UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Respostas motoras durante a marcha com suspensão parcial de peso na esteira
em indivíduos com lesão medular completa e incompleta

Roberta Caveiro Gaspar

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

São Paulo

2018

ROBERTA CAVEIRO GASPAR

Respostas motoras durante a marcha com suspensão parcial de peso na esteira
em indivíduos com lesão medular completa e incompleta

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

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

Gaspar, Roberta Caveiro

Respostas motoras durante a marcha com suspensão parcial de peso na esteira em indivíduos com lesão medular completa e incompleta / Roberta Caveiro Gaspar. -- São Paulo : [s.n.], 2018. 63p.

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

Orientadora: Profa. Dra. Camila Torriani-Pasin

Coorientador: Prof. Dr. Julio Cerca Serrão

1. Lesão medular 2. Locomoção 3. Marcha I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: GASPAR, Roberta Caveiro

Título: Respostas motoras durante a marcha com suspensão parcial de peso na esteira em indivíduos com lesão medular completa e incompleta

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: _____

RESUMO

GASPAR, R C. **Respostas motoras durante a marcha com suspensão parcial de peso na esteira em indivíduos com lesão medular completa e incompleta.** 2018. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2018.

Introdução: A Locomoção tem como uma das características básicas a ritmicidade. Entre os mecanismos que envolvem seu controle destaca-se o conceito de um gerador de padrão central (GPC) capaz de gerar atividades neurais e musculares rítmicas. A técnica de treino locomotor com suspensão de peso na esteira (TLSP) utiliza esse conceito e emerge como uma estratégia terapêutica efetiva após a lesão medular (LM) em humanos em função do alto nível de automatismo do sistema nervoso, podendo ser esperadas diferentes respostas em lesões completas e incompletas. Portanto, uma análise detalhada das respostas biomecânicas obtidas durante o TLSP pode servir como base para compreensão do controle neural da locomoção humana. **Objetivos:** Caracterizar, a partir de parâmetros biomecânicos, a marcha com suspensão parcial de peso e assistência manual em indivíduos com lesões medulares completas e incompletas. **Método:** 40 indivíduos (20 com LM e 20 sem lesão) foram divididos em quatro grupos: Lesão Medular ASIA A (GLA), Lesão Medular ASIA B (GLB), Lesão Medular ASIA C e D (GLC) e Grupo Controle (GC) composto por sujeitos sem lesão. Durante o TLSP, ambos os grupos foram submetidos ao mesmo protocolo, com suspensão do peso corporal, duração total do treino e velocidades pré-definidas. Foram coletados dados de eletromiografia de superfície e a análise cinemática foi realizada por meio de 7 centrais inerciais. As análises foram realizadas por meio de análise de variância múltipla (MANOVA) **Resultados:** Em relação às variáveis cinemáticas o GC apresentou menor tempo de apoio em relação ao GLA não havendo diferenças entre os outros grupos com lesão medular. Quanto à ativação muscular o GLA e GLB apresentaram maior atividade de músculos proximais com co-contrações, GLC atividade proximal similar à GLA, GLB e distal similar ao GC que apresentou níveis mais baixos de atividade muscular com maior atividade distal em relação a proximal. Para o momento do pico de atividade, o GC apresentou momento antecipado para músculos proximais, atrasado para músculos distais em relação aos grupos com LM. **Conclusão:** Quando comparados ao GC, os grupos com LM apresentaram maiores amplitudes de sinal eletromiográfico, provavelmente pelo fato de o GC realizar a tarefa de forma mais eficiente com menor demanda de ativação muscular. Não foi possível reconhecer padrões rítmicos de ativação nos grupos com LM

Palavras-chave: Lesão medular, marcha, locomoção, gerador central de padrão (GPC).

ABSTRACT

GASPAR, R. C. **Motor responses during body weight support treadmill gait in individuals with complete and incomplete spinal cord injury.** 2018. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2018.

Introduction: The locomotion has a characteristic the rhythmicity. Concerning the understanding of the mechanisms involving its control, the concept of a central pattern generator (GPC) capable of generating neural and muscular rhythmic activities stands out. The body weight support treadmill training (BWSTT) technique uses this concept and emerges as an effective therapeutic strategy after spinal cord injury (LM) in humans due to the high level of automatism of the nervous system, and different responses can be expected in complete and incomplete injuries. Therefore, a detailed analysis of the biomechanical responses obtained during BWSTT may serve as a basis for understanding the neural control of human locomotion. **Objectives:** To characterize, from biomechanical parameters, treadmill gait with body weight support in individuals with complete and incomplete spinal cord injury. **Method:** 40 individuals (20 with LM and 20 without lesion) were divided into four groups: ASIA A (GLA), ASIA B (GLB), ASIA C and D (GLC) and Control Group (GC) composed of subjects without injury. During BWSTT, both groups were submitted to the same protocol, with pre-defined body weight suspension, total training duration and speeds. Surface electromyography data were collected and kinematic analysis was performed by means of 7 inertial power plants. The analyzes were performed through multiple variance analysis (MANOVA). **Results:** In the kinematic variables, the CG presented less support time in relation to the GLA and there were no differences between the other groups with spinal cord injury. As for muscle activation, GLA and GLB presented higher activity of proximal muscles with co-contractions, GLC presented similar proximal activity similar to GLA, GLB and distal similar to GC, which presented lower levels of muscular activity with greater distal activity in relation to proximal muscles. For the moment of peak activity, the GC presented early moment for proximal muscles, delayed to distal muscles in relation to the groups with LM. **Conclusion:** When compared to CG, the groups with LM presented higher amplitudes of electromyographic signal, probably because the CG performed the task more efficiently with less demand for muscle activation. It was not possible to recognize rhythmic patterns of activation in the LM groups.

Key words: Spinal cord injury, gait, locomotion, central pattern generator (GPC).

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Modelo de estrutura motora geral dos vertebrados.....	03
FIGURA 2	Modelo de estudo de localização anatômica de GPC.....	05
FIGURA 3	Estrutura hipotética dos Geradores centrais de padrão	06
FIGURA 4	Divisão dos grupos experimentais	16
FIGURA 5	Sequência de preparação do voluntário.....	20
FIGURA 6	Posicionamento do voluntário no sistema de suspensão	20
FIGURA 7	Posicionamento dos profissionais para realização do protocolo.....	21
FIGURA 8	Protocolo de teste.....	23
FIGURA 9	Atividade elétrica muscular (RMS) ao longo do ciclo entre membros.....	28
FIGURA 10	Atividade elétrica muscular (RMS) ao longo do ciclo entre músculos antagonistas	21

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Caracterização da amostra.....	26
TABELA 2	Comparação da atividade elétrica muscular entre grupos.....	35
TABELA 3	Resumo dos principais resultados.....	40

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I Parecer do CEP.....	52
ANEXO II Termo de consentimento Livre e Esclarecido.....	54

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACES

ASIA	American Spinal Injury Association
ADM	Amplitude de movimento
BF	Músculo biceps femoral
DTS	Direct Transmission System
EMG	Eletromiografia
E	Extensor
ES	Tamanho de efeito
F	Flexor
GC	Grupo controle
GPC	Gerador de Padrão Central
GL	Músculo gastrocnêmico lateral
GLA	Grupo Lesão Medular ASIA A
GLB	Grupo Lesão Medular ASIA B
GLC	Grupo Lesão Medular ASIA C e D
IN	Interneurnio
L1	Primeira raiz lombar
L2	Segunda raiz lombar
LM	Lesão Medular
MMII	Membros inferiores
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	Revisão de literatura	2
2.1	Locomoção e marcha humana	2
2.2	Controle neural da locomoção.....	3
2.3	Estudos com animais: evidências do papel dos GPC para a locomoção	8
2.4	Evidências do papel dos GPC para a locomoção humana.....	9
2.5	Lesão medular: Epidemiologia, quadro clínico e classificação.....	11
3	Justificativa	13
4	Objetivos	14
5	Método	15
5.1	Local e procedimentos éticos	15
5.2	Amostra	15
5.3	Medidas e Avaliação	17
5.4	Delineamento	17
5.5	Profissionais	18
5.6	Materiais.....	18
5.7	Protocolo experimental	18
5.8	Análise dos dados.....	25
6	Resultados	26
6.1	Caracterização da amostra.....	26
6.2	Variáveis cinemáticas- Tempo de passo e tempo de apoio	26
6.3	Atividade elétrica muscular.....	27
6.4	Relação temporal EMG- fases da marcha - Pico de atividade elétrica muscular durante o apoio.....	35
6.5	Relação temporal EMG- fases da marcha - Pico de atividade elétrica muscular durante o balanço	38
7	Discussão.....	41
7.1	Momento do pico de atividade elétrica muscular durante o apoio e balanço	43
7.2	Direcionamento para futuros estudos	44
8	Limitações do estudo	45
9	Conclusão	46
10	Referências Bibliográficas	47

1 Introdução

A Locomoção é provavelmente a atividade diária mais comum dos animais superiores, tendo como uma das características básicas a ritmicidade (LATASH, 2015).

No que tange à compreensão dos mecanismos que envolvem o controle da locomoção a abordagem teórica que mais se destaca é a teoria da programação motora que oferece a noção de um gerador de padrão central (GPC). Uma estrutura neural hipotética que gera atividade neural rítmica, a qual é convertida em atividade muscular rítmica, levando a um comportamento como a locomoção (LATASH, 2015).

A fim de elaborar modelos animais para a compreensão da capacidade de produção de movimentos rítmicos pelos GPC da medula espinal isolada ou seccionada, diversos autores utilizaram intervenções como o treino de marcha em esteira para produzir o *feedback* sensorial apropriado durante o ciclo de passo e desencadear padrões locomotores em animais com lesões completas (GRILLNER, 2003; CAZALETS et al, 1995; WOJCIK, et al, 2014).

Em humanos, as evidências da função dos GPC na produção de movimentos rítmicos são indiretas. No entanto, protocolos experimentais com humanos que sofreram secções totais ou parciais da medula espinal podem servir como base para a compreensão desse fenômeno. Tal técnica utiliza a marcha em esteira com suspensão parcial de peso para desencadear padrões locomotores em ambiente seguro e com padrões cinemáticos próximos à marcha fisiológica. Tal estratégia pode servir como ferramenta para a compreensão dos mecanismos neurais de controle de marcha em pessoas com lesão medular (LM) (MACKAY, 2002; MAEGELE et al., 2002; JAYARAMAN, 2008; HARKEMA, 2008; SMITH; KNIKOU, 2016).

Com base no potencial da obtenção de atividade locomotora do treinamento em esteira com suspensão de peso corporal (TLSP) e dos diferentes padrões de ativação muscular em função das características da lesão, faz-se necessária a análise detalhada da marcha com suspensão de peso corporal, incluindo a sincronização da cinemática com dados eletromiográficos, em indivíduos com classificações de lesão completa e incompleta, a fim de identificar a possível influência do comando supraespinal remanescente e dos GPC sobre os padrões de ativação muscular durante a marcha.

2 Revisão de literatura

2.1 Locomoção e marcha humana

A Locomoção é definida como uma ação motora que altera a localização inteira do corpo no ambiente e é provavelmente a atividade diária mais comum dos animais superiores, tendo como uma das características básicas a ritmicidade.

A capacidade de deslocar o corpo no espaço representou uma grande vantagem evolutiva e pode ser observada em diversos animais através de padrões como: rastejar, voar, nadar, andar e correr, sendo os dois últimos os modos de locomoção mais utilizados entre os humanos (LATASH, 2015).

No que tange à compreensão da possível organização das estruturas neurais centrais que controlam a locomoção, o grande número de músculos esqueléticos com diversas possibilidades de interações e graus de liberdade para cada articulação fomenta a hipótese de um sistema de controle hierárquico no qual os núcleos superiores geram comandos neurais comuns para grupos motores funcionais, a fim de reduzir o número de variáveis a serem manipuladas pelo sistema para cada tarefa (DANNA-DOS-SANTOS et al., 2014).

Nesse contexto, a abordagem teórica que mais se destaca é a teoria da programação motora que oferece, no caso da locomoção, a noção de um *gerador de padrão central* (GPC). O GPC é uma estrutura neural hipotética que subordinada à comandos superiores e influenciada pela interação com o ambiente (entrada sensorial) gera atividade neural rítmica, a qual é convertida em atividade muscular rítmica, levando a um comportamento rítmico como a locomoção (LATASH, 2015).

2.2 Controle neural da locomoção

2.2.1 Desencadeamento e modulação por centros superiores

Quando a intenção de movimento é gerada, esta informação deve ser transmitida do córtex à medula espinal por fibras nervosas que passam entre os núcleos da base, os quais exercem a influência inibitória tônica sobre os centros motores, que diminui quando um padrão motor é selecionado (ROY, 2012; GRILLNER, 2003; LATASH, 2015). A intenção de locomoção iniciada no córtex é efetivada pelas regiões motoras mesencefálica e subtalâmica pela desinibição dos núcleos da base e consequente ativação dos neurônios do centro locomotor na formação reticular do tronco encefálico, que transmitirão esses impulsos aos grupos musculares efetores, via medula espinal (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; LUNDY-EKMAN, 2002; GRILLNER, 2003). Iniciada a marcha, observa-se na medula espinal a atividade rítmica dos neurônios que formam os tratos reticuloespinal, vestibuloespinal, rubroespinal e espinocerebelar, com cada trato desempenhando funções específicas no comando e modulação da atividade muscular (ROY et al, 2012).

A figura 1 exemplifica um modelo simples de estrutura motora comum a todos os vertebrados.

Figura 1. Modelo de estrutura motora geral dos vertebrados

Adaptada de Grillner (2003)

Dessa forma, em um sistema nervoso intacto, estes tratos descendentes e ascendentes de origens e terminações anatomicamente distintas, com a medula espinal como trajeto comum, transmitem informações efetoras, perceptivas e moduladoras para os neurônios motores durante fases específicas do ciclo da marcha, produzindo padrões locomotores estreitamente relacionados ao *feedback* sensorial, processado no córtex, com o cerebelo produzindo ajustes finos e funcionais ao padrão locomotor.

Em um sistema nervoso lesionado, como em animais pós-seção medular, ainda podem ser observadas ações musculares rítmicas alternadas, provavelmente produzidas por circuitos celulares propriospinais de geração de movimentos padronizados, dependentes de aferência sensorial, os GPC, que também podem estar ativos durante a marcha sob controle dos centros superiores, mas tornam-se mais evidentes em estudos da medula espinal isolada (CAZALETS et al, 1995).

2.2.2 Geradores de padrão central de movimento

Os GPC são circuitos de células nervosas cujas interações sinérgicas podem produzir autonomamente padrões rítmicos de movimento. Essas estruturas foram descritas em diversos animais, os quais parecem estar envolvidos com o controle de diversas atividades, como frequência cardíaca, sono, mastigação, respiração e locomoção (MACKAY, 2002; BROCARD et al, 2010; WOJCIK, et al, 2014). Diversos estudos em modelos animais vêm sendo desenvolvidos para determinar anatomicamente a localização dos GPC no sistema nervoso e para descrever estrutural e funcionalmente os modelos de interação entre as células nervosas que compõem essas estruturas. Quanto à localização anatômica, modelos de roedores e felinos sugerem que os GPC locomotores desses animais estão nos segmentos lombo-sacrais da medula espinal (CAZALETS et al, 1995; HARKEMA et al, 1997).

A figura 2 foi retirada do estudo de Cazalets e colaboradores (1995), nela observa-se que a injeção de substância excitatória (precursor de serotonina) em níveis L1 e L2 gerou atividade de despolarização alternada rítmica nessas raízes, enquanto estimulação em outros níveis só gerou atividade tônica. Sugerindo que o GPC, nesse modelo localiza-se em nível L1, L2.

Figura 2. Modelo de estudo de localização anatômica de GPC

Fonte: (CAZALETS et al, 1995)

Sobre a estrutura e funcionamento em nível celular ilustrados na figura 3 um componente comum de muitos GPC já identificados é um oscilador central, composto por dois interneurônios bilateralmente simétricos inibindo-se reciprocamente para produzir um padrão de disparos anti-fase, gerando atividade motora rítmica por inibição recíproca entre os conjuntos, provavelmente com conexões diretas entre o GPC e os motoneurônios envolvidos (GRILLNER, 2003; MACKAY, 2002; CAZALETS et al, 1995; WOJCIK, et al, 2014)

Fig 3. Estrutura hipotética dos Geradores centrais de padrão

Adaptada de Frigon e Rossignol (2006). Legenda: CPG: GPC, IN: interneurônio, F: flexor, E: extensor

Em relação à locomoção, os GPC são estruturas capazes de gerar o padrão locomotor dos membros inferiores, caracterizado por alternância de ativação de músculos extensores e flexores de cada membro em oposição ao membro contralateral, estando inativos em repouso, e em sistema nervoso intacto sendo ativados e desativados por sinais dos centros de comando encefálicos (BARRIÈRE et al, 2008; GRILLNER, 1996; BROCARD et al, 2010).

2.2.3 Mecanismos aferentes na modulação dos GPC

A produção autônoma de padrões locomotores em animais descerebrados ou submetidos à secção medular (espinalizados) chama a atenção dos pesquisadores para mecanismos aferentes em relação aos resultados do movimento em curso e seu papel fundamental em iniciar ou modular o ritmo locomotor em muitas espécies de invertebrados e vertebrados. Essas informações podem ter origens diversas em relação ao mecanismo sensitivo envolvido e à localização do estímulo no membro inferior.

Para avaliar o papel dos diferentes mecanismos sensitivos na função dos GPC, alguns estudos com gatos submetidos a secções medulares avaliaram respostas proprioceptivas dos músculos atuantes na articulação proximal (quadril) ou distal (tornozelo) do membro inferior (WHELAN, 1996; GRILLNER; ROSSIGNOL, 1978; ANDERSSON; GRILLNER, 1983). Outros pesquisadores focaram nos estímulos superficiais em extremidade distal do membro inferior (FORSSBERG et al., 1976). De acordo com esses estudos, a propriocepção e informação tátil desencadeiam e modulam a atividade rítmica de marcha de acordo com a fase do ciclo em que os estímulos são fornecidos.

Em humanos, estudos como o de Harkema et al. (1997), com indivíduos com lesão medular completa ou incompleta, reforçam o envolvimento hipotético do órgão neurotendíneo (antigo órgão tendinoso de Golgi - OTG) como receptor de detecção de carga durante a marcha, detectando maior atividade eletromiográfica em músculos extensores do membro inferior submetido à descarga de peso. A descarga de peso na marcha provém informações aferentes que resultam em aumentos na amplitude de sinal eletromiográfico de extensores e flexores independentemente da quantidade de informação supraespinal disponível aos circuitos proprioespinais (DIETZ, 1998; DIETZ et al., 2002; HARKEMA et al., 1997; KOJIMA et al., 1999).

Esses dados mostram que a propriocepção relacionada à marcha pode coordenar impulsos motores espinais, em uma sequência rítmica eficaz, capaz de gerar atividade muscular em padrão locomotor, mesmo quando o indivíduo não é capaz de produzir o mesmo padrão motor voluntariamente em posições de repouso (MAEGELE et al., 2002). As informações sensitivas, proprioceptivas ou táteis, fornecem respostas sobre a fase do ciclo da marcha do membro contralateral, como sobre a descarga de peso ipsilateral, constituindo fatores cruciais na determinação da transição entre fases de apoio e balanço do membro inferior, e no tempo de manutenção do membro na fase de apoio. Dessa forma, o *feedback* sensorial proprioceptivo ou tátil é fator essencial para o desencadeamento e modulação dos padrões locomotores.

Conhecendo-se o potencial de geração de padrões locomotores pela medula espinal, como as condições para desencadeamento dessa atividade, alguns autores têm investigado a manifestação desses padrões locomotores, assim como a sua transposição para o contexto da recuperação funcional, tanto em animais quanto em humanos.

2.3 Estudos com animais: evidências do papel dos GPC para a locomoção

Dada a capacidade de produção de movimentos rítmicos pelos GPC da medula espinal isolada ou seccionada e a necessidade de estímulos sensoriais para desencadear e modular os padrões de movimento, autores utilizaram intervenções como o treino em esteira para produzir o *feedback* sensorial apropriado durante o ciclo de passo e desencadear padrões locomotores em animais com lesões completas e incompletas. Destaca-se o potencial desse tipo de técnica para facilitar a recuperação funcional de marcha em animais com lesões incompletas (GRILLNER; ROSSIGNOL, 1978; BARRIÈRE et al, 2008; GRILLNER, 2003; ANDRADE et al, 2010).

Courtine et al. (2008) observaram a recuperação espontânea de movimentos similares à locomoção e boa adaptabilidade à esteira em ratos com lesão incompleta, chegando a atingir padrões de marcha próximos aos pré-lesionais. Nos animais após lesão completa, observaram-se padrões automáticos de característica estereotipada em resposta ao estímulo de marcha fornecido pela esteira, evidenciando, segundo os autores, possibilidade de reorganização e plasticidade em lesões incompletas em oposição ao surgimento de movimentos estereotipados provavelmente gerados pelo GPC em animais com lesão completa.

No aspecto da recuperação funcional mediada pelos GPC, Barrière et al. (2008) testaram a efetividade do treino locomotor em esteira em promover plasticidade por meio dos GPC em lesões completas e incompletas. Dados eletromiográficos e cinemáticos sincronizados, obtidos por Barrière et al. (2008), mostraram que, após a lesão incompleta, todos os gatos recuperaram a habilidade de locomoção quadrupedal porém, os gatos treinados atingiram padrões mais eficientes de marcha em menor tempo. Após a lesão completa, todos os gatos expressaram respostas locomotoras rítmicas condicionadas a estímulo inicial de posicionamento das patas traseiras à frente do quadril no início da fase de apoio, sendo que os gatos previamente treinados foram capazes de gerar movimentos em resposta a maiores velocidades da esteira

Com base nos resultados obtidos em animais com LM completa e incompleta, pôde-se identificar o potencial do GPC em gerar movimentos rítmicos e coordenados e sua capacidade de receber e interpretar informações proprioceptivas derivadas dos membros posteriores. Esses movimentos rítmicos são característicos de padrões de marcha e estão condicionados a estímulos como o de deslocamento de uma esteira, gerando postura e marcha efetivas, abaixo do nível de consciência, especialmente em lesões completas, podendo haver maiores possibilidades de adaptação e plasticidade em animais com lesão incompleta, que geralmente atingem padrões de marcha mais eficiente com características de ativação mais próximas as da marcha voluntária.

2.4 Evidências do papel dos GPC para a locomoção humana

Em humanos, as evidências da função dos GPC na produção de movimentos rítmicos, são indiretas e sua localização é inconclusiva, com hipóteses meramente especulativas de que a localização dessas estruturas possa estar em segmentos lombosacrais (MACKAY, 2002).

Uma abordagem experimental foi realizada no estudo de Gerasimenko e colaboradores (2010) que avaliaram em seres humanos sem lesão a possibilidade de ativação dos circuitos locomotores espinais por estimulação eletromagnética espinal (SEMS). E foi observado que a SEMS (3 Hz e 1,3 a 1,82 Tesla) sobre as vértebras T11-T12 induziu movimentos involuntários bilaterais semelhantes a padrões locomotores nas pernas de indivíduos colocados em uma posição neutra em relação à gravidade (decúbito lateral com membros inferiores suspensos).

Além de configurações experimentais específicas como a elaborada no estudo de Gerasimenko, há em contexto clínico uma abordagem de intervenção para a recuperação da locomoção para pessoas com LM que utiliza o conceito dos GPC, qual seja o TLSP. Esse recurso permite que os indivíduos andem com um padrão quase normal de marcha com auxílio robótico ou manual em membros inferiores, enquanto seu peso é parcialmente suspenso, podendo ser considerado uma intervenção segura, por ser realizada em ambiente controlado (HARKEMA, 2008).

A partir dos resultados de modelos animais, o conceito geral do controle motor neural, que faz do treino locomotor uma estratégia terapêutica efetiva após a LM em

humanos, é o alto nível de automatismo do sistema nervoso, cujos componentes essenciais seriam os GPC que coordenam atividades neurais em tarefas específicas de postura e marcha em resposta a estímulos sensoriais periféricos (ROY et al, 2012).

Além da velocidade constante produzida pela esteira ajudar a enfatizar o componente rítmico dos movimentos voluntários e trabalhar com a cinemática adequada das fases da marcha (JAYARAMAN, 2008; HARKEMA, 2008). Dadas essas propriedades, o treino de marcha em indivíduos com lesões clinicamente completas ou incompletas resulta em melhor recrutamento motor e reciprocidade entre agonistas e antagonistas em comparação com esforços voluntários direcionados a produzir movimentos similares de flexão e extensão de quadril, joelho e tornozelo (MAEGELE et al., 2002; SMITH; KNIKOU, 2016). No entanto, respostas diferentes podem ser esperadas em lesões completas e incompletas, com amplitudes relativas mais baixas da atividade eletromiográfica em indivíduos com LM completa em comparação com indivíduos com lesão incompleta e indivíduos saudáveis, podendo ser influenciada pelos impulsos provenientes das vias descendentes supraespinais preservadas (HARKEMA et al., 2011).

Em indivíduos com LM clinicamente incompleta, as vias descendentes restantes podem ter um papel facilitador na reorganização dos circuitos espinais, promovendo a reaprendizagem dependente de atividade, quando informações sensoriais apropriadas relacionadas à locomoção são fornecidas para o circuito medular que conduz à plasticidade nos níveis espinais e supraespinais (ROY et al, 2012; COURTINE et al, 2008). Para esses indivíduos, as maiores possibilidades de reorganização e plasticidade, combinadas à função dos GPC, podem sugerir um importante potencial de recuperação.

Em indivíduos com LM clinicamente completa ou com preservação apenas sensorial, o uso do treino locomotor ainda não teve êxito documentado em promover ganhos na habilidade locomotora, apesar de nesses indivíduos também serem observados padrões locomotores durante marcha na esteira com suspensão parcial de peso e assistência manual, indicando a capacidade da medula espinal humana em produzir padrões similares à locomoção (COLOMBO et al, 1998; HARKEMA, 2008).

Até o momento, as análises de cinemática e eletromiografia revelaram que a locomoção espinal induzida (teoricamente mais comum em lesões completas) difere da marcha voluntária (mais viável em lesões incompletas) em muitos aspectos importantes.

Além disso, não se sabe se as redes neuronais lombossacrais (provável localização dos GPC), na ausência de entrada do cérebro, sustentariam locomoção com descarga de peso completa que se assemelha a marcha dentro de padrões fisiológicos (COURTINE et al., 2008).

Portanto, além de oferecer ferramentas para a compreensão dos mecanismos neurais de controle da locomoção em humanos, o TLSP pode ser uma estratégia terapêutica para pessoas com LM, considerando ainda as possíveis diferenças nas respostas observadas entre indivíduos com diferentes extensões de lesão.

2.5 **Lesão medular: Epidemiologia, quadro clínico e classificação**

A epidemia global da LM acomete cerca de 2,5 milhões de pessoas, com a incidência aproximada de 130 mil novos casos anuais (MAYNARD et al, 1997), dos quais estima-se que 10 mil aconteçam no Brasil, de acordo com dados do Ministério da Saúde (OMS, 2004).

Os danos estruturais à medula espinal podem ser provocados tanto por mecanismos primários quanto secundários. Sendo a lesão primária a própria lesão mecânica, e a secundária o resultado de um ou mais processos bioquímicos e celulares desencadeados pela lesão primária (BUNGE, et al, 1993). Entre as lesões traumáticas, os líderes das causas de LM são os acidentes de trânsito, quedas e violência (ISCOS, 2013). A proporção de LM traumáticas e não traumáticas varia dentro de ampla gama e parece diferir em todas as regiões do mundo. Historicamente, até 90% das LM têm origem traumática, mas os dados de estudos mais recentes indicam a leve tendência no sentido de um aumento da participação das lesões não traumáticas como tumores, infecções e lesões vasculares (RONEN et al, 2004; COSTACURTA et al., 2010; CRISTANTE et al, 2012).

Danos aos elementos neurais contidos no canal medular podem acarretar perda ou diminuição da função motora e/ou sensorial, controle vasomotor, esfíncteriano e função sexual, o que resulta em quadros clínicos diversificados, dependentes do tipo, nível e extensão dos danos, comprometendo diretamente o grau de funcionalidade do indivíduo (HARNESS, et al, 2008; GINIS et al, 2011; BROMLEY, 1997). Entre esses comprometimentos funcionais, destaca-se a paralisia incompleta ou completa dos membros inferiores a qual, além de comprometer o desempenho das AVD, limita ou até mesmo impossibilita, a deambulação (LIVERMAN et al, 2005; EFFING et al, 2006).

Sendo essa restrição locomotora uma das limitações com a qual as pessoas com LM têm mais dificuldade de conviver e que é uma condição devastadora com impacto na vida de quem a sofre (LAPOINTE et al, 2001).

2.5.1 Classificação

O segmento medular afetado no trauma e sua alteração neurológica no exame neurológico padronizado definem os níveis da LM. Deste modo, o nível neurológico é o segmento mais caudal da medula espinal com funções sensitiva e motora normais de ambos os lados do corpo.

A LM pode ser classificada como incompleta ou completa. A lesão incompleta é considerada quando ocorre preservação parcial da função sensitiva e/ou motora abaixo do nível neurológico, incluindo segmento sacral mais baixo, e a completa ocorre na ausência de sensibilidade e motricidade no segmento sacral distal (MAYNARD et al, 1997) Além da classificação do nível neurológico e se a lesão é considerada completa ou incompleta, a lesão na medula espinal é dividida de acordo com a Escala de Deficiência do ASIA (Modificada de Frankel). Nesta escala, o grau de deficiência é classificado em: A) Completa: Não há função motora ou sensitiva preservada nos segmentos sacros S4-S5; B) Incompleta: Há função sensitiva, porém não motora preservada abaixo do nível neurológico estendendo-se até os segmentos S4-S5; C) Incompleta: Há função sensitiva, porém não motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos chave abaixo do nível apresenta grau de força inferior a 3 (considerando avaliação de força muscular do ASIA 0-5); D) Incompleta: Há função sensitiva, porém não motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos chave abaixo do nível apresenta grau de força maior ou igual a 3; E) Normal: As funções sensitivas e motoras são normais (MARINO et al., 2003; KIRSHBLUM et al, 2011).

3 **Justificativa**

Com base no potencial do treinamento em esteira com suspensão de peso corporal na obtenção de atividade locomotora, das diferentes possibilidades de resposta em função das características da lesão e com a sabida importância do *input* sensorial nos padrões de ativação muscular durante a marcha, ainda não se sabe o quanto a atividade muscular gerada é dependente da ocorrência de controle voluntário de centros supraespinais ou se, mesmo em lesões incompletas, essa atividade muscular é dependente da ativação dos circuitos proprioespinais (GPC) pelos estímulos sensoriais.

Tal esclarecimento é fundamental, pois os estudos com indivíduos com LM, além de servir como um modelo para a compreensão do controle neural da locomoção humana podem embasar modelos de intervenção específicos para populações com déficits neurológicos.

Portanto, é necessária a análise detalhada da marcha com suspensão de peso corporal, com sincronização dos dados cinemáticos e eletromiográficos, em indivíduos com diversas classificações de lesão segundo a ASIA, para identificar a influência do comando supraespinal remanescente e do GPC sobre os padrões de ativação muscular na marcha.

4 Objetivos

4.1.1 Objetivo geral

Avaliar as respostas biomecânicas geradas por indivíduos sem lesão e com lesão medular completa e incompleta, durante protocolo de marcha com suspensão parcial de peso na esteira.

4.1.2 Objetivos específicos

- a) Caracterizar as respostas biomecânicas da marcha com suspensão parcial de peso e assistência manual em indivíduos com lesões completas;
- b) Caracterizar as respostas biomecânicas da marcha com suspensão parcial de peso e assistência manual em indivíduos com diferentes extensões de lesões incompletas;
- c) Comparar as respostas obtidas entre os grupos com lesões completas e incompletas e o grupo controle sem lesão.

5 **Método**

5.1 **Local e procedimentos éticos**

Este trabalho foi realizado em parceria com a Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (EEFEUSP, Laboratório de Comportamento Motor e Laboratório de Biomecânica) e o centro de recuperação ACREDITANDO. Os sujeitos e os auxiliares foram recrutados no centro especializado em recuperação neuromotora por Terapias baseadas em atividade, Acreditando (Centro de Recuperação Neuromotora, Saúde e Bem- Estar Ltda.), localizado em São Paulo.

O estudo foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa da EEFEUSP aprovado sob o número CAAE: 54939816.2.0000.5391 (ANEXO 1). Todos os indivíduos preencheram o termo de consentimento livre e esclarecido. (ANEXO 2).

5.2 **Amostra**

5.2.1 **Tamanho da amostra**

Em estudos prévios que utilizaram análise eletromiográfica de indivíduos com LM, a maior amostra encontrada foi 17 sujeitos, os grupos foram compostos no máximo com 9 sujeitos, totalizando 18 indivíduos com LM (MAEGELE et al., 2002; GORASSINI et al., 2009; DY et al., 2010; HARKEMA et al., 2012; ANGELI et al., 2014; KNIKOU; MUMMIDISETTY, 2014; FENUTA; HICKS, 2014 ; KNIKOU, et al., 2015). Com base no tamanho amostral desses estudos, foram recrutados 20 indivíduos com LM e 20 indivíduos sem lesão para compor o grupo controle.

A divisão dos grupos está representada na figura 4.

Figura 4. Divisão dos grupos experimentais

Legenda: GC- grupo controle, GLA- grupo com lesão medular ASIA A, GLB- grupo com lesão medular ASIA B, GLC- grupo com lesão medular ASIA C e D.

5.2.2 Critérios de inclusão

Para o GC foram recrutados indivíduos saudáveis, sem lesão, fisicamente ativos e com idades pareadas ao grupo experimental.

Para os grupos com lesão medular, foram recrutados indivíduos com lesão medular que preenchiam os seguintes critérios: Diagnóstico de LM crônica (>1 ano) completa ou incompleta, dos níveis cervicais aos torácicos (C2-T12), independentemente da etiologia da lesão, sem capacidade de deambular, já familiarizados ao treino de marcha em esteira com suspensão parcial de peso.

Foram incluídos sujeitos que não apresentavam comorbidades associadas que limitassem a participação no teste, como limitações musculoesqueléticas (encurtamento e deformidades que limitem a amplitude de movimento de quadril, joelho e tornozelo), espasticidade com pontuação máxima de 2 na escala de Ashworth (aumento do tônus muscular na maior parte da ADM, mas possível realizar movimentação passiva ao longo da ADM completa), alterações cardiovasculares, intolerância ao uso do colete de

suspensão ou lesões na pele que inviabilizassem a assistência do profissional nos membros inferiores.

Para participar dos testes, todos os sujeitos apresentaram liberação médica para realização do treino locomotor com suporte de peso corporal em esteira bem como termo de consentimento livre e esclarecido para participação no estudo (ANEXO 1).

5.2.3 Critérios de exclusão

O teste foi interrompido e os sujeito excluído em caso 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 Medidas e Avaliação

Inicialmente, foi feita uma anamnese detalhada na qual foram colhidos os dados: idade, tempo de lesão e tempo de participação em programa de TLSP em esteira, foi avaliada espasticidade dos músculos extensores e flexores de joelho e tornozelo por meio da escala de Ashworth modificada (BOHANNON; SMITH, 1987) e as lesões dos sujeitos participantes foram classificadas de acordo com a escala internacional ASIA, quanto ao nível de lesão e classificação em completa ou incompleta.

A partir dos dados iniciais cada sujeito foi alocado em um grupo de acordo com a classificação da lesão pelo ASIA: grupo com lesões completas (ASIA A) motoramente completas (ASIA B) ou com lesões motoramente incompletas (ASIA C e D).

5.4 Delineamento

Estudo transversal de casos-controles envolvendo quatro grupos: Lesão Medular completa (GLA), Lesão Medular motoramente completa e sensorialmente incompleta ASIA B (GLB), Lesão medular motoramente incompleta ASIA C e D (GLC) e Grupo Controle (GC) composto por sujeitos sem lesão. Durante o TLSP, ambos os grupos foram submetidos ao mesmo protocolo, com suspensão do peso corporal, duração total

do treino e velocidades pré-definidas. Nos grupos com lesão medular a posição dos profissionais que realizaram a assistência em membros inferiores durante o TLSP foi pré-definida e mantida em todas as coletas.

5.5 Profissionais

Foram selecionados profissionais da reabilitação (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.

5.6 Materiais

O TLSP em esteira foi realizado em sistema de suspensão portátil (Cajumoro) associado a equipamento de esteira rolante (Movement E 730). Os dados de EMG foram obtidos por equipamento EMG 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).

Para pesagem dos voluntários foram utilizadas acopladas ao sistema de suspensão duas balanças industriais digitais portáteis (WeiHeng) modelo de gancho de suspensão com capacidade de 300Kg cada.

5.7 Protocolo experimental

5.7.1 Preparação do voluntário

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 trata-se 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, marcação dos pontos indicados pela SENIAM (2010), nos músculos vasto lateral (VL) e tibial anterior (TA) bilateralmente, tricotomia, abrasão por lixa fina, assepsia e fixação dos eletrodos de superfície ativos nos pontos dos músculos VL e TA, bilateralmente (Figura 5- 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), bíceps femoral (BF), e gastrocnêmio lateral (GL), tricotomia, abrasão por lixa fina, assepsia e fixação dos eletrodos de superfície ativos nos pontos desses músculos (Figura 5- 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 (Figura 5- 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 (Figura 5- D e E).
- 8) Acoplamento do sistema à esteira; sistema de análise cinemática
- 9) Com voluntário já posicionado na esteira: ajuste do sistema de suspensão em 80% do peso corporal e recalibração do sistema Myomotion.

Figura 5. Sequência de preparação do voluntário

Figura 6. Posicionamento do voluntário no sistema de suspensão

5.7.2 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.

Todos os testes foram realizados por um grupo de três profissionais pré-selecionados. Um integrante foi responsável por estabilizar o quadril, realizar os comandos verbais e checar as necessidades de orientações e correções ao longo do protocolo e dois profissionais realizaram a assistência dos movimentos dos membros inferiores ao longo dos ciclos da marcha dos grupos com LM, respeitando as orientações de posicionamento e princípios do TLSP.

Figura 7. Posicionamento dos profissionais para realização do protocolo

A suspensão de peso utilizada foi definida a partir das coletas piloto em 80% do peso corporal a critério dos aplicadores do teste, a fim de permitir a realização do ciclo de marcha em segurança com a menor suspensão de peso possível.

Para ajuste do aparato com a mesma suspensão para todos os indivíduos, foi realizada pesagem dos indivíduos já com o aparato experimental montado, onde foi obtido 100% do peso corporal adicionado ao equipamento. Em seguida, foi realizado o cálculo de 80% do valor total. Ao acoplar o voluntário à esteira os membros inferiores foram mantidos relaxados (para grupo controle e indivíduos com LM que pudessem apresentar movimentos voluntários ou espasticidade) e o peso foi descarregado até que se obtivesse a pesagem correspondente a 80% de suspensão.

Os testes tiveram duração total de 6 minutos, sendo o minuto inicial para calibragem, preparação e orientações iniciais seguido de blocos de um minuto foram realizados nas velocidades 2,0 km/h, 3,0 km/h e 4,0 km/h em ordem aleatória definida por sorteio para cada indivíduo.

Entre cada bloco foi realizada uma pausa de 1 minuto. Durante a pausa foi realizada a recalibragem dos sensores inerciais e os pesquisadores checaram os posicionamentos dos eletrodos e sensores inerciais e verificaram o aparecimento de possíveis lesões de pele.

Figura 8. Protocolo de teste.

Legenda: GC- grupo controle, GLA- grupo com lesão medular ASIA A, GLB- grupo com lesão medular ASIA B, GLC- grupo com lesão medular ASIA C e D

5.7.3 Cinemetria

As variáveis cinemáticas, para caracterizar o padrão de movimento de membros inferiores durante a marcha 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, tíbia 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.

No entanto, os dados de *footswitch* 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), nos quais o corte de cada ciclo foi realizado visualmente a partir dos gráficos de deslocamento angular.

A partir dessas informações, foram calculadas as variáveis cinemáticas de tempo de apoio e tempo de passo e além da divisão do ciclo entre apoio e balanço os dados foram subdivididos em 1º, 2º e 3º terços de apoio do membro inferior direito e 1º, 2º e 3º terços de apoio do membro inferior esquerdo.

5.7.4 Dados de eletromiografia de superfície (EMGs)

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 bit acoplado em seu interior, e pelo programa *Myoresearch*, com frequência de amostragem 3 kHz. Os músculos avaliados foram: vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmico lateral (GL), bilateralmente. Foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis modelo 2223 da 3M, com distância entre centros dos eletrodos 20mm. O posicionamento dos eletrodos seguiu as indicações do SENIAM (2010). Para melhor fixar os eletrodos e diminuir a impedância da pele, facilitando a aquisição do sinal, realizou-se a tricotomia, abrasão por lixa fina, removendo a camada sebácea da pele, e a assepsia com álcool.

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.

5.8 Análise dos dados

A análise estatística foi feita no Software SPSS (versão 20).

Os dados de caracterização amostral foram analisados descritivamente por meio de média e desvio padrão e um teste t–Student foi realizado para verificar o pareamento das amostras em relação às idades.

A atividade elétrica dos músculos e as variáveis temporais de passo analisadas foram comparadas entre grupos, velocidades e lados do corpo considerando os seis momentos durante o ciclo: 1º, 2º e 3º terços de apoio do membro inferior direito e 1º, 2º e 3º terços de apoio do membro inferior esquerdo por meio de análise de variância múltipla (MANOVA) e do cálculo do tamanho do efeito (ES) para ilustração do poder do teste.

Para comparação post hoc dos pares de médias de variáveis foi utilizado o teste de Tukey.

Também foi calculado o momento do pico de ativação de cada músculo por fase (apoio e balanço).

Esse estudo faz parte de um projeto maior em que também foram utilizadas as comparações entre velocidades. A fim de realizar as análises propostas para esse estudo os dados de atividade muscular apresentados serão referentes aos obtidos em velocidade 4 km/h.

Para todas as análises foi adotado um nível de significância $\alpha < 0,05$

6 Resultados

6.1 Caracterização da amostra

Foram recrutados 20 indivíduos com LM subdivididos em três grupos de acordo com a classificação da lesão e 20 indivíduos sem lesão para compor o grupo controle, segundo os critérios de inclusão pré-estabelecidos. As características da amostra estão representadas na tabela 1.

Tabela 1. Caracterização da amostra

Grupo	N total	n° T1 a T12	n° C2 a C7	Idade: média (d.p)
Total LM	20	12	8	35.6 (12.3)
GLA-	13	8	5	37.5 (9.8)
GLB	3	1	2	29.7 (10.7)
GLC	4	3	1	26.5 (9.6)
GC	20	-	-	33 (12.1)

Legenda: GLA- grupo com lesão medular completa (ASIA A), GLB- grupo com lesão medular sensorialmente incompleta (ASIA B), GLC- grupo com lesão medular motoramente incompleta (ASIA C e D), d.p- desvio padrão.

O teste t -Student indicou que a um nível de significância $\alpha=0,05$ as idades não apresentaram diferenças significativas entre os grupos LM e Controle ($p=0,67$).

Todos os sujeitos apresentaram pontuação máxima para espasticidade 2 (aumento do tônus muscular na maior parte da ADM, mas possível realizar movimentação passiva ao longo da ADM completa), de acordo com escala de Ashworth e não deambulavam de forma independente.

Todos os indivíduos recrutados foram avaliados e nenhum teste precisou ser interrompido.

6.2 Variáveis cinemáticas- Tempo de passo e tempo de apoio

O tempo total de passo e de apoio foram comparados entre grupos, velocidades e lados do corpo por meio de análise de variância múltipla (MANOVA).

A relação entre passo e apoio não foi diferente entre grupos

6.2.1.1 Testes post hoc - Tempo total de passo e tempo total de apoio

O teste post hoc de Tukey indicou que não houve diferenças no tempo total de passo entre os grupos e que o tempo total de apoio foi diferente entre os grupos 1 versus 4 ($p < 0,05$). Entre os demais grupos não houve diferenças no tempo total de apoio.

6.3 Atividade elétrica muscular

As figuras 9 e 10 ilustram em cada grupo o comportamento da atividade muscular ao longo do ciclo na velocidade 4 km/h, comparando os músculos homólogos contralaterais (figura 9) e os músculos antagonistas de um mesmo membro (figura 10)

Figura 9. Atividade elétrica muscular (RMS) ao longo do ciclo entre membros

Legenda: GLA- grupo com lesão medular completa (ASIA A), GLB- grupo com lesão medular sensorialmente incompleta (ASIA B), GLC- grupo com lesão medular motoramente incompleta (ASIA C e D), 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 direito; GLE: gastrocnêmio lateral esquerdo. Eixo y: valores RMS da atividade muscular; eixo x: fases do ciclo de marcha.

Figura 10. Atividade elétrica muscular (RMS) ao longo do ciclo entre músculos antagonistas

Legenda: GLA- grupo com lesão medular completa (ASIA A), GLB- grupo com lesão medular sensorialmente incompleta (ASIA B), GLC- grupo com lesão medular motoramente incompleta (ASIA C e D); 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 direito; GLE: gastrocnêmio lateral esquerdo. Eixo y: valores RMS da atividade muscular; eixo x: fases do ciclo de marcha.

A atividade elétrica muscular foi comparada entre grupos e suas interações com velocidades e lados do corpo por meio de análise de variância múltipla (MANOVA) durante diferentes fases da marcha.

6.3.1 Terço inicial do apoio

O grupo afetou a atividade elétrica ($F_{24,6224}=75,4$ $p<0,001$, $\eta^2=0,21$, $ES=1,0$) nos músculos VLD ($F=166$ $p<0,001$, $\eta^2=0,18$, $ES=1,0$), VLE ($F=11,2$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), BFD ($F=18,3$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), BFE ($F=10,5$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), TAD ($F=186,8$ $p<0,001$, $\eta^2=0,20$, $ES=1,0$), TAE ($F=79,7$ $p<0,001$, $\eta^2=0,10$, $ES=1,0$), GLD ($F=210$ $p<0,001$, $\eta^2=0,22$, $ES=1,0$), GLE ($F=118$ $p<0,001$, $\eta^2=0,14$, $ES=1,0$).

Houve efeito das interações grupo versus velocidade ($F_{48,10563}=10,1$ $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$), grupo versus lado ($F_{24,6224}=12,9$ $p<0,001$, $\eta^2=0,04$, $ES=1,0$), velocidade versus lado ($F_{16,4291}=4,1$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=1,0$), e grupo versus velocidade versus lado ($F_{40,9356}=5,2$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=1,0$).

A interação entre grupo e velocidade afetou a atividade elétrica dos músculos BFD ($F=6,4$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), BFE ($F=16,8$, $p<0,001$, $\eta^2=0,04$, $ES=1,0$), TAD ($F=10,4$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), TAE ($F=2,6$, $p=0,01$, $\eta^2=0,007$, $ES=0,86$) e GLD ($F=10,2$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$).

A interação grupo e lado afetou a atividade elétrica dos músculos VLD ($F=3,5$, $p=0,02$, $\eta^2=0,003$, $ES=0,66$), BFE ($F=6,4$, $p<0,002$, $\eta^2=0,006$, $ES=0,90$) e TAD ($F=5,3$, $p<0,005$, $\eta^2=0,005$, $ES=0,84$).

A interação grupo, velocidade e lado afetou a atividade elétrica dos músculos VLD ($F=3,4$, $p<0,004$, $\eta^2=0,008$, $ES=0,91$), BFD ($F=5,8$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), BFE ($F=13,3$, $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$) e TAD ($F=3,0$, $p<0,01$, $\eta^2=0,007$, $ES=0,86$).

6.3.1.1 Testes post hoc atividade elétrica muscular no terço inicial do apoio entre grupos.

Os testes post hoc de Tukey com as comparações entre grupos indicaram que:

No músculo VLD a maior ativação aconteceu no grupo 3 ($p<0,05$) e os grupos GLA, GLB, e GC apresentaram mesma ativação ($p>0,05$).

No músculo VLE a maior ativação do grupo GLA ($p<0,05$) e grupo controle apresentou a menor ativação ($p<0,05$). Os grupos GLB e GLC apresentaram mesma ativação ($p>0,05$).

No músculo BFD o grupo GLB apresentou maior ativação que os demais grupos, o Grupo GLA apresentou maior ativação que os grupos GLC e controle e o GC apresentou a menor ativação entre os grupos ($p<0,05$).

No músculo BFE a maior ativação aconteceu no grupo GLC ($p<0,05$), o grupo GLB foi maior que o controle e o GLA ($p<0,05$) e não houve diferença entre os grupos GLA e GC ($p>0,05$).

No músculo TAD não houve diferença entre os grupos GLC e controle ($p>0,05$), ambos apresentaram maior ativação que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo GLB apresentou a menor ativação ($p<0,05$).

No músculo TAE a maior ativação ocorreu no grupo controle ($p<0,05$), o grupo GLC foi maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$) e o grupo GLB apresentou a menor ativação ($p<0,05$).

No músculo GLD a maior ativação ocorreu no grupo controle ($p<0,05$), o grupo GLC foi maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). Os grupos GLA e GLB não apresentaram diferenças ($p>0,05$).

No músculo GLE a maior ativação ocorreu no grupo GLC ($p<0,05$), o grupo controle foi maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). Os grupos GLA e GLB não apresentaram diferenças ($p>0,05$).

6.3.2 Segundo terço do apoio

O grupo afetou a atividade elétrica ($F_{24,6224}=92,3$ $p<0,001$, $\eta^2=0,25$, $ES=1,0$), para os músculos VLD ($F=159$, $p<0,001$, $\eta^2=0,18$, $ES=1,0$), VLE ($F=10,3$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), BFD ($F=32,5$, $p<0,001$, $\eta^2=0,04$, $ES=1,0$), BFE ($F=14,8$ $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), TAD ($F=251$, $p<0,001$, $\eta^2=0,20$, $ES=1,0$), TAE ($F=57,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,07$, $ES=1,0$), GLD ($F=248$, $p<0,001$, $\eta^2=0,25$, $ES=1,0$), GLE ($F=127$, $p<0,001$, $\eta^2=0,15$, $ES=1,0$).

Houve efeito das interações grupo versus velocidade ($F_{48,10563}=9,3$ $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$), grupo versus lado ($F_{24,6224}=20,1$ $p<0,001$, $\eta^2=0,07$, $ES=1,0$), velocidade versus lado ($F_{16,4291}=5,8$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), e grupo versus velocidade versus lado ($F_{40,9356}=6,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$).

A interação entre grupo e velocidade afetou a atividade elétrica dos músculos BFD ($F=9,0$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $poder=1,0$), BFE ($F=18,7$, $p<0,001$, $\eta^2=0,05$, $poder=1,0$), TAD ($F=10,6$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $poder=1,0$), TAE ($F=4,3$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $poder=0,98$) e GLD ($F=12,1$, $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $poder=1,0$).

A interação entre grupo e lado afetou a atividade elétrica dos músculos VLD ($F=13,6$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=1,0$), BFD ($F=4,0$, $p<0,007$, $\eta^2=0,006$, $ES=0,84$), BFE ($F=16,1$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), TAD ($F=30,0$, $p<0,001$, $\eta^2=0,04$, $ES=1,0$), TAE ($F=16,5$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$) e GLD ($F=18,5$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$).

A interação entre grupo, velocidade e lado afetou a atividade elétrica dos músculos BFD ($F=4,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,011$, $ES=0,98$), BFE ($F=10,6$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), TAD ($F=3,8$, $p<0,002$, $\eta^2=0,009$, $ES=0,94$), TAE ($F=4,4$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,96$) e GLD ($F=6,2$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$).

6.3.2.1 Testes post hoc atividade elétrica no segundo terço do apoio por grupo

Os testes post hoc de Tukey com as comparações entre grupos indicaram que:

No músculo VLD a maior ativação aconteceu no grupo GLC ($p<0,05$) e os grupos GLA, GLB, e GC apresentaram mesma ativação ($p>0,05$).

No músculo VLE a maior ativação aconteceu no grupo GLA e o grupo GLC apresentou maior atividade que os grupos GLB e GC ($p<0,05$). Os grupos 2 e controle não apresentaram diferenças ($p>0,05$).

No músculo BFD o grupo GLB apresentou maior ativação, o grupo GLA apresentou maior ativação que os grupos GLC e controle e o grupo GC apresentou a menor ativação entre os grupos ($p<0,05$).

No músculo BFE a maior ativação aconteceu no grupo GLC ($p<0,05$), a ativação do grupo GLB foi maior que dos grupos GLA e GC ($p<0,05$) e não houve diferença entre os grupos GLA e GC ($p>0,05$).

No músculo TAD o grupo GLC apresentou maior ativação que os grupos GLA, GLB e controle ($p>0,05$), a ativação no grupo controle foi maior que nos grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo GLB apresentou a menor ativação ($p<0,05$).

No músculo TAE não foram observadas diferenças de ativação entre os grupos GLC e controle ($p>0,05$), ambos apresentaram maior ativação que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo GLB apresentou a menor ativação ($p<0,05$).

No músculo GLD a maior ativação ocorreu no grupo controle ($p<0,05$), o grupo GLC foi maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). Nos grupos GLA e GLB não houveram diferenças ($p>0,05$).

No músculo GLE a maior ativação ocorreu no grupo GLC ($p<0,05$), o grupo controle foi maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo GLA e GLB não apresentaram diferenças ($p>0,05$).

6.3.3 Último terço do apoio

O grupo afetou a atividade elétrica ($F_{24,6224}=84,8$ $p<0,001$, $\eta^2=0,23$, $ES=1,0$), nos músculos VLD ($F=146$, $p<0,001$, $\eta^2=0,17$, $ES=1,0$), VLE ($F=19,6$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), BFD ($F=38,5$, $p<0,001$, $\eta^2=0,05$, $ES=1,0$), BFE ($F=10,8$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), TAD ($F=149$, $p<0,001$, $\eta^2=0,17$, $ES=1,0$), TAE ($F=60,6$, $p<0,001$, $\eta^2=0,07$, $ES=1,0$), GLD ($F=264$, $p<0,001$, $\eta^2=0,26$, $ES=1,0$) e GLE ($F=89$, $p<0,001$, $\eta^2=0,11$, $ES=1,0$).

Houve efeito das interações grupo versus velocidade ($F_{48,10563}=7,1$ $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), grupo versus lado ($F_{24,6224}=20,5$ $p<0,001$, $\eta^2=0,07$, $ES=1,0$), velocidade versus lado ($F_{16,4291}=2,7$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), e grupo versus velocidade versus lado ($F_{40,9356}=3,8$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=1,0$).

A interação entre grupo e velocidade afetou a atividade elétrica dos músculos BFD ($F=8,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), BFE ($F=7,8$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), TAD ($F=11,4$, $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$), GLD ($F=10,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$) e GLE ($F=4,8$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$).

A interação entre grupo e lado afetou a atividade elétrica dos músculos VLD ($F=16,0$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), VLE ($F=6,7$, $p<0,001$, $\eta^2=0,009$, $ES=0,97$), BFD ($F=15,4$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), BFE ($F=6,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,98$), TAD

($F=37,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,050$, $ES=1,0$), TAE ($F=10,5$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$) e GLD ($F=8,9$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,96$) e GLE ($F=12,1$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=1,0$).

A interação entre grupo, velocidade e lado afetou a atividade elétrica dos músculos BFD ($F=6,6$, $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,99$), BFE ($F=12,1$, $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$), TAD ($F=2,7$, $p<0,01$, $\eta^2=0,006$, $ES=0,82$) e TAE ($F=3,2$, $p<0,006$, $\eta^2=0,008$, $ES=0,89$).

6.3.3.1 Testes post hoc atividade elétrica no último terço do apoio por grupo

Os testes post hoc de Tukey com as comparações entre grupos indicaram que:

No músculo VLD a maior ativação aconteceu no grupo GLC ($p<0,05$) e os grupos GLA, GLB, e controle apresentaram mesma ativação ($p>0,05$).

No músculo VLE a maior ativação do grupo GLA e grupo controle apresentou a menor atividade ($p<0,05$). Os grupos GLB e GLC não apresentaram diferenças ($p>0,05$).

No músculo BFD o grupo GLB apresentou maior ativação, o grupo GLB apresentou maior ativação que os grupos GLC e controle e o GC apresentou a menor ativação entre os grupos ($p<0,05$).

No músculo BFE a maior ativação aconteceu no grupo GLC ($p<0,05$). Não houve diferença entre os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo controle apresentou a menor ativação ($p>0,05$).

No músculo TAD não houve diferença entre os grupos GLC e controle ($p>0,05$), ambos apresentaram ativação maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo GLB apresentou a menor ativação ($p<0,05$).

No músculo TAE não houve diferença entre os grupos GLC e controle ($p>0,05$), ambos apresentaram ativação maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). O grupo GLB apresentou a menor ativação ($p<0,05$).

No músculo GLD a maior ativação ocorreu no grupo controle ($p<0,05$), o grupo GLC foi maior que os grupos GLA e GLB ($p<0,05$). Nos grupos GLA e GLB não houveram diferenças ($p>0,05$).

No músculo GLE não houve diferença entre os grupos GLC e controle e entre os grupos GLA e GLB ($p>0,05$). A ativação foi maior nos grupos GLC e controle ($p<0,05$).

Os dados de ativação muscular por grupo na fase de apoio estão resumidos na tabela 2.

Tabela 2. Comparação da atividade elétrica muscular entre grupos.

	<i>1º terço apoio</i>		<i>2º terço apoio</i>		<i>3º terço apoio</i>	
GLA	VLD	VLE***	VLD	VLE***	VLD	VLE***
	BFD**	BFE**	BFD**	BFE	BFD**	BFE*
	TAD*	TAE*	TAD*	TAE*	TAD*	TAE*
	GLD	GLE	GLD	GLE	GLD	GLE
GLB	VLD	VLE*	VLD	VLE	VLD	VLE*
	BFD***	BFE***	BFD***	BFE**	BFD***	BFE*
	TAD	TAE	TAD	TAE	TAD	TAE
	GLD	GLE	GLD	GLE	GLD	GLE
GLC	VLD ***	VLE*	VLD***	VLE**	VLD***	VLE*
	BFD*	BFE	BFD*	BFE***	BFD*	BFE***
	TAD**	TAE**	TAD***	TAE**	TAD**	TAE**
	GLD**	GLE***	GLD**	GLE***	GLD**	GLE**
GC	VLD	VLE	VLD	VLE	VLD	VLE
	BFD	BFE	BFD	BFE	BFD	BFE
	TAD**	TAE***	TAD**	TAE**	TAD**	TAE**
	GLD***	GLE**	GLD***	GLE**	GLD***	GLE**

Legenda: GLA- grupo com lesão medular completa (ASIA A), GLB- grupo com lesão medular sensorialmente incompleta (ASIA B), GLC- grupo com lesão medular motoramente incompleta (ASIA C e D); 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 direito; GLE: gastrocnêmio lateral esquerdo.*** atividade maior do que dos 3 outros grupos; ** atividade maior do que dos dois outros grupos; * atividade maior do que 1 dos outros grupos.

6.4 Relação temporal EMG- fases da marcha - Pico de atividade elétrica muscular durante o apoio

O momento de máxima ativação muscular durante o apoio foi comparado entre grupos, velocidades e lados do corpo por meio de análise de variância múltipla (MANOVA)

O grupo afetou o momento do pico de atividade elétrica no apoio ($F_{24,6224}=46,2$ $p<0,001$, $\eta^2=0,14$, $ES=1,0$) dos músculos VLE ($F=9$ $p<0,001$, $\eta^2=0,1$, $ES=0,9$); BFD ($F=9,7$; $p<0,001$; $\eta^2=0,1$, $ES=0,9$); BFE ($F=7,1$; $p<0,001$, $\eta^2=0,1$, $ES=0,9$); TAD ($F=150$

$p < 0,001$, $\eta^2 = 0,1$, $ES = 1,0$); TAE ($F = 99$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,1$; $ES = 1,0$); GLD ($F = 171$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,1$; $ES = 1,0$); GLE ($F = 140$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,1$; $ES = 1,0$).

Também houve efeito das interações entre Grupo e velocidade ($F_{48,10583} = 4,4$ $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,01$, $ES = 1,0$) e Grupo e lado ($F_{24,6224} = 30,3$ $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,1$, $ES = 1,0$), velocidade e lado ($F_{16,4292} = 9,2$ $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,02$, $ES = 1,0$) e grupo versus lado versus velocidade ($F_{40,9356} = 6,7$ $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,02$, $ES = 1,0$)

A interação entre grupo e velocidade afetou o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular no apoio dos músculos VLD ($F = 4,7$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,01$; $ES = 0,9$); VLE ($F = 3,1$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,009$; $ES = 0,9$); BFD ($F = 4,6$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,01$; $ES = 0,98$); BFE ($F = 2,7$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,008$; $ES = 0,87$); TAD ($F = 2,2$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,006$; $ES = 0,79$); TAE ($F = 3,1$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,009$; $ES = 0,92$); GLD ($F = 8,4$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,02$; $ES = 1,0$); GLE ($F = 9,4$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,02$; $ES = 1,0$);

A interação entre grupo e lado afetou o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular no apoio dos músculos VLD ($F = 5,1$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,007$; $ES = 0,9$); VLE ($F = 13,6$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,01$; $ES = 1,0$); BFD ($F = 56,7$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,07$; $ES = 1,0$); BFE ($F = 28,9$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,03$; $ES = 1,0$); TAD ($F = 36,6$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,05$; $ES = 1,0$); TAE ($F = 20,2$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,02$; $ES = 1,0$); GLD ($F = 35,2$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,04$; $ES = 1,0$); GLE ($F = 3,1$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,004$; $ES = 0,7$);

A interação entre grupo, velocidade e lado afetou o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular no apoio dos músculos VLD ($F = 4,1$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,009$; $ES = 0,9$); VLE ($F = 2,6$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,006$; $ES = 0,8$); BFD ($F = 8,1$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,01$; $ES = 1,0$); BFE ($F = 17,3$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,03$; $ES = 1,0$); GLD ($F = 13,3$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,03$; $ES = 1,0$).

6.4.1.1 Testes post hoc- momento do pico de ativação no apoio por grupo

O teste post hoc de Tukey indicou que o momento do pico de ativação do músculo VLD no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GC ($p < 0,001$) e GLC versus controle ($p < 0,05$). Entre os grupos GLA versus GLB, GLA versus GLC, GLB versus GLC e GLB versus controle não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo VLE no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GLC ($p<0.05$), GLA versus controle ($p<0.05$), 2 versus 3 ($p\leq 0,001$) e GLC versus controle ($p<0,001$). Entre os grupos GLA versus GLB e GLB versus GC não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo BFD no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,001$) e GLC versus GC ($p<0,001$). Para as combinações GLA versus GLB, GLA versus GLC e GLB versus GLC não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo BFE no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GLC ($p<0,05$), GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,001$) e GLC versus GC ($p<0,001$). Entre os grupos GLA versus GLB e GLB versus GLC não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo TAD no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GLB ($p<0,001$), GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus controle ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$) e GLB versus GC ($p<0,001$). Entre os grupos GLC e GC não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo TAE no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GLB ($p<0,001$), GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus controle ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$) e GLB versus controle ($p<0,001$). Entre os grupos GLC e GC não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo GLD no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,001$) e GLC versus GC ($p<0,001$). Entre os grupos GLA e GLB não houve diferenças significativas.

O momento do pico de ativação do músculo GLE no apoio foi diferente entre os grupos GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$), GLB versus controle ($p<0,001$) e GLC versus controle ($p<0,001$). Entre os grupos GLA e GLB não houve diferenças significativas.

6.5 Relação temporal EMG- fases da marcha - Pico de atividade elétrica muscular durante o balanço

O momento de máxima ativação muscular durante o balanço foi comparado entre grupos, velocidades e lados do corpo por meio de análise de variância múltipla (MANOVA).

O fator grupo afetou o momento do pico de atividade elétrica no balanço ($F_{24,6224}=111$ $p<0,001$, $\eta^2=0,29$, $ES=1,0$), dos músculos VLD ($F=188$ $p<0,001$, $\eta^2=0,20$, $ES=1,0$); VLE ($F=15,3$ $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$); BFD ($F=58,3$ $p<0,001$, $\eta^2=0,07$, $ES=1,0$); BFE ($F=27$ $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$); TAD ($F=248,1$ $p<0,001$, $\eta^2=0,25$, $ES=1,0$); TAE ($F=93,3$ $p<0,001$, $\eta^2=0,11$, $ES=1,0$); GLD ($F=265,5$ $p<0,001$, $\eta^2=0,27$, $ES=1,0$); GLE ($F=143$ $p<0,001$, $\eta^2=0,16$, $ES=1,0$).

A interação entre grupo e velocidade afetou o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular nos músculos BFD ($F=8,85$ $p<0,001$, $\eta^2=0,02$, $ES=1,0$); BFE ($F=22,7$ $p<0,001$, $\eta^2=0,06$, $ES=1,0$); TAD ($F=13,5$ $p<0,001$, $\eta^2=0,03$, $ES=1,0$); TAE ($F=3,9$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,97$); GLD ($F=4,1$ $p<0,001$, $\eta^2=0,01$, $ES=0,98$).

A interação entre grupo e lado afetou o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular no músculo TAE ($F=3,1$ $p<0,05$, $\eta^2=0$, $ES=0,73$).

A interação entre grupo, velocidade e lado afetou o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular no músculo TAE ($F=3,4$ $p<0,05$, $\eta^2=0,08$, $ES=0,91$).

6.5.1.1 Testes post hoc- momento do pico de ativação no balanço por grupo

O teste post hoc de Tukey indicou que o momento do pico de ativação do músculo VLD foi diferente entre os grupos GLA versus GLC ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$) e GLC versus GC ($p<0,001$). Entre os grupos GLA, GLB e GC não houve diferença.

O momento do pico de ativação do músculo VLE foi diferente entre os grupos GLA versus GLB ($p<0,001$), GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,001$) e GLC versus GC ($p<0,001$). Entre os grupos GLB e GLC não houve diferença.

O momento do pico de ativação do músculo BFD foi diferente entre todos os pares de grupos sendo: GLA versus GLB ($p<0,001$), GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA

versus GC ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,001$) e GLC versus GC ($p<0,05$).

O momento do pico de ativação do músculo BFE foi diferente entre todos os pares de grupos sendo: GLA versus GLB ($p<0,05$), GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus GC ($p<0,05$), GLB versus GLC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,05$) e GLC versus GC ($p<0,001$).

O momento do pico de ativação do músculo TAD foi diferente entre os grupos: GLA versus GLB ($p<0,001$), GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$) e GLB versus GC ($p<0,001$). Entre os grupos GLC e GC não houve diferença.

O momento do pico de ativação do músculo TAE foi diferente entre todos os pares de grupos com $p<0,001$.

O momento do pico de ativação do músculo GLD foi diferente entre todos os pares de grupos com $p<0,001$, exceto para GLA versus GLB onde não houve diferença.

O momento do pico de ativação do músculo GLE foi diferente entre os grupos GLA versus GLC ($p<0,001$), GLA versus GC ($p<0,001$), GLB versus GLC ($p<0,001$), GLB versus GC ($p<0,001$), GLC versus GC ($p<0,05$). Entre os grupos GLA e GLB não houve diferença.

Resumidamente, em relação ao momento do pico de ativação no apoio no músculo VLD, o grupo GLA e GLC não apresentaram diferenças entre si e ambos foram atrasados em relação ao grupo GC. No VLE, o momento foi atrasado no grupo GLC, no grupo GLA o pico ocorreu em momento intermediário e os grupos GLB e GC foram adiantados e não apresentaram diferenças entre si. Nos músculos BFD e no BFE o momento do pico foi atrasado nos grupos GLB e GLC, que não apresentaram diferenças entre si, o pico ocorreu em momento intermediário no grupo GLA e adiantado no grupo GC. Nos músculos TAD e TAE o momento do pico foi atrasado nos GC e GLC, que não apresentaram diferenças entre si, o pico ocorreu em momento intermediário no grupo GLA e adiantado no grupo GLB. Nos músculos GLD e GLE o momento do pico foi atrasado no grupo controle, o pico ocorreu em momento intermediário no grupo GLC e adiantado nos grupos GLA e GLB, que não apresentaram diferenças.

Já no balanço, no momento de pico de ativação no músculo VLD, o grupo GLC foi atrasado em relação aos grupos GLA, GLB e GC, que não apresentaram diferenças entre si. No VLE o momento foi atrasado no grupo GLA, nos grupos GLB e GLC, que não apresentaram diferenças entre si, o pico ocorreu em momento intermediário e no GC foi adiantado. No músculo BFD o momento foi atrasado no grupo GLB, os grupos GLA e GLC foram intermediários nessa ordem e o momento foi adiantado no GC. No BFE o momento do pico foi atrasado no grupo GLC, o pico ocorreu em momento intermediário nos grupos GLB e GLA nessa ordem e adiantado no grupo controle. No músculo TAD o momento do pico foi atrasado nos grupos controle e GLC, que não apresentaram diferenças entre si, o pico ocorreu em momento intermediário no grupo GLA e adiantado no grupo GLB. No músculo TAE o momento do pico foi atrasado no grupo GC, o pico ocorreu em momento intermediário nos grupos GLC e GLA nessa ordem e adiantado no grupo GLB. Nos músculos GLD e GLE o momento do pico foi atrasado no GC, o pico ocorreu em momento intermediário no grupo GLC e adiantado nos grupos GLA e GLB, que não apresentaram diferenças.

A tabela 3 reúne os principais resultados encontrados nesse estudo.

Tabela 3. Resumo dos principais resultados

<i>Grupo</i>	<i>Variável</i>
<i>Nível de atividade muscular RMS por fases</i>	
<i>GLA</i>	Maior atividade proximal com co-contrações
<i>GLB</i>	Maior atividade proximal com co-contrações
<i>GLC</i>	Maiores níveis de atividade muscular proximal com co-contrações, atividade distal mais similar ao controle
<i>GC</i>	RMS em níveis mais baixos, Maior atividade distal em relação à proximal.
<i>Cinemática- tempo passo e apoio</i>	
<i>GLA</i>	Maior tempo de apoio
<i>GLB</i>	Sem diferenças em relação a GLA e GC
<i>GLC</i>	Sem diferenças em relação a GLA e GC
<i>GC</i>	Menor tempo de apoio
<i>Momento do pico de atividade</i>	
<i>GLA</i>	-
<i>GLB</i>	-
<i>GLC</i>	-
<i>GC</i>	Antecipado para músculos proximais, atrasado para músculos distais em relação aos grupos com LM

Legenda: GLA- grupo com lesão medular completa (ASIA A), GLB- grupo com lesão medular sensorialmente incompleta (ASIA B), GLC- grupo com lesão medular motoramente incompleta (ASIA C e D).

7 **Discussão**

O presente estudo tinha como objetivo avaliar as respostas biomecânicas geradas por indivíduos sem lesão e com lesão medular completa e incompleta, durante protocolo de marcha com suspensão parcial de peso na esteira. Esperava-se no grupo com lesões motoramente incompletas (ASIA C e D), maior heterogeneidade nos padrões de ativação muscular, devido às diferentes características anatômicas das lesões em relação às vias medulares preservadas. Desse modo, de acordo com os tratos medulares afetados (grupos de neurônios com funções motoras específicas), diferentes padrões de condução dos impulsos supraespinais pela medula espinal devem ser gerados. Nas lesões motoramente completas (ASIA A e B), acreditava-se que seriam obtidos padrões estereotipados de ativação muscular, com maior homogeneidade entre o grupo, provavelmente como resultado do desencadeamento da marcha exclusivamente pelos GPC.

Porém, não foi possível no presente estudo, observar nos grupos com lesões motoramente completas padrões de resposta típicos de ritmicidade controlada por um possível gerador de padrão central de movimento.

Primeiramente, nas variáveis cinemáticas o tempo total de apoio foi diferente entre os grupos GLA e GC, com o GLA apresentando maior tempo de apoio. Não houve diferença no tempo total de apoio e de passo entre os demais grupos. Essa diferença do GLA para o GC pode indicar uma tendência a aumento do tempo de balanço nos indivíduos sem lesão, provavelmente devido à suspensão parcial de peso. Fenômeno esse que não pode ser observado no grupo com LM completa uma vez que a marcha segue o padrão induzido pela manipulação dos membros inferiores. Já em relação à atividade elétrica muscular, conforme ilustrado na tabela 2, em todas as fases do ciclo o grupo controle tende a ter maior atividade dos músculos distais tibial anterior e gastrocnêmio lateral (envolvidos na articulação do tornozelo) em relação aos músculos proximais. Tais achados corroboram com Labini e colaboradores (2011) que observaram em um grupo de indivíduos sem lesão em condição de suspensão parcial de peso, maior atividade de músculos distais em relação aos proximais.

Nos grupos com lesão medular para o GLA notam-se altos níveis de ativação de vasto lateral em relação aos outros grupos em todas as fases, concomitante com uma atividade intermediária de bíceps femoral nas mesmas fases, sugerindo uma co-contracção dos músculos proximais sem seletividade de fases. Já para os músculos distais a atividade elétrica muscular apresentou-se muito baixa em relação aos outros grupos. (figura 7). Esses resultados divergem em parte dos apresentados por Lünenburger e colaboradores (2006) que encontraram em indivíduos com LM completa durante marcha com suspensão parcial de peso, uma co-contracção significativa em músculos distais (gastrocnêmio medial e tibial anterior), ao passo que no presente estudo a atividade distal foi pouco representativa.

No GLB nota-se, em relação aos outros grupos, altos níveis de ativação muscular de bíceps femoral bilateralmente em todas as fases observadas, com níveis baixos de ativação de todos os outros músculos.

O GLC por sua vez, quando comparado aos outros grupos apresentou em geral o maior ou segundo maior nível de ativação muscular, com valores de RMS muito elevados em relação aos outros grupos para os músculos vasto lateral direito e bíceps femoral esquerdo.

Os baixos valores de RMS do grupo controle em relação ao grupo 3, podem sugerir que os indivíduos do GLC, por apresentarem força muscular voluntária abaixo do nível da lesão mesmo que em graus abaixo de 3, podem apresentar altos níveis de ativação neural ao buscar realizar uma tarefa que para o grupo controle com sistema nervoso intacto é extremamente “econômica” demandando baixíssima ativação muscular. Essa alta atividade EMG do GLC também pode sugerir que esse grupo tenha aumentado seu nível de ativação em resposta à manipulação de membros inferiores.

Além da alta atividade proximal o GLC apresentou atividade distal em níveis mais próximos aos do GC do que aos grupos GLA e GLB.

Já os grupos GLA e GLB parecem apresentar atividades pouco seletivas, sem evidenciar altos níveis de refinamento de controle.

7.1 Momento do pico de atividade elétrica muscular durante o apoio e balanço

O fator grupo afetou o momento do pico de ativação de todos os músculos avaliados, tanto no apoio quanto no balanço.

Analisando-se o momento de pico de atividade tanto no apoio quanto no balanço nota-se, em geral, que para os músculos proximais (vasto lateral e bíceps femoral) o momento do pico de ativação elétrica do GC foi antecipado em relação aos grupos experimentais. Já para os músculos distais (tibial anterior e gastrocnêmio lateral) o GC apresentou um momento de ativação atrasado em relação aos grupos com lesão.

No entanto, entre os grupos com lesão não parece possível estabelecer uma lógica de momentos de ativação para cada grupo.

Essas diferenças temporais provavelmente indicam que o estado de integridade das vias influencia no controle temporal da atividade muscular.

As interações entre grupo e velocidade e grupo e lado afetaram o momento de ocorrência do pico de atividade elétrica muscular no apoio de todos os músculos avaliados. Fato que aponta a importância desses outros fatores para os desfechos obtidos no protocolo de marcha em esteira com suspensão parcial de peso.

As variáveis velocidade e lado, analisadas nos testes de interação foram capazes de influenciar a atividade muscular e o momento do pico de atividade, principalmente nos músculos TA e GL. A influência do fator “lado” provavelmente deve-se a uma assimetria na atividade de membros inferiores presente dentro de cada grupo.

Já o fator velocidade e a porcentagem de descarga de peso, são sabidamente fatores que influenciam a atividade muscular tanto em indivíduos sem lesão (LABINI et al., 2011; WORTHEN-CHAUDHARI; SCHMIEDELER; BASSO, 2015), quanto em indivíduos com LM (DIETZ et al, 2002; JAYARAMAN, 2008; HARKEMA, 2008; HARKEMA et al, 2012).

No entanto, os objetivos desse estudo não compreendem a manipulação das variáveis que envolvem a técnica para realização da marcha em esteira com suspensão parcial de peso, mas sim a compreensão das respostas locomotoras observadas em diferentes grupos sob a mesma condição experimental.

Por esse motivo fixou-se a porcentagem de suspensão de peso e apenas uma das velocidades experimentais foi considerada para análise.

Em suma, quando comparados ao GC os grupos com LM apresentaram maiores amplitudes de sinal eletromiográfico, provavelmente pelo fato de o GC realizar a tarefa de forma mais “controlada” com menor demanda de ativação muscular.

Ainda em relação a amplitude, o grupo que apresentou maiores níveis de ativação foi o grupo com lesões motoramente incompletas, provavelmente por estarem mais engajados na atividade e produzindo esforços voluntários para realizá-la enfrentando a influência de manipulação externa pelos aplicadores do teste e também a influência interna da espasticidade.

Em relação aos padrões de ativação, o GC apresenta maior atividade distal em relação à proximal, padrão oposto ao observado nos grupos com lesões motoramente completas. Também as características temporais da ativação observadas no GC não se aproximam às de nenhum grupo com LM, demonstrando a importância da integridade das vias neurais para o ajuste dos padrões temporais da tarefa.

7.2 Direcionamento para futuros estudos

Faz-se necessária a elaboração futuros estudos que busquem esclarecer o comando neural da locomoção e utilizem análises específicas para compreensão dos modos de coordenação entre agonistas/ antagonistas. Além disso a avaliação de um maior número de grupos musculares e o recrutamento de mais sujeitos para os grupos com LM, favoreceria uma melhor generalização dos resultados.

8 Limitações do estudo

Apesar do número de indivíduos com LM recrutados estar acima do encontrado em estudos prévios, a divisão em três grupos gerou grupos com números pequenos e com composição desbalanceada entre os grupos o que pode dificultar a interpretação e generalização dos dados.

Além disso, intercorrências com o aparato experimental, dificultaram a aquisição e interpretação de alguns dados (*footswitch* virtual, esteira Gateway e balanças, por exemplo).

9 Conclusão

As respostas de ativação muscular obtidas indicaram que os grupo com lesões motoramente completas (GLA e GLB) apresentaram maior atividade de músculos proximais com co-contrações, o grupo com lesão motoramente incompleta (GLC) apresentou atividade proximal similar à GLA e GLB e distal similar ao grupo sem lesão (GC) que apresentou níveis mais baixos de RMS com maior atividade distal em relação a proximal. O GC apresentou momento antecipado de ativação muscular para músculos proximais e atrasado para músculos distais em relação aos grupos com LM. No entanto, não foi possível observar nos grupos com lesões motoramente completas padrões de resposta típicos de ritmicidade controlada por um possível gerador de padrão central de movimento.

Conclui-se que não foi possível reconhecer padrões de atividade rítmica nos grupos com LM, os quais apesar de apresentarem atividade muscular carecem do refinamento e dos ajustes de parâmetros temporais observados no grupo sem lesão.

Nota-se, também, que os indivíduos com lesões motoramente incompletas executaram a tarefa com a maior demanda de recrutamento muscular em relação ao grupo sem lesão.

10 Referências Bibliográficas

- ANDERSSON, O.; GRILLNER, S. Peripheral control of the cat's step cycle. II. Entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during "fictive locomotion." **Acta Physiol Scand**, v. 118, n 3, p. 229-39, 1983.
- ANDRADE, M. S. R.; MENDONÇA, L. M.; CHADI, G. Treadmill running protects spinal cord contusion from secondary degeneration. **Brain Research**, v. 1346, n. 11, p. 266–278, 2010.
- ANGELI, C. A. et al. Altering spinal cord excitability enables voluntary movements after chronic complete paralysis in humans. **Brain**, v. 137, n. 5, p. 1394–1409, 2014
- BALASUBRAMANIAN, S. Comparison of angle measurements between Vicon and Myomotion Systems. 2013. www.noraxon.com ; access in march, 2016.
- 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.L.; HARKEMA, S.J. Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies. **Phys Ther**, v. 80, n. 7, p. 688-700, 2000.
- BOHANNON, R. SMITH, M. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 2, p 206. 1987.
- BOVI, G. et al. A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. **Gait & posture**, v. 33, n. 1, p. 6–13, 2011.
- BROCARD, F.; TAZERART, S.; VINAY, L. Do Pacemakers Drive the Central Pattern Generator for Locomotion in Mammals?. **The Neuroscientist**, v. 16, n. 2, p. 139-155, 2010.
- BROMLEY I. **Paraplegia e tetraplegia**: Um guia teórico-prático para fisioterapeutas, cuidadores e familiares. 4. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 1997.
- BUNGE, R.P.; PUCKETT, W.R.; BECERRA, J.L.; MARCILLO, A.; QUENCER, R.M. Observations on the pathology of human spinal cord injury. A review and classification of 22 new cases with details in from a case of chronic cord compression with extensive focal demyelination. **Adv Neurol**, v. 59, p. 75-89, 1993.
- CAPPELLINI, G. et al. Motor patterns in human walking and running. **Journal of neurophysiology**, v. 95, p. 3426–3437, 2006.
- CAZALETS, J.R.; BORDE, M.; CLARAC, F. Localization and Organization of the Central Pattern Generator for Hindlimb Locomotion in Newborn Rat. **The Journal of Neuroscience**, v. 75, n. 7, p. 4943-4951, 1995.
- COLOMBO, G.; WIRZ, M.; DIETZ, V. Effect of locomotor training related to clinical and electrophysiological examinations in spinal cord injured humans. **Ann N Y Acad Sci**, v. 16, p. 860:536-8, 1998.
- COSTACURTA, M.L.; TARICCO, L.D.; KOBAYASHI, E.T.; CRISTANTE, A.R. Epidemiological profile of a pediatric population with acquired spinal cord injury from AACD: São Paulo/Brazil. **Spinal Cord**, v.48, n. 2, p.118-21, 2010.
- COURTINE, G.; SONG, B.; ROY, R.R.; ZHONG, H.; HERRMANN, J.; JINGWEI, Y.A.; EDGERTON, R.; SOFRONIEW, M.V. Recovery of supraspinal control of stepping via indirect

propriospinal relay connections after spinal cord injury. **Nature medicine**, v. 14, n. 1, p. 69-74, 2008.

CRISTANTE, A.F.; BARROS, T.E.; MARCON, R.M.; LETAIF, O.B.; ROCHA, I.D. Therapeutic approaches for spinal cord injury. **Clinics**, v. 67, n. 10, p. 1219-1224, 2012.

DANNA-DOS-SANTOS, A. et al. Multi-muscle control during bipedal stance: An EMG-EMG analysis approach. *Experimental Brain Research*, v. 232, n. 1, p. 75–87, 2014.

DIETZ, V. Evidence for a load receptor contribution to the control of posture and locomotion. **Neurosci Biobehav Rev**, v. 22, p. 495-499, 1998.

DIETZ, V.; MULLER, R.; COLOMBO, G. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. **Brain**, v. 125, p. 2626-2634, 2002.

DIETZ, V.; WIRZ, M.; JENSEN, L. Locomotion in patients with spinal cord injuries. **Phys Ther**, v. 77, p. 508-516, 1997.

DY, C. J. et al. Phase-dependent modulation of percutaneously elicited multisegmental muscle responses after spinal cord injury. **Journal of neurophysiology**, v. 103, n. 5, p. 2808–2820, 2010.

DOBKIN, B.; APPLE, D.; BARBEAU, H.; Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. **Neurology**, v. 66, p. 484-493, 2006.

EFFING, T.W.; VAN MEETEREN, N.L.; VAN ASBECK, F.W.; PREVO, A.J. Bodyweight-supported treadmill training in chronic incomplete spinal cord injury: a pilot study evaluating functional health status and quality of life. **Spinal Cord**, v. 44, p. 287–296, 2006.

FENUTA, A. M.; HICKS, A. L. Metabolic demand and muscle activation during different forms of bodyweight supported locomotion in men with incomplete SCI. **BioMed research international**, v. 2014, p. 632765, 2014.

FORREST, G.F.; SISTO, S.A.; BARBEAU, H. Neuromotor and musculoskeletal responses to locomotor training for an individual with chronic motor complete AIS-B spinal cord injury. **J Spinal Cord Med**, v. 31, p. 509-521, 2008.

FORSSBERG, H.; GRILLNER, S. The locomotion of the acute spinal cat injected with clonidine i.v. **Brain Res**, v. 50, p. 184–186, 1973.

GALEA, M.P.; DUNLOP, S.A.; DAVIS, G.M.; NUNN, A.; GERAGHTY, T.; HSUEH, Y.S.; CHURILLOV, L. Intensive exercise program after spinal cord injury ("Full-On"): study protocol for a randomized controlled trial. **Trials**, v. 11, n. 14, p. 291, 2013.

GERASIMENKO, Y. et al. Novel and direct Access to the Human Locomotor Spinal Circuitry. *J Neurosci*, v. 30, n. 10, p. 3700–3708, 2010.

GORASSINI, M. A. et al. Changes in Locomotor Muscle Activity After Treadmill Training in Subjects With Incomplete Spinal Cord Injury Changes in Locomotor Muscle Activity After Treadmill Training in Subjects With Incomplete Spinal Cord Injury. **Journal of neurophysiology**, v. 101, n. December 2008, p. 969–979, 2009.

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. Neural networks for vertebrate locomotion. **Sci. Am**, v. 274, p. 64–69, 1996.

- GRILLNER S. The motor infrastructure: from ion channels to neuronal networks. **Nat Rev Neurosci**, v. 4, p. 573-586, 2003.
- GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia médica**. 10. ed. Tradução Editora Guanabara Koogan. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.
- HARKEMA, S.J.; HURLEY, S.L.; PATEL, U.K. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. **J Neurophysiol**, v. 77, p. 797-811, 1997.
- HARKEMA, S.J. Plasticity of interneuronal networks of the functionally isolated human spinal cord. **Brain Res Rev**, v. 57, p. 255-264, 2008.
- HARKEMA, S.J.; BEHRMAN, A.L.; BARBEAU, H. **Locomotor Training** – Principles and Practice. New York: Oxford University Press 2011.
- HARNESS, E.T.; YOZBATIRAN, N.; CRAMER, S.C. Effects of intense exercise in chronic spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 46, n. 11, p. 733-737, 2008.
- ILHA, J. et al. Treadmill step training-induced adaptive muscular plasticity in a chronic paraplegia model. **Neuroscience Letters**, v. 492, n. 3, p. 170-174, 2011.
- International Perspectives on Spinal Cord Injury (world health organization and ISCOS The International Spinal Cord Society)2013; edited by Jerome Bickenbach ... [et al].
- JAYARAMAN, A.; SHAH, P.; GREGORY, C.; BOWDEN, M.; STEVENS, J.; BISHOP, M. Locomotor training and muscle function after incomplete spinal cord injury: case series. **J Spinal Cord Med**, v. 31, n. 2, p. 185-193, 2008.
- KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E. –Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res**, v. 8, n. 3, p. 383-92, 1990.
- KIRSHBLUM, S.C. et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 34, p. 535-546, 2011.
- KNIKOU, M. Plasticity of Corticospinal Neural Control after Locomotor Training in Human Spinal Cord Injury. **Neural Plasticity**, v. 2012, Article ID 254948, 13 pages doi:10.1155/2012/254948.
- KNIKOU, M.; MUMMIDISSETTY, C. K. Locomotor Training Improves Premotoneuronal Control after Chronic Spinal Cord Injury. **Journal of neurophysiology**, 2014.
- KNIKOU, M.; SMITH, A. C.; MUMMIDISSETTY, C. K. Locomotor Training Improves Reciprocal and Non-Reciprocal Inhibitory Control of Soleus Motoneurons in Human Spinal Cord Injury. **Journal of Neurophysiology**, n. January, p. jn.00872.2014, 2015.
- KOJIMA, N.; NAKAZAWA, K.; YANO, H. Effects of limb loading on the lower –limb electromyographic activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient. **Neurosci Lett**, v. 274, p.211-213, 1999.
- LABINI, F. S. et al. Smooth changes in the EMG patterns during gait transitions under body weight unloading. **Journal of neurophysiology**, v. 106, n. 3, p. 1525-1536, 2011.
- LAPOINTE, R.; LAJOIE, Y.; SERRESSE, O.; BARBEAU, H. Functional community ambulation requirements in incomplete spinal cord injured subjects. **Spinal Cord**, v. 39, p. 327-335, 2001.

- LATASH, M.L. Base neurofisiológica do movimento. 2.ed. Adaptação de Reury Frank Bacurau, Aline Villla Nova Bacurau. Tradução Grace Kawali. São Paulo: Phorte, 2015.
- LEVIN, M.F.; KLEIM, J.A.; WOLF, S.L. What do motor "recovery" and "compensation" mean in patients following stroke? **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, n. 4, p. 313-9, 2009.
- LIVERMAN, C.T.; ALTEVOGT, B.M.; JOY, J.E.; JOHNSON, R.T. **Spinal cord injury: progress, promise and priorities**. Washington, DC: TheNational Academic Press, 2005.
- LUNDY-EKMAN L. **Neurociência: Fundamentos para a reabilitação**. 2.. ed. Tradução de Fernando Diniz Mundim e Vilma Ribeiro de Souza Varga. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.
- LÜNENBURGER, L. et al. Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury. *Experimental Brain Research*, v. 174, n. 4, p. 638–646, 2006.
- MACKAY-LYONS, M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. **Phys Ther**, v. 82, p.69–83, 2002.
- MAEGELE, M.; MULLER, S.; WERNING, A.; EDGERTON, V.R.; HARKEMA, S.J. Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury. **J Neurotrauma**, v. 19, p.1217-1229, 2002.
- MARINO, R. et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury. 6th ed. **J Spinal Cord Med**, v. 26 (suppl 1): S49-56, 2003.
- MARTIN-GINIS, K.A.; HICKS, A.L.; LATIMER, A.E.; WARBURTON, D.E.R.; BOURNE, C.; DITOR, D.S.; GOODWIN, D.L.; HAYES, K.C.; MCCARTNEY, N.; MCILRAITH, A.; POMERLEAU, P.; SMITH, K.; STONE, J.A.; WOLFE, D.L. The development of evidence-informed physical activity guidelines for adults with spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 49, n. 11, p. 1088-1096, 2011
- MAYNARD, F.M.; BRACKEN, M.B.; CREASEY, G.; DITUNNO, J.F.; DONOVAN, W.H.; DUCKER, T.B.; GARBER, S.L.; MARINO, R.J.; STOVER, S.L.; TATOR, C.H.; WATERS, R.L.; WILBERGER, J.E.; YOUNG, W. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury, American Spinal Injury Association. **Spinal Cord**, v. 35, n. 5, p. 266-274, 1997.
- MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, n.1, p.III–IV, 1999.
- MERLETTI, R; HERMENS, H. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. **J Electromyogr Kinesiol**, v.10, n. 5, p. 283-286, 2000.
- MORAWIETZ, C.; MOFFAT, F. Effects of Locomotor Training After Incomplete Spinal Cord Injury: A Systematic Review. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, p. 2297-308, 2013.
- NORDIN, Margareta; FRANKEL, Victor H.. *Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 401 p.
- ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. (2004.) **Classificação Internacional de Funcionalidade**. http://www.inr.pt/uploads/docs/cif/CIF_port_%202004.pdf. Accessed 04 november 2013.

PADULA, N. et al. Long-term effects of an intensive interventional training program based on activities for individuals with spinal cord injury: a pilot study. **Physiotherapy Theory & Practice**, v. 31, n. 8, p. 568–574 7p, 2015.

RIBERTO, M.; TAVARES, D.A.; RIMOLI, J.R.; CASTINEIRA, C.P.; DIAS, R.V.; FRANZOI, A.C.; VALL, J.; LOPES, K.A.; CHUEIRE, R.H; BATTISTELLA, L.R. Validation of the Brazilian version of the Spinal Cord Independence Measure III. **Arq Neuropsiquiatr**. 2014 Jun;72(6):439-44.

RICAMATO, A. L.; HIDLER, J. M. Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 4, p. 384–392, 2005.

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.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Controle motor**: Teorias e aplicações práticas. 2 ed. Tradução de Maria de Lourdes Gianini; Revisão científica Valdir J. Barbanti. Barueri: Manole, 2003.

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 Plasticity**, v. 2016, p. 1–20, 2016.

TABORRI, J. et al. Gait partitioning methods: A systematic review. **Sensors** (Switzerland), v. 16, n. 1, p. 40–42, 2016.

WESSELS,M.; LUCAS, C.; ERIKS, I.; DE GROOT, S. Body weight-supported gait training for restoration of walking in people with an incomplete spinal cord injury: a systematic review. **J Rehabil Med**, v. 42, p. 513-519, 2010.

WHELAN, P.J. Control of locomotion in the decerebrate cat. **Progress in Neurobiology**, v. 49, p. 481 -515, 1996.

WOJCIK, J.; SCHWABEDAL, J.; CLEWLEY, R.; SHILNIKOV, A.L. Key Bifurcations of Bursting Polyrhythms in 3-Cell Central Pattern Generators. **PLoS ONE**, v. 9, n. 4, 2014.

ANEXOS

ANEXO 1. Parecer do CEP

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. Termo de consentimento livre e esclarecido

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

RQ _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RQ _____

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 Tomiani-Pasin, e Julio Cerca Semão

3. Cargo/Função

Docente EEFE

4. Avaliação do risco da pesquisa

☒ RISCO MÍNIMO ☐ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência 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.

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

Formulário E

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. Qualquer dúvidas que por ventura tiver poderão ser esclarecidas com a Profa. Camila Tortiani-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 imagens, preservando sua identidade;
4. Caso haja alguma intercorrência durante o treinamento de caminhada na esteira, você receberá assistência, e se necessário será encaminhado para receber assistência hospitalar no HU ou HCFMUSP.

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 Tortiani-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, concordo em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)