

## Artigo Original

**Análise dos efeitos da marcha suspensa na atividade eletromiográfica dos membros inferiores e irradiação motora aos membros superiores em lesados medulares***Analysis of the effects of body weight-supported gait training on the electromyographic activity of the lower limbs and motor irradiation to the upper limbs in spinal cord injured patients*

**Ana Flávia Miquelutti de Oliveira<sup>1</sup>, Matheus Furlan Paulo<sup>2</sup>, Natasha Cordova Arruda<sup>3</sup>, Lorena Lataro Bernardes da Silva<sup>4</sup>, Luis Eduardo Faiana<sup>5</sup>, Giovanna Affonso<sup>6</sup>, Saulo Cesar Vallin Fabrin<sup>7</sup>, Simone Cecílio Hallak Regalo<sup>8</sup>, Edson Donizetti Verri<sup>9</sup>, Gabriel Pádua da Silva<sup>10</sup>**

Oliveira AFM, Paulo MF, Arruda NC, Silva LLB, Faiana LE, Affonso G, Fabrin SCV, Regalo SCH, Verri ED, Silva GP. Análise dos efeitos da marcha suspensa na atividade eletromiográfica dos membros inferiores e irradiação motora aos membros superiores em lesados medulares / *Analysis of the effects of body weight-supported gait training on the electromyographic activity of the lower limbs and motor irradiation to the upper limbs in spinal cord injured patients*. Rev Med (São Paulo). 2022 jul.-ago.;101(4):e-173259

**RESUMO:** A reabilitação na esteira com suporte parcial de peso (ESPP) nos indivíduos lesados medulares pode reproduzir de modo passivo a marcha, proporcionando-lhes a descarga de peso em membros inferiores (MMII) e a manutenção da postura ortostática. O objetivo do estudo foi analisar se, durante a marcha passiva na ESPP, existe irradiação motora de MMII aos membros superiores. Foram selecionados três indivíduos do gênero masculino, com diagnóstico de Traumatismo Raquimedular baixo (T10 e L1), classificados como ASIA A com preservação parcial de raízes nervosas. Os indivíduos foram submetidos a uma avaliação passiva da marcha na ESPP, utilizando a avaliação eletromiográfica dos músculos: bíceps braquial (BB), reto femoral (RF) e gastrocnêmio lateral (GL) bilateralmente e a uma análise estatística, incluindo testes de Shapiro-Wilk e de Levene, One way ANOVA, post-hoc Tukey HSD. Na condição clínica de repouso,

observou-se menor ativação dos músculos BB bilateralmente, quando comparado aos músculos RF e GL, fato justificado pelos comprometimentos secundários advindos da lesão dos indivíduos. As condições clínicas do ciclo da marcha (CM) repetiram-se três vezes; no CM1 observou-se uma maior ativação eletromiográfica do músculo GL direito e uma menor ativação do músculo BB direito, e estatisticamente, GL direito e BB esquerdo demonstraram maior atividade média (resultados estatisticamente significantes). No CM2 o mesmo padrão de ativação do CM1 foi observado, no entanto o músculo RF direito reduziu seu limiar de ativação. No CM3 os níveis de ativação das condições anteriores mantiveram-se, no entanto, o músculo RF esquerdo apresentou aumento nos limiares de ativação eletromiográfica, quando comparado aos demais músculos. Com base nestes resultados, o músculo BB apresentou variações quantitativas na ativação

1. Fisioterapeuta, Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais de Monte Alto – APAE, Monte Alto, SP. <https://orcid.org/0000-0003-0787-9014>. E-mail: [anaflaviamiquelutti@hotmail.com](mailto:anaflaviamiquelutti@hotmail.com)
  2. Fisioterapeuta, Hospital Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto e Fundação Hospital Santa Lydia, Ribeirão Preto, SP. [orcid.org/0000-0001-8844-3807](https://orcid.org/0000-0001-8844-3807). E-mail: [fisiomfpaulo@gmail.com](mailto:fisiomfpaulo@gmail.com)
  3. Fisioterapeuta, Clínica Qualidade, Ribeirão Preto, SP. <https://orcid.org/0000-0002-7997-8655>. E-mail: [cordova.natasha1@gmail.com](mailto:cordova.natasha1@gmail.com)
  4. Fisioterapeuta, Lorena Lataro Studio de Pilates, Ribeirão Preto, SP. <https://orcid.org/0000-0002-8852-3863>. E-mail: [lorenalataro@gmail.com](mailto:lorenalataro@gmail.com)
  5. Fisioterapeuta, Reability Saúde e Reabilitação, Ribeirão Preto, SP. <https://orcid.org/0000-0002-9991-857X>. E-mail: [eduardo\\_faiana@hotmail.com](mailto:eduardo_faiana@hotmail.com)
  6. Fisioterapeuta, Clínica Lúdica Desenvolvimento, Ribeirão Preto, SP. <https://orcid.org/0000-0003-2840-3269>. E-mail: [giovannaaffonso1998@gmail.com](mailto:giovannaaffonso1998@gmail.com)
  7. Professor do curso de Fisioterapia do Centro Universitário Claretiano de Batatais e do Centro Universitário UNIFAFIBE, Bebedouro, SP. <https://orcid.org/0000-0002-5965-9278>. E-mail: [fabrin@usp.br](mailto:fabrin@usp.br)
  8. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Professora Titular, Ribeirão Preto, SP. <https://orcid.org/0000-0003-4110-8299>. E-mail: [simone@forp.usp.br](mailto:simone@forp.usp.br)
  9. Centro Universitário Claretiano de Batatais, Laboratório de Biomecânica do Movimento, Professor Doutor Adjunto de Anatomia e Neuroanatomia, Batatais, SP. <https://orcid.org/0000-0002-2403-3953>. E-mail: [edverri@gmail.com](mailto:edverri@gmail.com)
  10. Departamento de Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto, Professor Adjunto de Neurofuncional, Ribeirão Preto, SP. <https://orcid.org/0000-0002-2928-7282>. E-mail: [gabrielpadua@hotmail.com](mailto:gabrielpadua@hotmail.com)
- Endereço para correspondência:** Ana Flávia Miquelutti de Oliveira. APAE de Monte Alto. Rua José Tárrega 31. Monte Alto, SP, Brasil. CEP: 15910-000. E-mail: [anaflaviamiquelutti@hotmail.com](mailto:anaflaviamiquelutti@hotmail.com)

eletromiográfica, determinando a presença de irradiação motora de MMII para superiores durante o CM. Em uma análise qualitativa, foi observado que durante as fases de apoio da marcha houve “picos” de ativação deste músculo.

**Palavras-chaves:** Eletromiografia; Marcha; Traumatismos da medula espinal.

**ABSTRACT:** Rehabilitation on the treadmill with partial body weight support (PBWS) in individuals with spinal cord injuries can passively reproduce gait, helping them with weight bearing on the lower limbs (LL) and orthostatic posture. The objective of the study was to assess motor irradiation from the lower limbs to the upper limbs during gait training with PBWS. The participants were three male individuals diagnosed with low spinal cord injury (T10 and L1), classified as ASIA A, with partial preservation of nerve roots. Subjects were submitted to gait training with PBWS and electromyographic assessment of the muscles Biceps brachii (BB), Rectus femoris (RF) and Lateral Gastrocnemius (LG) on both sides. Statistical analysis included Shapiro-Wilk

and de Levene tests, One way ANOVA test and Tukey's HSD post-hoc test. In the resting state, there was less activity of BB muscles on both sides when compared to the RF and LG, which can be explained by the secondary impairments arising from the individuals' injury. The gait cycle (GC) was repeated three times; in GC1 there was greater electromyographic activity in the right LG muscle and lower activity of the right BB muscle and, statistically, right LG and left BB showed higher mean activity (statistically significant results). In GC2, the same pattern of activity of GC1 was observed, but the right RF muscle reduced its activation threshold. In GC3, the activity levels of the previous cycles were maintained, but the left RF muscle showed an increase in the thresholds of electromyographic activation when compared to the other muscles. Based on these results, the BB muscle presented quantitative variations in electromyographic activation, demonstrating the presence of motor irradiation from LL to upper limbs during the GC. The qualitative analysis showed “peaks” of activity in this muscle mainly during the support phases of the gait training.

**Keywords:** Electromyography; Gait; Spinal cord injuries.

## INTRODUÇÃO

A lesão medular é uma afecção neurológica incapacitante, determinada por toda e qualquer situação, traumática ou não traumática, que danifique a medula espinal ou suas estruturas fisiológicas e desencadeie mudanças em sua função autônoma ou alterações sensitivas e motoras<sup>1,2</sup>.

As síndromes medulares podem ser determinadas em diferentes tipos, dentre eles as síndromes medulares (anterior, posterior ou central), síndrome do cone medular, síndrome de Brown Sequard e síndrome da cauda equina. As lesões também podem proceder de patologias primárias, dentre elas a esclerose múltipla, acidentes vasculares, siringomielia, síndrome pós-poliomielite e a esclerose lateral amiotrófica<sup>3,4</sup>.

A extensão da lesão medular pode ser classificada em lesão completa, lesão completa com preservação parcial e lesão incompleta. Para que a lesão seja classificada completa, é necessário que a medula se separe totalmente da área lesionada, extinguindo a função motora e a função sensitiva inferiormente ao nível de lesão até o segmento sacral S4-S5. A lesão completa com preservação parcial se refere às lesões que possuam preservação parcial da função motora e/ou função sensitiva. Diferentemente da lesão completa e da lesão com preservação parcial, a lesão incompleta resguarda parcialmente funções motoras e sensitivas até o segmento sacral de S4-S5 mediante a conexão axonal restante da secção incompleta da medula<sup>5,6</sup>.

As lesões traumáticas podem ser definidas em sua etiologia como um mecanismo de lesão por uma colisão física externa, capaz de lesionar a medula espinal. As lesões traumáticas são ocasionadas principalmente por quedas de altura (44%), acidentes automobilísticos (36,5%), mergulhos realizados em água rasa (8,9%), traumas por

arma de fogo ou arma branca, lesões esportivas e lesões advindas de violência (10,6% remanescentes). As lesões não traumáticas decorrem de um processo de doença como infecções, doenças degenerativas do disco intervertebral ou tumores<sup>7,8</sup>.

A lesão medular traumática subdivide-se temporalmente em lesão aguda (menor que 48 horas após o evento), subaguda (período entre 48 horas e 14 dias) e crônica (período após lesão maior que 6 meses) e, também, pode ser subdividida em estágios: lesão primária e lesão secundária. A lesão primária advém de uma fratura vertebral seguida de compressão medular. O mecanismo traumático pode ser provocado por hiperextensão da coluna vertebral, compressão transitória da medula e pela laceração parcial ou total da medula espinal, danificando os vasos sanguíneos, as células gliais e os axônios presentes no local. Lesões secundárias são decorrentes de uma lesão traumática primária e apresentam uma região hemorrágica (proveniente da ruptura dos tecidos) com consequentemente isquemia dos tecidos circunvizinhos à medula. A hemoglobina é liberada na medula, acarretando citotoxicidade ao Sistema Nervoso Central, ampliando a área da lesão medular e comprometendo-a com hipóxia, com a produção de eicosanóides, peroxidação dos lipídeos, diminuição do metabolismo celular e apoptose das células neuronais<sup>7,9-11</sup>.

As principais áreas da coluna vertebral acometidas pelas lesões traumáticas acontecem a nível cervical (em média 53,9%), nível torácico (35,2%) e nível da Coluna Lombo sacral (9%). O diagnóstico funcional de cada paciente depende do nível medular acometido, podendo originar sequelas de tetraplegia (perda da função motora de membros superiores e inferiores, tronco e controle esfinteriano urinário e fecal) ou paraplegia (perda da função motora de membros inferiores, tronco inferior e

órgãos pélvicos, com a preservação da função de membros superiores)<sup>10,12</sup>.

A lesão medular prejudica a eficiência e a mobilidade da marcha devido à diminuição de força muscular necessária para que os equilíbrios dinâmico e estático sejam mantidos, fazendo com que o paciente estabeleça padrões compensatórios de marcha. Além das complicações compensatórias, o paciente lesado medular possui predisposição a osteoporose, atrofias, contraturas musculares e déficits na manutenção corporal<sup>7,13</sup>.

O objetivo deste estudo foi analisar, durante a marcha com suporte parcial de peso (SPP), a irradiação motora para os músculos contralateral e/ou ipsilateral de membros inferiores para musculatura flexora de cotovelo.

## CASUÍSTICA E MÉTODOS

O presente estudo realizado na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) possui caráter analítico transversal observacional, e foi constituído por três pacientes do gênero masculino, diagnosticados com lesão medular completa com zona de preservações parciais. Os pacientes estavam em tratamento convencional em fisioterapia durante a realização do estudo e contemplaram todos os critérios de inclusão e não inclusão (lesão incompleta, faixa etária inferior a 20 anos e superior a 65 anos, praticantes de esportes há menos de 6 meses e que fossem do gênero feminino) (Tabela 1).

**Tabela 1.** Caracterização da amostra

Participantes	Gênero	Idade	Nível de Lesão	ASIA
1		43	T10	
2	Masculino	57	L1	A
3		25	T10	

A pesquisa foi realizada após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas de Seres Humanos da instituição. Durante o estudo, nenhum procedimento que acarretasse danos à saúde do indivíduo foi realizado. Após os pacientes serem informados e esclarecidos sobre os propósitos da pesquisa, sua participação, cientes de que na evidência de qualquer tipo de desconforto ou incômodo nos procedimentos a que seriam submetidos, a execução passiva da marcha seria imediatamente interrompida, anuíram ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. O pesquisador responsável esteve presente durante toda a pesquisa.

### Avaliação

Os pacientes participaram de uma única sessão avaliativa, composta pela execução passiva da marcha

com suporte parcial de peso em esteira ergométrica. Previamente a este procedimento, todos os pacientes da pesquisa foram estadeados com a escala avaliativa do nível neurológico ASIA, fato que contribuiu para a aplicação dos critérios de inclusão desta pesquisa. Também nesta anamnese inicial, foram questionados os seguintes itens: idade, diagnóstico clínico, classificação da lesão e ausência de prática esportiva. Para evitar complicações durante os procedimentos foram aferidos os sinais vitais dos pacientes.

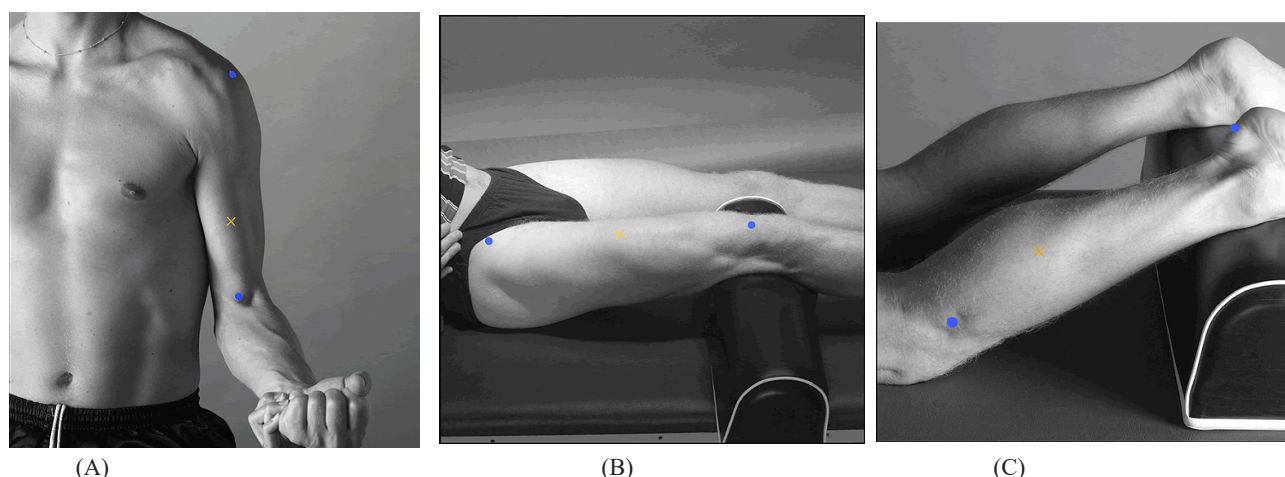
A coleta eletromiográfica de superfície do presente estudo foi realizada por meio do aparelho *Eletromiógrafo portátil MyoSystem-I PS4* (Figura 1), composto por doze canais (8 canais para EMG e 4 auxiliares) e software para armazenamento e controle dos dados. Os conectores possuíam saídas de tensão CC de  $\pm 12$  v @  $\pm 100$  mA, CMRR (relação de rejeição em modo comum) de 112 dB @ 60 dB, impedância de entrada para eletrodos passivos  $10^{10}$  Ohms/6pf, correntes bias de entrada para eletrodos ativos de  $\pm 2$  nA, proteção contra sobretensões e filtros passa baixa para eliminação de ruídos de 5 Hz a 5 KHz. Os eletrodos utilizados foram os eletrodos ativos simples diferenciais, com dois contatos de 10,0 x 1,0 mm e distância de 10,0 mm entre eles, sendo de prata e fixas em um encapsulamento de resina de 40 x 20 x 5 mm. A fixação dos eletrodos foi realizada após a assepsia com algodão e álcool 70 % da região, determinada pelo protocolo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles)<sup>14</sup>.



**Fonte:** Datahominis Tecnologia Ltda. Disponível em: <http://livrozilla.com/doc/1719283/myosystembr1-pxx---datahominis-tecnologia>.

**Figura 1:** Aparelho Eletromiógrafo Portátil *MyoSystem-I PS4*

Os eletrodos foram posicionados sobre os ventres musculares bilateralmente do Bíceps Braquial, Gastrocnêmio Lateral e Reto Femoral (Figura 2). Os sinais eletromiográficos foram coletados em um ambiente calmo e silencioso, com o paciente nas condições clínicas de repouso (em sedestação) e em execução passiva da marcha com SPP em esteira ergométrica.



**Figura 2:** Localização dos eletrodos de superfície definida pelo protocolo SENIAM, respectivamente, em Bíceps Braquial (A), Reto Femoral (B) e Gastrocnêmio Lateral (C)

O protocolo de avaliação terapêutica consistiu em um equipamento com suporte de peso parcial composto por uma estrutura de aço, com corredeiras do mesmo material. A função de sustentação deve-se a um motor acoplado e a um gancho que se prende ao colete utilizado pelo indivíduo, permitindo que o suporte possa ser regulado e ajustado de acordo com a altura do paciente (Figura 3)



Fonte: acervo próprio.

**Figura 3:** Marcha suspensa

Durante a coleta, foi executado marcha passiva nos indivíduos selecionados para o estudo. Os indivíduos foram suspensos de maneira que seus pés tocassem parcialmente a esteira, possibilitando a descarga de peso corporal parcial. No decorrer da execução passiva da marcha, foram necessários três terapeutas no total, os pacientes permaneceram suspensos e em movimento na esteira ergométrica ligada em velocidade mínima (1,2km/hora) durante 1 minuto e 20 segundos; nestes 20 últimos segundos a coleta eletromiográfica de superfície foi realizada.

O ciclo da marcha repetiu-se por três vezes em cada sujeito de pesquisa, alternando-se com intervalos de 2 minutos, onde a esteira era desligada e o indivíduo era retirado da suspensão, permanecendo sentado em repouso em cadeira comum (colocada em cima da esteira).

### *Análises de dados da Escala ASIA*

Os níveis sensitivo e motor foram estabelecidos pelo score resultante da soma bilateral da pontuação adquirida em cada hemicorpo de acordo com as normas de aplicação da escala. Para o estadiamento do nível Motor, o teste de força foi realizado e graduado entre 0 e 5 sobre grupos musculares chaves: flexores de cotovelo, extensores de punho, flexores de dedos, abdutores de dedos, flexores de quadril, extensores de joelho, dorsiflexores de tornozelo, extensores longos do hálux e flexores plantares de tornozelo. O nível Sensitivo consistiu na análise da sensibilidade de toque leve e sensibilidade dolorosa, sendo graduado entre 0 e 2 e avaliado em pontos específicos de dermatômos. O nível Neurológico foi estadiado a partir do seguimento mais caudal encontrado bilateralmente preservado nos níveis sensitivo e motor. As zonas de preservação resultaram da integridade da força muscular ou da sensibilidade de alguns músculos chaves abaixo do nível neurológico.

### *Análise Eletromiográfica*

A eletromiografia de superfície é uma ferramenta capaz de avaliar a atividade mioelétrica do músculo, a fim de diagnosticar comprometimentos estruturais e funcionais deste sistema. Este diagnóstico pode ser realizado pela avaliação do limiar de contração muscular (unidade motora) em repouso ou em uma determinada tarefa<sup>15</sup>.

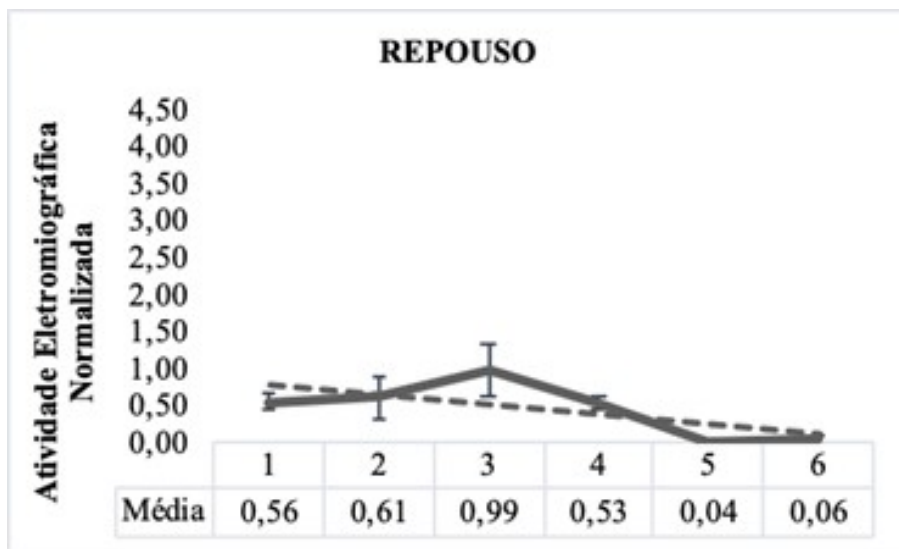
Os valores de amplitude eletromiográfica nas condições clínicas estáticas (repouso) foram adquiridos pelo RMS (cálculo da raiz quadrada média). Nos ciclos de marcha 1, 2 e 3 (condições dinâmicas) utilizou-se o envoltório lineal (EL) onde foram analisadas a marcha e a eficiência do gesto motor durante a marcha. A normalização dos resultados eletromiográficos foi realizada mediante a contração voluntária máxima (CVM) de cada músculo. A tabulação e análise descritiva dos valores eletromiográficos foram realizadas no programa Excel (2016), resultando em: média, gráficos e linha de tendência.

**Estatística**

A Análise de Variância (ANOVA) foi aplicada para a comparação da atividade dos músculos entre os Ciclos de Marcha. Foi realizado o teste de normalidade Shapiro-Wilk e verificado as variâncias com o Teste de Levene (95%), sendo assim, concluíram que os dados apresentaram normalidade e homogeneidade respectivamente ( $p > 0,05$ ). Desta forma foi realizado o teste One Way ANOVA e post hoc Tukey HSD. Em todas as análises foi aplicado o nível de significância de 5%. Todas as análises foram realizadas no software SPSS versão 26.0 for mac.

**RESULTADOS**

Na condição clínica de repouso, observou-se maior atividade eletromiográfica do músculo reto femoral esquerdo (1), reto femoral direito (2), gastrocnêmio lateral esquerdo (3), gastrocnêmio lateral direito (4), bíceps braquial esquerdo (5) e bíceps braquial direito (6). Os músculos com menor ativação foram: bíceps braquial direito e bíceps braquial esquerdo, respectivamente (Figura 4).



**Figura 4.** Demonstração dos resultados da atividade eletromiográfica normalizada na condição clínica de repouso

Na condição clínica de ciclo de marcha 1, houve o aumento de ativação eletromiográfica dos músculos: gastrocnêmio lateral direito e esquerdo, reto femoral direito, reto femoral esquerdo, nesta ordem, bem como a ativação de bíceps braquial esquerdo e direito (Tabela 2).

**Tabela 2:** Média e desvio padrão dos resultados da atividade eletromiográfica normalizada na condição clínica do ciclo de marcha 1

Músculos	Média	Desvio Padrão
RFE (1)	1,82	± 0,20
RFD (2)	2,80	± 0,83
GLE (3)	2,82	± 0,66
GLD (4)	3,19	± 0,02
BBE (5)	1,23	± 0,09
BBD (6)	0,45	± 0,25

Na condição clínica em ciclo de marcha 2, houve maior ativação eletromiográfica do músculo reto femoral esquerdo e de gastrocnêmio lateral direito. Reto femoral direito, gastrocnêmio lateral esquerdo, bíceps braquial

direito e bíceps braquial esquerdo indicam valores menores de ativação eletromiográfica quando comparados ao ciclo de marcha 1 (Tabela 3).

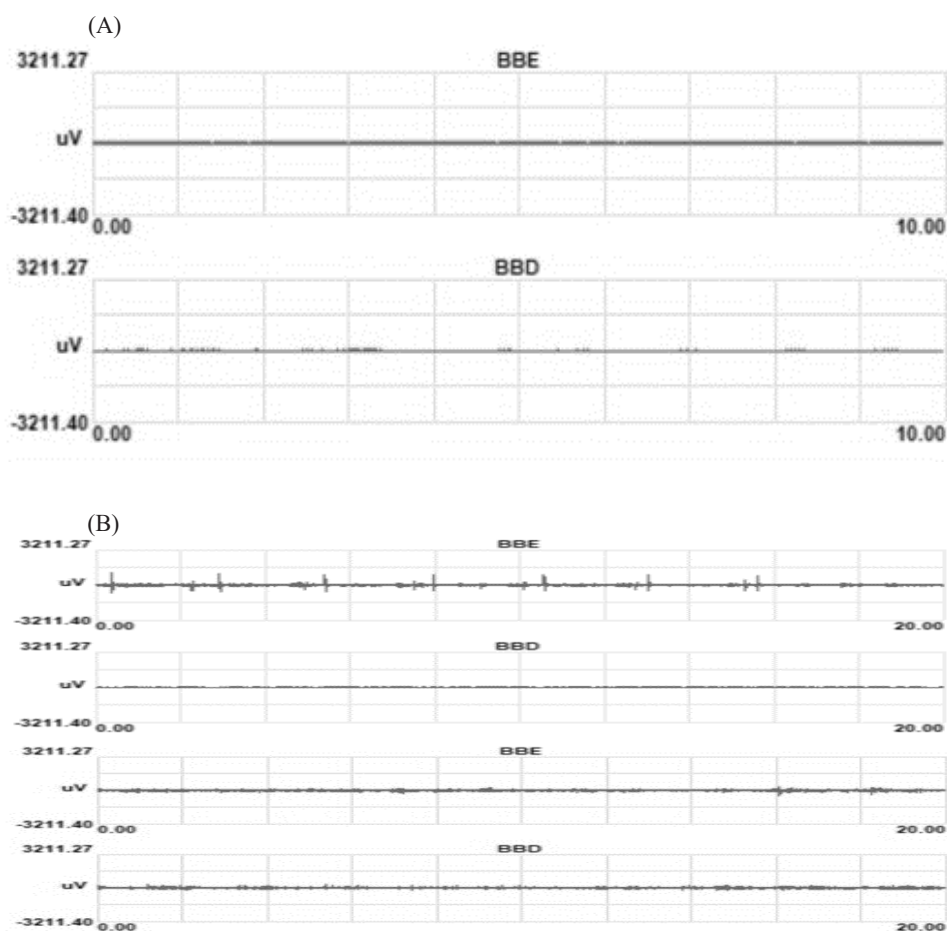
**Tabela 3:** Média e desvio padrão dos resultados da atividade eletromiográfica normalizada na condição clínica do ciclo de marcha 2

Músculos	Média	Desvio Padrão
RFE (1)	2,67	± 0,82
RFD (2)	2,36	± 0,32
GLE (3)	2,32	± 0,62
GLD (4)	3,23	± 0,56
BBE (5)	0,94	± 0,00
BBD (6)	0,17	± 0,01

Na condição clínica em ciclo de marcha 3, houve menor ativação eletromiográfica dos músculos: reto femoral direito, gastrocnêmio lateral esquerdo e bíceps braquial esquerdo. Já os músculos reto femoral esquerdo, gastrocnêmio lateral direito e bíceps braquial direito indicaram valores maiores de ativação eletromiográfica quando comparados ao ciclo de marcha 2 (Tabela 4).

**Tabela 4:** Média e desvio padrão dos resultados da atividade eletromiográfica normalizada na condição clínica do ciclo de marcha 3

Músculos	Média	Desvio Padrão
RFE (1)	2,81	± 0,29
RFD (2)	1,60	± 0,49
GLE (3)	2,03	± 0,72
GLD (4)	3,45	± 0,96
BBE (5)	0,86	± 0,08
BBD (6)	0,21	± 0,08

**Figura 5:** Sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial coletado nas condições de repouso (A) e ciclo de marcha 3 (B)

Nos resultados da Tabela 5, observa-se que as variáveis analisadas GLD e BBE se diferenciam de forma significativa entre os Ciclos. O Ciclo 1 destacou-se dos demais por ter apresentado maior média de atividade para os músculos GLD e BBE. Portanto a One Way ANOVA demonstrou que existe efeito do Ciclo 1 sobre os músculos GLD [F(2,6) = 5,959;  $p < 0,05$ ] e BBE [F(2,6) = 0,114;  $p < 0,05$ ].

Nas comparações múltiplas, pelo teste de Tukey

HSD, apresentadas na Tabela 6, foi identificado que o Ciclo 1 diferiu significativamente dos Ciclos 2 e 3. Analisando esse resultado, juntamente com os da Tabela 5, pode-se afirmar que o Ciclo 1 apresentou média maior que os Ciclos 2 e 3 em relação a atividade dos músculos GLD e BBE. O post-hoc de Tukey HSD demonstrou que, em média, o desempenho das variáveis GLD e BBE no Ciclo 1 é diferente dos Ciclos 2 e 3. E não existe diferença entre os Ciclos 2 e 3 para atividade destes músculos.

**Tabela 5:** Comparação músculos entre os Ciclos de marcha avaliados

Etapas		Ciclo 1 (n=3)	Ciclo 2 (n=3)	Ciclo 3 (n=3)	Valor de p.
RFE	Média	1,81	2,66	2,81	0,110
	DP	0,20	0,81	0,29	
RFD	Média	2,79	2,35	1,60	0,115
	DP	0,83	0,32	0,49	
GLE	Média	2,81	2,32	2,03	0,406
	DP	0,73	0,62	0,72	
GLD	Média	6,18	4,23	3,45	0,005*
	DP	0,01	0,55	0,96	
BBE	Média	1,23	0,93	0,86	0,001*
	DP	0,09	0,00	0,08	
BBD	Média	0,44	0,17	0,21	0,137
	DP	0,25	0,01	0,08	

Legenda: Teste de Anova; DP: Desvio Padrão; \*significantes ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 6:** Resultados das comparações múltiplas para os músculos analisados

Comparações	GLD (Valor de p*)	BBE (Valor de p*)
Ciclo 1 x Ciclo 2	0,023*	0,005*
Ciclo 1 x Ciclo 3	0,005*	0,002*
Ciclo 3 x Ciclo 2	0,356	0,422

Legenda: Teste de Tukey HSD. \*significantes ( $p < 0,05$ ).

## DISCUSSÃO

O treino de marcha com SPP melhora a efetividade motora com lesados medulares, sendo capaz de estimular a neuroplasticidade e melhorar a força muscular de membros inferiores, a densidade mineral óssea, a modulação dos reflexos e a capacidade de os indivíduos em fase subaguda e crônica se locomoverem em solo<sup>16</sup>.

A neuroplasticidade consiste na capacidade de adaptação dos neurônios, juntamente com a alteração dos números e dos tipos de neurotransmissores produzidos, de sua estrutura e função. A neuroplasticidade está presente na função neural e exerce grande importância no período de recuperação do SNC, pois abrange os mecanismos de habituação, aprendizado e memória, e a recuperação celular posterior à lesão<sup>17-19</sup>.

Com base neste processo de neuroplasticidade proveniente da estimulação a partir da marcha sob suspensão, sabe-se que a plasticidade neural é dependente de atividades repetitivas, sendo assim, o treino locomotor com SPP é uma intervenção eficaz, promovendo a recuperação da marcha e de diversas funções motoras por

meio dos estímulos sensoriais, seguidos da tarefa repetida, simulando os ciclos da marcha<sup>20,21</sup>.

Estudos sugerem que dentre os padrões de movimentos, coordenação do gesto motor e sinergia muscular, há a irradiação motora, sendo propagada pelas vias aferentes da medula, como resposta ao estímulo de movimentação corporal, sendo esta resposta diretamente proporcional à intensidade ou à duração da movimentação<sup>22,23</sup>.

Neste estudo, pode-se observar por meio da eletromiografia de superfície a presença da irradiação de membros inferiores para membros superiores durante o treino de marcha com SPP, situação elucidada tanto qualitativamente quanto quantitativamente.

Na atualidade, estudos que comprovam a irradiação de membros inferiores para membros superiores encontram-se em escassez, porém, foram demonstrados efeitos funcionais do princípio de irradiação, utilizando a técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP), mostrando melhora da velocidade e da cadência da marcha após uma sessão em indivíduos agudos com hemiplegia decorrente de um acidente vascular cerebral (AVC), aplicando a técnica

nas diagonais ântero-elevação e pósterio-depressão em cintura pélvica, identificando a irradiação contralateral<sup>24</sup>.

Análises comparativas de tratamentos foram realizadas para melhora da deambulação, avaliando a marcha robótica, marcha em esteira de igual intensidade e a aplicação da técnica de FNP, envolvendo o conceito da irradiação motora. Ao final do experimento, os autores evidenciaram que estes tipos de tratamentos promovem a melhora da função motora, do equilíbrio, do comprimento do passo e diminuição da fadiga muscular, fato que corrobora com esta pesquisa, tendo em vista que os indivíduos submetidos a marcha suspensa apresentaram melhor alinhamento corporal (cinestesia) ao longo do treinamento, e promoveu na maioria dos músculos avaliados maior limiar de atividade eletromiográfica<sup>25</sup>.

Os sinais eletromiográficos, coletados durante a avaliação dos indivíduos, registraram aumento contínuo dos músculos RFE e GLD durante as condições clínicas de repouso, ciclo da marcha 1, 2 e 3 e uma diminuição contínua da atividade eletromiográfica dos músculos RFD e GLE nas condições clínicas de marcha 2 e 3. Estes dados podem, em hipótese, ser justificados pelo desequilíbrio de forças entre os músculos GL e RF direito e esquerdo. As hipóteses levantadas como justificativas foram: o predomínio de força muscular em RFE, necessitando menor atividade de GLE; assim como, predomínio de força muscular em GLD, necessitando de menor atividade muscular de RFD e ou, a exaustão das musculaturas de RFD e GLE como alguns autores demonstraram acontecer após alguns minutos do treino assistido de marcha ser realizado. A exaustão da musculatura de gastrocnêmio foi demonstrada pela atividade eletromiográfica em lesados medulares incompletos durante um treino locomotor assistido pelo Lokomat®, no entanto, a atividade do músculo reto femoral não demonstrou sinais de exaustão. Também foi verificada a exaustão do músculo gastrocnêmio durante a análise eletromiográfica em indivíduos lesados medulares crônicos submetidos a um treino locomotor assistido por uma órtese de marcha dirigida<sup>26,27</sup>.

Os músculos GLD e BBE apresentaram maior média de atividade eletromiográfica durante o Ciclo 1 em comparação aos Ciclos 2 e 3, fato que pode ser elucidado nas comparações múltiplas realizadas durante a análise estatística, utilizando o Tukey HSD, e ser associado hipoteticamente a uma estratégia protetora, correlacionada à ansiedade ao procedimento e ao receio de quedas, afinal, os indivíduos da pesquisa não estavam habituados ao gesto motor proposto durante a avaliação, contribuindo para uma maior contração destes músculos mesmo que de forma involuntária. O post-hoc Tukey HSD não identificou diferença na atividade dos músculos GLD e BBE em comparação aos Ciclos 2 e 3, circunstância que pressupõe a

diminuição da estratégia protetora presente durante o Ciclo 1 e a capacidade de habituação a curto prazo, contribuindo para que os padrões de marcha sejam apropriados por meio da aprendizagem *feedback-erro*<sup>28</sup>.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, certifica-se a irradiação dos músculos BBE e BBD de modo quantitativo conforme a análise comparativa dos valores da atividade muscular em repouso com os valores de ativação eletromiográfica em ciclo de marcha 1. Durante as condições clínicas de ciclo de marcha 2 e 3, nota-se a diminuição da atividade eletromiográfica dos bíceps braquiais, no entanto, a irradiação também pôde ser comprovada de forma qualitativa ao realizar a análise comparativa do sinal gráfico em repouso com o sinal emitido no ciclo de marcha 3, demonstrando de forma ilustrativa os picos de ativação eletromiográfica.

Este estudo apresentou limitações, e dentre elas se pode afirmar o período de coleta, afinal, uma única sessão avaliativa dos indivíduos inviabiliza a afirmação precisa sobre a efetividade da plasticidade neuronal durante o treino de marcha com SPP realizado em esteira ergométrica, sendo incapaz de reproduzir gestos repetitivos o suficiente para que houvesse a adaptação neuronal, juntamente com a alteração de sua estrutura, quantidade e função. Outras possíveis limitações foram: o pequeno número de participantes da pesquisa, as avaliações não serem realizadas de forma cega e a escassez de estudos presentes na literatura sobre a correlação da diminuição da atividade de Bíceps Braquial com a atividade proposta neste estudo.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nesta pesquisa, o músculo BBE demonstrou maior média de atividade eletromiográfica durante o Ciclo 1, sendo que na análise estatística, este músculo apresentou um declínio da média eletromiográfica em cada ciclo de marcha, resultado, este, estatisticamente significativo ( $p < 0,05$ ). Este achado pode evidenciar a presença de irradiação motora de membros inferiores para superiores durante o ciclo de marcha. Em uma análise qualitativa, observa-se que, principalmente durante as fases de apoio da marcha, houve “picos” de ativação motora deste músculo.

Outro achado importante desta pesquisa foi também o aumento da média eletromiográfica do músculo GLD no Ciclo 1 de marcha, associado também com uma diminuição gradativa desta média durante os demais ciclos (Ciclo 2 e 3), resultados, estes, estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ). A possível causa desta variação nas médias eletromiográficas é devida à fadiga durante os ciclos de marcha, aprendizagem motora durante a repetitividade dos ciclos de marcha e/ou desequilíbrio de força entre os grupos musculares de membro inferior.



**Participação dos autores:** Ana Flávia Miquelutti de Oliveira - contribuiu para a concepção, delineamento do artigo, análise e redação do artigo. Matheus Furlan Paulo, Natasha Cordova Arruda, Lorena Lataro Bernardes da Silva, Luis Eduardo Faiana e Giovanna Affonso - contribuíram para o planejamento e análise do artigo. Saulo Cesar Vallin Fabrin - contribuiu para a adequação do material e na formulação estatística do artigo. Simone Cecílio Hallak Regalo, Edson Donizetti Verri e Gabriel Pádua da Silva - contribuíram para o planejamento e delineamento do artigo, revisão e aprovação final do artigo.

Todos os autores aprovaram a versão final a ser publicada e são responsáveis por todos os aspectos do trabalho, incluindo a garantia de sua precisão e integridade.

## REFERÊNCIAS

- Wirz M, Mach O, Maier D, Benito-Penalva J, Taylor J, Esclarin A, et al. Effectiveness of Automated Locomotor Training in Patients with Acute Incomplete Spinal Cord Injury: A Randomized, Controlled, Multicenter Trial. *J Neurotrauma*. 2017;34(10):1891-96. doi: <https://doi.org/10.1089/neu.2016.4643>
- DeVivo, M. Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications. *Spinal Cord*. 2012;50(5):365-72. <https://doi.org/10.1038/sc.2011.178>
- Schoeller S, Martini AC, Forner S, Nogueira GC. Abordagem multiprofissional em lesão medular: saúde, direito e tecnologia. Florianópolis: Publicações IFSC; 2016. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/Lesao+Medular+WEB.pdf/39df2463-bd7b-5e88-7a8f-da0594784c9b>
- Kasim AK, Strömbeck A, Sundgren PC. Spinal cord injuries. In: Berkovsky TC, editor. *Handbook of spinal cord injuries*. New York: Nova Science Publishers; 2010. p.483-99.
- Oliveira DM, Figueredo NR, Alves CF, Costa PA, Moura SRG, Oliveira PC, et al. Fisioterapia neurológica na síndrome de brown séquard: relato de caso. *Braz J Health Rev*. 2019;2(5):4009-18. <https://doi.org/10.34119/bjhrv2n5-010>
- Associação Brasileira de Fisioterapia Neurofuncional. *Desordens da função neurológica e fisioterapia: lesão medular*. Disponível em: [https://abrafin.org.br/wp-content/uploads/2015/01/LESAO\\_MEDULAR.pdf](https://abrafin.org.br/wp-content/uploads/2015/01/LESAO_MEDULAR.pdf)
- Ahuja CS, Wilson JR, Nori S, Kotter MRN, Druschel C, Curt A, et al. Traumatic spinal cord injury. *Nat Rev Dis Primers*. 2017;3:1-21. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18>
- Bárbara-Bataller E, Méndez-Suárez JL, Alemán-Sánchez C, Sánchez-Enríquez J, Sosa-Henríquez M. Change in the profile of traumatic spinal cord injury over 15 years in Spain. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2018;26(1):27. doi: <https://doi.org/10.1186/s13049-018-0491-4>
- Dumont RJ, Okonkwo DO, Verma S, Hurlbert RJ, Boulos PT, Ellegala DB, et al. Acute spinal cord injury, part I: pathophysiologic mechanisms. *Clin Neuropharmacol*. 2001;24(5):254-64. doi: <https://doi.org/10.1097/00002826-200109000-00002>
- Carvalho KGB. Perfil epidemiológico de pacientes com lesão medular [TCC]. Campina Grande: Universidade Estadual da Paraíba, 2019. Disponível em: <http://dspace.bc.uepb.edu.br/jspui/handle/123456789/20848>
- Gerzanich V, Woo SK, Vennekens R, Tsybalyuk O, Ivanova S, Ivanov A, et al. De novo expression of Trpm4 initiates secondary hemorrhage in spinal cord injury. *Nat Med*. 2009;15(2):185-91. doi: <https://doi.org/10.1038/nm.1899>
- Chen Y, He Y, DeVivo MJ. Changing demographics and injury profile of new traumatic spinal cord injuries in the United States, 1972-2014. *Arch Phys Med Rehabil*. 2016;97(10):1610-19. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2016.03.017>
- Bastos NFP, Cocolate VE, Nunciato AC. Atuação da fisioterapia na tetraplegia. *Rev Bras Multidisc - ReBraM*. 2016;19(1):156-63. <https://doi.org/10.25061/2527-2675/ReBraM/2016.v19i1.375>
- Seniam. Recommendations For Sensor Locations On Individual Muscle [cited 2019 September 20] Available from: <http://www.seniam.org/>
- Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Front Physiol*. 2018;(8):985. doi: <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00985>
- Nogueira FNR. Estimulação magnética transcraniana repetitiva combinada ao treino de marcha em esteira com suspensão parcial do peso corporal na recuperação da marcha em pacientes com lesão medular incompleta crônica [dissertação]. Recife: Universidade Federal de Pernambuco; 2019. Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/bitstream/123456789/33957/1/DISSERTA%C3%87%C3%83O%20Fernanda%20Natacha%20Rufino%20Nogueira.pdf>
- Hogan MK, Hamilton GF, Horner PJ. Neural stimulation and molecular mechanisms of plasticity and regeneration: a review. *Front Cell Neurosci*. 2020;14:271. doi: <https://doi.org/10.3389/fncel.2020.00271>
- Woolf CJ, Salter MW. Neuronal plasticity: increasing the gain in pain. *Science*. 2000;288(5472):1765-69. doi: <https://doi.org/10.1126/science.288.5472.1765>
- Lundy-Ekman L. *Neurociências: fundamentos para reabilitação*. Neuroplasticidade. 2a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008. p.61-71.
- Harkema S, Behrman A, Barbeau H. *Locomotor training: principles and practice*. New York: Oxford University Press; 2011. doi: <https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780195342086.001.0001>

21. Calabrò RS, Filoni S, Billeri L, et al. Robotic Rehabilitation in Spinal Cord Injury: A Pilot Study on End-Effectors and Neurophysiological Outcomes. *Ann Biomed Eng.* 2021;49(2):732-45. doi: <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02611-z>
22. Adler SS, Beckers D, Buck M. *Facilitação neuromuscular proprioceptiva*. 2a ed. São Paulo: Manole; 2007.
23. Souza, LAPS, Baptista CDR, Brunelli F, Dionisio VC. Effect and length of the overflow principle in proprioceptive neuromuscular facilitation: electromyographic evidences. *Int J Rehabil Res.* 2014;3:6-12. doi: <https://doi.org/10.5455/IJTRR.00000032>
24. Wang R. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration. *Phys Ther.* 1994;74(12):1108-15. doi: <https://doi.org/10.1093/ptj/74.12.1108>
25. Picelli A, Melotti C, Origano F, Waldner A, Fiaschi A, Santilli V, et al. Robot-assisted gait training in patients with Parkinson disease: a randomized controlled trial. *Neurorehabil Neural Repair.* 2012;26(4):353-61. doi: <https://doi.org/10.1177/1545968311424417>
26. Dietz V, Grillner S, Trepp A, Hubli M, Bolliger M. Changes in spinal reflex and locomotor activity after a complete spinal cord injury: a common mechanism?. *Brain.* 2009;132(8):2196-205. doi: <https://doi.org/10.1093/brain/awp124>
27. Dietz V, Müller R. Degradation of neuronal function following a spinal cord injury: mechanics and countermeasures. *Brain.* 2004;127(10):2221-31. doi: <https://doi.org/10.1093/brain/awh255>
28. Chisholm AE, Peters S, Borich MR, Boyd LA, Lam T. Short-term cortical plasticity associated with feedback-error learning after locomotor training in a patient with incomplete spinal cord injury. *Phys Ther.* 2015;95(2):257-66. doi: <https://doi.org/10.2522/ptj.20130522>

Recebido: 03.08.2020

Aceito: 13.05.2022