.; JENSEN, L. Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. **Ann. Neurol.** 1995;37, 574–582.

- DIETZ, V.; HARKEMA, S.J. Locomotor activite in spinal cord-injured persons. **J Neurophysiol.** 2005; 93:777-785.
- DIETZ, V.; HARKEMA, S.J Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **Journal of Applied Physiology** 2004; vol. 96,no. 5, pp. 1954–1960.
- DOBKIN, B.; APPLE, D.; BARBEAU, H.; et al. Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. **Neurology** 2006;66:484-93.
- EDGERTON, V.R.; TILLAKARATNE, N.J.; BIGBEE, A.J.; DE LEON, R.D.; ROY, R.R. Plasticity of the spinal neural circuitry after injury. **Annu Rev Neurosci** 2004;27:145-167.
- EDGERTON, V.R.; ROY, R.R.; HODGSON, J.A.; et al. A physiological basis for the development of rehabilitation strategies for spinally injured patients. **J Am Paraplegia Soc.** 1991;14:150 –157.
- FENUTA, A.M.; HICKS, A.L. Body weight-supported treadmill training after spinal cord injury: is there an ideal prescription for intervention? **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine** 2001; vol. 23, no. 1–4, pp. 1161–4174.
- FENUTA, A.M.; HICKS, A.L. Muscle activation during body weight-supported locomotion while using the ZeroG. **J Rehabil Res Dev.** 2014;51(1):51-8.
- FIELD-FOTE, E.E. Saying what we mean, and meaning what we say. **J Neurol Phys Ther.** 2014 Oct;38(4):205-6.
- FIELD-FOTE, E.E.; TEPAVAC, D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. **Phys Ther** 2002; 82:707-15.
- FORREST, G.F.; SISTO, S.A.; BARBEAU, H.; et al. Neuromotor and musculoskeletal responses to locomotor training for an individual with chronic motor complete AIS-B spinal cord injury. **J Spinal Cord Med** 2008;31:509-21.
- FOUAD, K.; PEARSON, K. Restoring walking after spinal cord injury. **Pro Neurobiol** 2004; 73(2): 107-126.
- GALVEZ, J.A.; BUDOVITCH, A.; HARKEMA, S.J.; REINKENSMEYER, D.J. Quantification of therapists' manual assistance on the leg during treadmill gait training with partial body-weight support after spinal cord injury. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.** 2007;4028-32
- GRILLNER, S.; ROSSIGNOL, S. On the initiation of the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. **Brain Res**, v. 146, n. 2, p. 269-277, 1978.
- GRILLNER, S. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. **Science** 1985, 228(4696):143–149
- GRILLNER S. The motor infrastructure: from ion channels to neuronal networks. **Nat Rev Neurosci**, v. 4, p. 573-586, 2003.
- HARKEMA SJ, HURLEY SL, PATEL UK, REQUEJO PS, DOBKIN BH, EDGERTON VR. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. **J Neurophysiol.** 1997 Feb;77(2):797-811.
- HARKEMA, S.J.; BEHRMAN, A.L.; BARBEAU, H. Evidence-based therapy for recovery of function after spinal cord injury. **Handb Clin Neurol.** 2012;109:259-74
- HARKEMA, S.J.; BEHRMAN, A.L.; BARBEAU, H. Locomotor Training – Principles and Practice. **Oxford University Press** 2011.

HARKEMA, S.J. Plasticity of interneuronal networks of the functionally isolated human spinal cord. **Brain Res Rev** 2008;57:255-64.

HARKEMA, S.J.; SCHMIDT-READ, M.; BEHRMAN, A.L.; BRATTA, A.; SISTO, S.A.; EDGERTON, V.R. Establishing the NeuroRecovery Network: multisite rehabilitation centers that provide activity-based therapies and assessments for neurologic disorders. **Arch Phys Med Rehabil**. 2012 Sep;93(9):1498-507.

HARKEMA, S.J. Neural plasticity after human spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. **Neuroscientist** 2001; 7:455–468.

HARNESS, E.T.; YOZBATIRAN, N.; CRAMER, S.C. Effects of intense exercise in chronic spinal cord injury. **Spinal Cord** 2008; 46:733–737.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. The SENIAM project: surface electromyography for non-invasive assessment of muscle, ISEK Congress Austria; 2002 [CD-ROM].

HICKS, A.L.; ADAMS, M.M.; MARTIN, G.K.; GIANREGGORGIO, L.; LATIMER, A.; PHILLIPS, S.M.; et al. Long-term body-weight-supported treadmill training and subsequent follow-up in persons with chronic SCI: effects on functional walking ability and measures of subjective well-being. **Spinal Cord** 2005;43(5):291–8.

HORNBY, T.G.; CAMPBELL, D.D.; ZEMON, D.H.; KAHN, J.H. Clinical and Quantitative Evaluation of Robotic-Assisted Treadmill Walking to Retrain Ambulation After Spinal Cord Injury. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, vol. 11, pp. 1-17, 2005.

HUBLI, M.; DIETZ, V. The physiological basis of neurorehabilitation--locomotor training after spinal cord injury. **J Neuroeng Rehabil** Jan 2013; 21:10:5.

KIRSHBLUM, S.C.; PRIEBE, M.M.; HO, C.H.; SCELZA, W.M.; CHIODO, A.E.; WUERMSER, L.A. Spinal cord injury medicine. 3. Rehabilitation phase after acute spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**. 2007 Mar;88(3 Suppl 1):S62-70.

KIRSHBLUM, S.C.; WARING, W.; BIERING-SORENSEN, F.; BURNS, S.P.; JOHANSEN, M.; et al. Reference for the 2011 revision of the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. **J Spinal Cord Med**. 2011 Nov;34(6):547-54.

LABINI, F.S.; YURI, P.; IVANENKO; CAPPELLINI, G.; GRAVANO, G.; LACQUANITI, F. Smooth changes in the EMG patterns during gait transitions under body weight unloading. **J Neurophysiol**. 2011 Sep;106(3):1525-36.

LAPOINTE, R.; LAJOIE, Y.; SERRESSE, O.; BARBEAU, H. Functional community ambulation requirements in incomplete spinal cord injured subjects. **Spinal Cord** 2001, 39:327-335.

LATASH, M.L. Base neurofisiológica do movimento. 2.ed. Adaptação de Reury Frank Bacurau, Aline Villa Nova Bacurau. Tradução Grace Kawali. São Paulo: Phorte, 2015

LYNSKEY, J.V.; BELANGER, A.; JUNG, R. Activity-dependent plasticity in spinal cord injury. **J Rehabil Res Dev**. 2008;45(2):229-40.

LOVELY, R.G.; GREGOR, R.J.; ROY, R.R.; EDGERTON, V.R. Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. **Exp Neurol**. 1986 May;92(2):421-35.

LÜNENBURGER, L.; BOLLIGER, M.; CZELL, D.; MÜLLER, R.; DIETZ, V. Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury. **Exp Brain Res**. 2006 Oct;174(4):638-46. Epub 2006 Jun 8.

MAYNARD, F.M.; BRACKEN, M.B.; CREASEY, G.; DITUNNO, J.F.; DONOVAN, W.H.; et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. **American Spinal Injury Association, Spinal Cord**, 1997;35(5):266-74.

MARKIN, S.N.; KLISHKO, A.N.; SHEVTSOVA, N.A.; LEMAY, M.A.; PRILUTSKY, B.I.; RYBAK, I.A. Afferent control of locomotor CPG: insights from a simple neuromechanical model. **Ann N Y Acad Sci**. 2010 Jun;1198:21-34

MASINI, M. Tratamento de fraturas e luxações da coluna toracolumbar por descompressão pósterio-lateral e fixação posterior com retângulo e fios segmentares sublaminares associados a enxerto ósseo. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo, 2000.

MULROY, S.; GRONLEY, J.; WEISS, W.; et al Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. **Gait Posture** 2003; 18:114-125.

National Spinal Cord Injury Statistical Center. The 2011 Annual Statistical Report for the Spinal Cord Injury Model Systems. 2011.

NOOIJEN, C.F.; TER HOEVE, N.; FIELD-FOTE, E.C. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. **J Neuroeng Rehabil** 2009;6:36.

PADULA, N.; COSTA, M.; BATISTA, A.; GASPAR, R.; MOTTA, C.; PALMA, G.; TORRIANI-PASIN, C. Long-term effects of an intensive interventional training program based on activities for individuals with spinal cord injury: a pilot study. **Physiother Theory Pract**. 2015;31(8):568-74.

RAINETEAU, O.; SCHWAB, M.E. Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. **Nat Rev Neurosci**. 2001 Apr;2(4):263-73.

ROSSIGNOL, S. Locomotion and its recovery after spinal cord injury. **Curr Opin Neurobiol** 2000; 10:708-716.

ROSSIGNOL, S.; BOUYER, L.; BARTHELEMY, D.; LANGLET, C.; LEBLOND, H. Recovery of locomotion in the cat following spinal cord lesions. **Brain Res Brain Res Rev**. 2002; 40:257-266.

ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R.; GOSSARD, J.P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. **Physiol Rev** 2006; 86(1):89-154.

ROSSIGNOL, S.; BARRIÈRE, G.; FRIGON, A.; BARTHÉLEMY, D.; BOUYER, L.; PROVENCHER, J.; LEBLOND, H.; BERNARD G. Plasticity of locomotor sensorimotor interactions after peripheral and/or spinal lesions. **Brain Res Rev**. 2008 Jan;57(1):228-40. Epub 2007 Jul 31.

ROY, R.R.; HUTCHISON, D.L.; PIEROTTI, D.J.; HODGSON, J.A.; EDGERTON, V.R. EMG patterns of rat ankle extensors and flexors during treadmill locomotion and swimming. *J Appl Physiol* (1985). 1991 Jun;70(6):2522-9.

ROY RR, HARKEMA SJ, EDGERTON VR. Basic concepts of activity-based interventions for improved recovery of motor function after spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, p. 1487-1497, 2012.

SADOWSKY, C.L.; MCDONALD, J.W. Activity-based restorative therapies: concepts and applications in spinal cord injury-related neurorehabilitation. **Dev Disabil Res Rev**, 15: 112-116, 2009.

SCHUBERT, M.; CURT, A.; JENSEN, L.; DIETZ, V. Corticospinal input in human gait: modulation of magnetically evoked motor responses. **Exp Brain Res** 1997; 115(2):234–246

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 25.

SMITH, A.C.; KNIKOU, M. A Review on Locomotor Training after Spinal Cord Injury: Reorganization of Spinal Neuronal Circuits and Recovery of Motor Function. **Neural Plast.** 2016. Epub 2016 May 11.

STEEVES, J.D.; LAMMERTSE, D.; CURT, A.; FAWCETT, J.W.; TUSZYNSKI, M.H.; DITUNNO, J.F.; et al. Guidelines for the conduct of clinical trials for spinal cord injury (SCI) as developed by the ICCP panel: clinical trial outcome measures. **Spinal Cord.** 2007 Mar;45(3):206-21.

WATERS, R.L.; ADKINS, R.H.; YAKURA, J.S.; SIE, I. Motor and sensory recovery following incomplete paraplegia. **Arch Phys Med Rehabil** 1994; 75: 306–311.

WERNIG, A.; NANASSY, A.; MÜLLER, S. Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: follow-up studies. **Spinal Cord** 1998;36: 744-9.

WERNIG, A.; NANASSY, A.; MULLER, A. Laufband (treadmill) therapy in incomplete paraplegia and tetraplegia. **J Neurotrauma.** 1999; Aug;16(8):719-26.

ZEHR, E.P.; KOMIYAMA, T.; E STEIN, R.B. Cutaneous reflexes during human gait: electromyographic and kinematic responses to electrical stimulation. **J Neurophysiol** 1997; 77:3311-3325.

Anexo 1

ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Respostas motoras durante o treino locomotor com suporte parcial de peso em esteira em indivíduos com lesão medular.

Pesquisador: Camila Torriani-Pasin

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 54939816.2.0000.5391

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.805.462

Apresentação do Projeto:

O projeto está claro e coerente com a temática atual para o público alvo.

Objetivo da Pesquisa:

Claro.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Descrição clara e objetiva.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto importante que viabiliza desenvolvimento científico na temática proposta.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos de acordo com as orientações do CEP.

Recomendações:

Nenhuma

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Nenhuma

Considerações Finais a critério do CEP:

Aprovado sem recomendações ou considerações.

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-030

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-3097

Fax: (11)3812-4141

E-mail: cep39@usp.br

**ESCOLA DE EDUCAÇÃO
FÍSICA E ESPORTE DA
UNIVERSIDADE DE SÃO**

Continuação do Parecer: 1.805.462

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_682696.pdf	30/09/2016 10:10:25		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE1.doc	30/09/2016 10:09:47	Roberta Caveiro Gaspar	Aceito
Cronograma	Cronograma_projeto.docx	30/09/2016 10:02:00	Roberta Caveiro Gaspar	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	06/04/2016 12:33:45	Roberta Caveiro Gaspar	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP.docx	20/03/2016 10:34:47	Roberta Caveiro Gaspar	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 04 de Novembro de 2016

Assinado por:
Edilamar Menezes de Oliveira
(Coordenador)

Endereço: Av. Profº Mello Moraes, 65
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-030
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-3097 Fax: (11)3812-4141 E-mail: cep39@usp.br

Anexo 2

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE
Comitê de Ética em Pesquisa

Formulário E

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentes co, tutor, curador, etc.) _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa

Respostas motoras durante treino locomotor com suporte parcial de peso em esteira em indivíduos com lesão medular.

2. Pesquisador Responsável

Camila Torriani Pasin, e Julio Cerca Serrão

3. Cargo/Função

Docente EEF E

4. Avaliação do risco da pesquisa:

☒ RISCO MÍNIMO ☐ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano com o conseqüência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

3 ANOS

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

1. Você está sendo convidado a participar deste estudo que pretende avaliar as respostas motoras (ações dos músculos e movimentos) de indivíduos com lesão medular durante um treino de caminhada com auxílio de sustentação do seu peso em uma esteira, chamado de treino de marcha com suspensão parcial de peso em esteira, que é feito com a ajuda de profissionais especialistas na técnica.

2. Inicialmente, você será avaliado sobre aspectos da lesão medular e suas respostas motoras. Para isso, serão realizados testes da força dos seus músculos, da rigidez dos músculos, da sua sensibilidade e dos movimentos que você consegue fazer, para sabermos o nível da sua lesão na medula.
3. Após a avaliação, você vai participar de um treino de caminhada na esteira, que será feito com a ajuda de um colete que garantirá sua segurança na posição em pé e com a ajuda de dois profissionais que vão movimentar suas pernas para que você consiga andar na esteira. Esse treino de caminhada terá duração de, aproximadamente, 15 minutos. Esse tempo será dividido em 3 séries de 3 minutos de caminhada, com intervalos de 1 minuto de descanso entre eles. Durante os intervalos serão avaliados o seu cansaço, sua pressão arterial e as batidas do coração (frequência cardíaca).
4. Durante o treino de caminhada colocaremos eletrodos adesivos na sua pele que permitem registrar a atividade dos seus músculos enquanto caminha. Além disso, faremos a filmagem da sua caminhada para avaliar os seus movimentos de pernas e tronco.
5. Desconfortos e riscos esperados: Não são esperados riscos ou desconfortos. O treino em esteira será feito com total segurança, de modo que você estará suspenso e preso por um colete de proteção. Além disso, dois profissionais estarão auxiliando o movimento dos membros inferiores, enquanto você caminha na esteira. A velocidade da esteira é baixa e não há riscos de quedas. Você fará um treinamento anterior para se acostumar com o teste de caminhada e familiarizar-se com ele. Você pode sentir-se cansado após esse treino de caminhada e, por isso, recomendamos não fazer outros exercícios antes ou após o dia do treino.
6. Benefícios: que poderão ser obtidos: Com esse estudo, poderemos conhecer melhor os efeitos desse treino de caminhada para pessoas que tiveram lesão medular, verificar os melhores parâmetros para fazermos esse treino e saber se seus músculos estão respondendo com atividade motora ou não.
7. Procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo: Não há nenhuma vantagem ou procedimento alternativo conhecido. Colocamo-nos à disposição para enviar os dados da filmagem ou da atividade muscular para o profissional que o atende para que ele possa ajustar o treinamento oferecido a você de acordo com os resultados encontrados.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

1. Acesso a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas: Você terá acesso a todas as informações sobre o projeto. Quaisquer dúvidas que por ventura tiver poderão ser esclarecidas com a Profa. Camila Torriani-Pasin no telefone 30918786.
2. Você tem total liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência;
3. Garantimos a confidencialidade, sigilo e privacidade dos seus dados e suas filmagens, preservando sua identidade;
4. Caso haja alguma intercorrência no momento do treinamento de caminhada na esteira nós garantimos que você será encaminhado para receber assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS:

Roberta Gaspar (11999421566), Natalia Padula (11997215700), Pedro Luis Sampaio Miyashiro (11982037353), Camila Torriani-Pasin (1130918786)

VI - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

Não há.

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

Anexo 3

ANAMNESE

Avaliador:		Data:	
Participante:		Data de Nascimento:	
Nível de Lesão:	Completa/Incompleta:	Classificação ASIA:	Data da lesão:

Medidas Antropométricas

Peso:

Altura:

Locomoção Atual (cadeira de rodas motorizada/ manual/ propulsora em que distância e tipo de solo/ deambula / órteses/ auxiliares de marcha/ supervisão):

Causa da Lesão

Outras Complicações Associadas

(disreflexia, hipotensão arterial, fixação coluna e/ou hastes e pinos, osteoporose ou osteopenia, hipertensão, diabetes, ITU, úlceras de pressão, etc)

Medicamentos

Controle esfinteriano

SIM: PARCIAL / COMPLETO

NÃO

Prática prévia de Treino Locomotor Suspenso em Esteira

Participação em Programa de Reabilitação: SIM / NÃO

Participação em Programa de Condicionamento Físico: SIM / NÃO

Anexo 4

AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE

Avaliador:			Data:
Participante:			Data de Nascimento:
Nível de Lesão:	Completa/Incompleta:	Classificação ASIA:	Data da lesão:

Escala de Asworth Modificada			
0	Tônus muscular normal	2	Aumento do tônus muscular na maior parte da ADM, mas possível de realizar movimentação passiva ao longo da ADM.
1	Leve aumento de tônus muscular no início ou no final da amplitude de movimento (ADM)	3	Aumento considerável do tônus muscular com movimento passivo difícil.
1+	Leve aumento do tônus muscular em menos da metade da ADM, manifestado por tensão abrupta e seguido por resistência mínima até o final da ADM.	4	Membros rígidos em flexão ou extensão, afetando a movimentação passiva.

MEMBROS INFERIORES		
MEMBRO INFERIOR	D	E
Quadril		
Flexão		
Extensão		
Joelho		
Flexão		
Extensão		
Tornozelo		
Flexão Dorsal		
Flexão Plantar		