



ANÁLISE CINEMÁTICA E ELETROMIOGRÁFICA DO EFEITO AGUDO DA CAMINHADA EM DIFERENTES VELOCIDADES E INCLINAÇÕES: UM ESTUDO PILOTO

Elren Passos Monteiro
Giane Veiga Liedtke
Natália Andrea Gomeñuka
Leandro Tolfo Franzoni
Flávia Gomes Martinez
Luiz Fernando Martins Kruehl

RESUMO

O objetivo do presente estudo é avaliar o efeito da caminhada sobre os parâmetros espaço-temporais e a atividade eletromiográfica (EMG) dos membros inferiores nas fases de apoio e balanço da caminhada em esteira em diferentes velocidades e inclinações. A amostra foi constituída por um sujeito jovem saudável sedentário, idade de 21 anos, estatura 1,78m e massa corporal 78kg. Analisou-se o comportamento da ativação eletromiográfica dos músculos Vasto Lateral (VT), Tibial Anterior (TA) e Gastrocnêmio Lateral (GAST) durante cinco ciclos de passadas em caminhada na esteira em 3 velocidades (3,5, 4,5 e 5,5 km.h⁻¹) em duas diferentes situações de inclinação (0% e +10%). Os parâmetros espaço-temporais e o sinal eletromiográfico aumentam com o incremento da velocidade e inclinações.

PALAVRAS-CHAVE: Locomoção; Atividade Neuromuscular; Parâmetros espaço-temporais.

INTRODUÇÃO

A caminhada é uma das formas mais antigas de locomoção humana, e uma das suas funções é o deslocamento do corpo com um todo, de um ponto para o outro no espaço de forma eficiente (CAPPELLINI et al., 2006). Esta forma de locomoção envolve vários padrões biomecânicos de movimento, e estabelece uma complexidade das estruturas neurais e mecânicas associadas às funções musculares do aparelho locomotor (ESTRÁZULAS et al., 2005; DURAN, 2011).

A integração neuromuscular permite a dinâmica da marcha, e é determinada pelo circuito espinal denominado Gerador de Padrão Central (GPC) responsável por gerar padrões locomotores básicos e controlar a marcha (IVANENKO et al., 2012). Trata-se de um mecanismo responsável pela adaptação do aparelho locomotor em diferentes ambientes e situações, como alterações de velocidade e inclinações (DEN OTTER et al., 2004).

Assim como os músculos, tem como papel principal durante a caminhada a regulação da velocidade e o controle das forças de aceleração e desaceleração dos segmentos individuais do corpo para frente à garantir o deslocamento (DEN OTTER et al., 2004). Essas situações de acelerações ocorrem devido uma das características da caminhada, a de apoiar os pés no solo

repetidamente, configurando-se no bipedalismo que tem como função sustentar o peso do corpo através do duplo apoio (SANTOS et al., 2010; CAPPELLINI et al., 2006).

A caminhada é um movimento cíclico e rítmico que pode ser analisada no ciclo de passadas formado por dois passos. Cada passo possui uma fase de apoio e uma fase de balanço. A fase de apoio é o momento em que o pé permanece em contato com o solo, o duplo-apoio, com os dois pés (SPIRDUSO, 2005). Enquanto que a fase de balanço corresponde ao momento em que o pé despreza do solo e é levado à frente, ou seja, representa o movimento do segmento quando não está em contato com o solo (ANDERSSON; GRILLNER, 1983).

Este ciclo constitui uma das maiores alterações do controle postural, principalmente na fase de apoio, em que um pé está totalmente em contato com o solo suportando o peso corporal (SAIBENE E MINETTI, 2003). Dependendo da situação, faz-se necessário ajustar e adaptar o andar de maneira a evitar obstáculos e alterar a velocidade e a direção de acordo com o ambiente, provocando modificações nos parâmetros espaço-temporais da caminhada.

A redução da velocidade, por exemplo, aumenta o tempo de duplo apoio e pode alterar o mecanismo minimizador de energia do centro de massa (CM), denominado Pêndulo Invertido, e com isso promover um maior gasto energético (PEYRÉ-TARTARUGA; GOMEÑUKA, 2010), uma vez que necessita ativar mais fibras musculares para manter o equilíbrio e conseqüentemente uma maior atividade eletromiográfica (EMG) dos membros inferiores (DEN OTTER et al., 2004; CAPPELLINI et al., 2006).

Além disso, situações de locomoção em terrenos inclinados podem proporcionar alterações nos padrões eletromiográficos, cinemáticos e metabólicos da caminhada, principalmente no que se refere à amplitude do sinal EMG, aos parâmetros espaço-temporais como tempo de apoio, tempo de balanço, e do custo energético, respectivamente (PEYRÉ-TARTARUGA; GOMEÑUKA, 2010).

A eletromiografia (EMG) constitui-se de um método bastante utilizado para a análise clínica da marcha, principalmente para compreender os mecanismos que o Sistema Nervoso Central (SNC) utiliza para execução desta tarefa (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Enquanto que a cinemática constitui-se na análise biomecânica do movimento humano, através dos sistemas de câmeras e filmagem que captam dados e parâmetros espaço-temporais (FARINA et al., 2007). O uso das duas técnicas de forma associada oferece dados que darão subsídios a uma boa análise de locomoção (HAUSDORFF *et al.*, 2003).

Portanto, do ponto de vista neuromuscular e biomecânico, faz-se necessário a análise cinemática e eletromiográfica de forma integrada dos padrões da caminhada em diferentes

velocidades e inclinações, no sentido de avaliar o dispêndio energético durante essa atividade, para prescrição de programas de caminhadas no âmbito do treinamento físico no campo da saúde e programas de reabilitação de marchas patológicas.

Neste sentido, o objetivo do presente estudo é avaliar o efeito agudo de caminhada sobre a atividade eletromiográfica dos membros inferiores nas fases de apoio e balanço da caminhada em esteira em diferentes velocidades e inclinações.

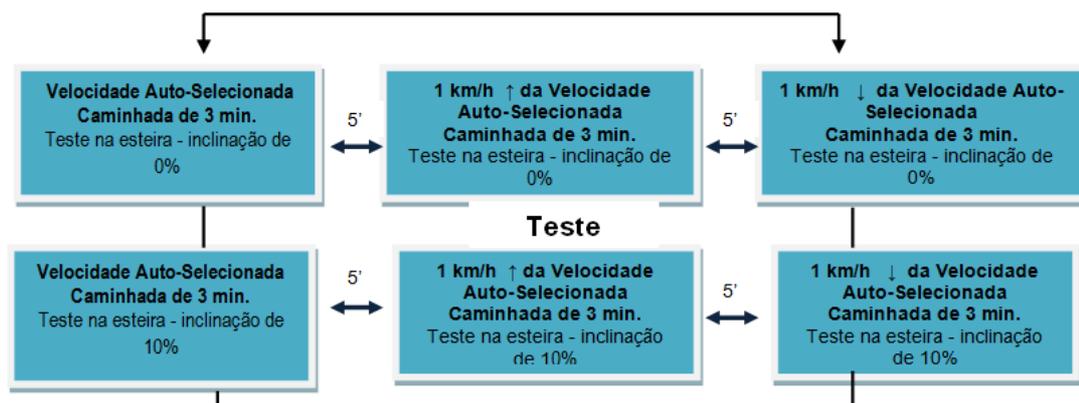
MATERIAIS E MÉTODOS

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo piloto sendo descritivo exploratório, e está inserido em um Projeto Guarda-Chuva que investiga a Mecânica e Energética da Locomoção Terrestre realizado no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da ESEF – UFRGS.

A amostra foi constituída de forma intencional e não probabilística por um sujeito jovem saudável sedentário, com idade de 21 anos, estatura 1,78m e massa corporal 78kg. Os objetivos do presente estudo, os possíveis desconfortos e riscos foram informados ao sujeito antes que ele assinasse do termo de consentimento livre e esclarecido.

Analisou-se o comportamento da ativação eletromiográfica dos músculos Vasto Lateral (VT), Tibial Anterior (TA) e Gastrocnêmio Lateral (GAST) durante cinco ciclos de passadas em caminhada na esteira em diferentes velocidade e inclinações. Além disso, foi avaliado o efeito da caminhada prévia de 30 minutos sobre tais variáveis. Para tal, foram realizadas duas coletas em dois dias diferentes (pré e pós sessão de caminhada de 30 minutos). Cada dia, o sujeito realizou seis testes, cuja ordem foi randomizada, compostos por 3 velocidades (3,5, 4,5 e 5,5 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) em duas diferentes situações de inclinação (0% e +10%). Conforme a figura a seguir:

Figura 1: Figura Esquemática dos Testes em diferentes velocidades e inclinações:



No primeiro dia o avaliado realizou 3 tentativas de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) e o Pré Teste. Após a tricotomia e assepsia da pele com álcool e algodão, por abrasão na região muscular de interesse para diminuir a impedância da pele, foram colocados os eletrodos bipolares de superfície, descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 10 mm com adesivo de fixação) nos músculos VL, TA e GAST de acordo com as recomendações da *SENIAM* e um eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade tibia. Para coleta dos dados foi utilizado um eletromiógrafo com sistema de quatro canais (Miotool 400, MIOTEC) e frequência de amostragem de 2000 Hz. Os dados foram emitidos via *USB* para um *Notebook* (Acer, 5630EZ) e a aquisição dos dados foi feita através do *software* Miograph. Os marcadores reflexivos (*Vicon Biomechanics Marker Accessories*) no formato de esfera, com 14 mm de diâmetro, foram colocados nos 9 pontos anatômicos de interesse (KADABA *et al.*, 1990). Logo em seguida, foram sorteadas as ordens dos testes e o sujeito caminhou em uma velocidade auto-selecionada e realizou um breve aquecimento na esteira durante 5 minutos.

Os testes consistiam em caminhada de 3 minutos na esteira em três velocidades (1km.h^{-1} abaixo da velocidade auto-selecionada, velocidade auto-selecionada e 1 km.h^{-1} abaixo da velocidade auto-selecionada) de caminhada no plano (0%) e as mesmas velocidades com inclinação positiva de +10%. No qual foram analisados a amplitude dos sinais eletromiográficos e parâmetros espaço-temporais tempo de contato (TC) e tempo de balanço (TB) durante um ciclo de 5 passadas, com duração de aquisição de dados durante 30 segundos. Entre os testes, o sujeito teve um intervalo de 5 minutos de descanso.

Ao término da primeira sessão de testes, os avaliadores fizeram o mapeamento dos eletrodos com lâminas transparentes para controle do posicionamento dos mesmos (NARICI *et al.*, 1989). Os eletrodos foram desenhados nas lâminas transparentes, assim como sinais na

pele para que em todos os testes os eletrodos fossem reposicionados nos mesmos locais. Os sinais emitidos dos eletrodos foram transmitidos por cabos conectados a um *Notebook* (HP G42-250BR), e armazenados no *Software Miograph* para análise posterior.

Após 48h o sujeito compareceu à pista de atletismo da ESEF (Escola de Educação Física – UFRGS) para realizar a 1ª sessão do Treinamento de caminhada de 30 minutos, imediatamente após, o mesmo se deslocou para o Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (LAPEX – UFRGS) para realizar o teste do efeito agudo da caminhada. Foram fixados os eletrodos, pontos reflexivos e os testes foram realizados de acordo com o protocolo já citado anteriormente.

A avaliação cinemática do tempo de apoio e tempo de balanço foi realizada em esteira rolante (marca Inbramed) em diferentes velocidades e inclinações e a captura do movimento ocorreu por meio da utilização de um procedimento de análise cinemática tridimensional composta por duas câmeras da marca CASIO com taxa de amostragem de 120 Hz, juntamente com cada uma, refletores na base do tripé, as mesmas foram dispostas paralelamente em uma distância de 2,90 cm à esteira (SOFUWA *et al.*, 2005). Cada câmera possuía um sistema de LED para sincronizar com os dados eletromiográficos. Os dados cinemáticos foram analisados pelos *softwares* Kinovea e *Skill Spector* e distribuídos em planilhas do Excel.

Os dados eletromiográficos foram exportados do *software* Miograph e analisados no *software* SAD32, onde foi realizada a filtragem digital do sinal (passa banda Butterworth, 5ª ordem, 20-500 Hz) e o recorte das fases de apoio e balanço de cinco passadas. Para análise, foi utilizado o valor *root mean square* (RMS) de cada fase e a partir desses valores calculou-se a média das cinco passadas, a qual foi normalizada em percentuais da CIVM.

RESULTADOS e DISCUSSÃO

Os resultados espaço-temporais (TC e TB) estão distribuídos na tabela 1 e os dados do sinal EMG estão apresentados em forma de gráfico na figura. A figura 2 apresenta os resultados da ativação muscular durante as velocidades 3,5, 4,5 e 5,5 km.h⁻¹ nas duas diferentes situações de inclinação a 0% e +10%. Para melhor compreensão, os resultados foram subdivididos em tópicos, apresentados na seguinte ordem: Parâmetros espaço-temporais, fases do ciclo de passada, velocidades, inclinações e efeito da caminhada de 30 minutos.

PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS

Os parâmetros espaço-temporais da caminhada nas diferentes velocidades (3,5, 4,5 e 5,5 km.h⁻¹) nas duas diferentes situações de inclinação (0% e +10%) estão distribuídos na tabela 1. O TC diminui de 0,81 para 0,61s com o incremento da velocidade e inclinação, enquanto que o TB aumentou nesta mesma condição. Entretanto, não houve aumento do TB com o aumento da inclinação.

Ao comparar o efeito agudo da caminhada sobre TC e TB, pode-se observar que há um aumento do TC e redução do TB após a caminhada em relação ao primeiro dia. Estes resultados concordam com os estudos presente na literatura em que com o aumento da velocidade, há uma diminuição do TC e um aumento do TB (DEN OTTER, et al., 2004; CAPPELLINI et al., 2006; PEYRÉ-TARTARUGA; GOMEÑUKA, 2010).

Tabela 1: Parâmetros espaço-temporais da caminhada nas diferentes velocidades (3,5, 4,5 e 5,5 km.h⁻¹) nas duas diferentes situações de inclinação (0% e +10%) durante a fase de apoio e a fase de balanço da caminhada em diferentes velocidades. TC representa tempo de contato e TB tempo de balanço, as duas variáveis são espessas em segundo (s).

| CONDIÇÃO | | DIA 1 | | DIA 2 | |
|------------------------|------------|--------|--------|--------|--------|
| VELOCIDADE | INCLINAÇÃO | TC (s) | TB (s) | TC (s) | TB (s) |
| 3,5 km.h ⁻¹ | 0% | 0,81 | 0,46 | 0,83 | 0,37 |
| | +10% | 0,83 | 0,42 | 0,90 | 0,54 |
| 4,5 km.h ⁻¹ | 0% | 0,67 | 0,40 | 0,72 | 0,39 |
| | +10% | 0,72 | 0,43 | 0,70 | 0,42 |
| 5,5 km.h ⁻¹ | 0% | 0,63 | 0,40 | 0,66 | 0,38 |
| | +10% | 0,61 | 0,40 | 0,62 | 0,41 |

FASES DO CICLO DE PASSADA

De forma geral a fase de apoio apresentou maior ativação que a fase de balanço, com maiores diferenças entre as fases no GT, considerando a velocidade e o plano teve uma variação de 20,11 a 40,75% na fase de apoio, enquanto observou-se apenas uma ativação de 1,76 a 3% da CVM na fase de balanço (CAPPELLINI et al., 2006; TARTARUGA; GOMEÑUKA, 2010).

Entretanto, apesar de uma menor ativação na fase de balanço quando comparada a fase de apoio, foi possível constatar que com o aumento da velocidade há uma maior ativação do VL e TA, dados que corroboram com os achados de Peyré-Tartaruga e Gomeñuka (2010), que apontam que o aumento da atividade muscular durante a fase de balanço pode ser explicado pela contração isométrica dos músculos propulsores.

É importante ressaltar que o músculo TA apresentou um comportamento diferenciado entre os planos, já que apresentou uma tendência de maior ativação na fase de apoio comparado a fase de balanço na inclinação de 0%, enquanto que na inclinação de +10% os percentuais de ativação foram semelhantes entre as fases. Pode-se inferir que esses resultados da inclinação estão associados a uma maior flexão dorsal do tornozelo para vencer a inclinação, gerando assim uma maior ativação muscular (OTTER et al., 2004).

VELOCIDADES

Foram avaliadas as velocidades auto-selecionada (4,5 km.h⁻¹), abaixo da auto-selecionada (3,5 km.h⁻¹) e acima da auto-selecionada (5,5 km.h⁻¹), nas inclinações 0% e +10%. É possível observar (figura 2) que todos os valores da eletromiografia de superfície dos músculos avaliados aumentaram com o incremento da velocidade, o VL aumentou de 9,92 a 16,70%, o TA aumentou de 10,90 para 21,47% e principalmente o GAST que teve um incremento de 20,11 para 40,70%.

Assim, independente das fases e inclinações, houve um aumento na ativação muscular com o aumento da velocidade de caminhada, em todos os músculos avaliados. Esses achados corroboram com outros autores (OTTER et al., 2004; CAPPELLINI et al., 2006; PEYRÉ-TARTARUGA & GOMEÑUKA, 2010) e são justificados pelo aumento da intensidade do trabalho muscular nestas situações.

No entanto, os percentuais de aumento foram ligeiramente baixos, e isso parece estar relacionado ao pequeno aumento da velocidade empregado (1 km.h⁻¹). No estudo de Cappellini et al. (2006), com sujeitos saudáveis (22 a 44 anos) houve um pequeno aumento da ativação muscular do VL, TA e GAST ao comparar as velocidades de 3, 5 e 7 km.h⁻¹, enquanto maiores diferenças na ativação foram encontradas apenas em velocidades de corrida.

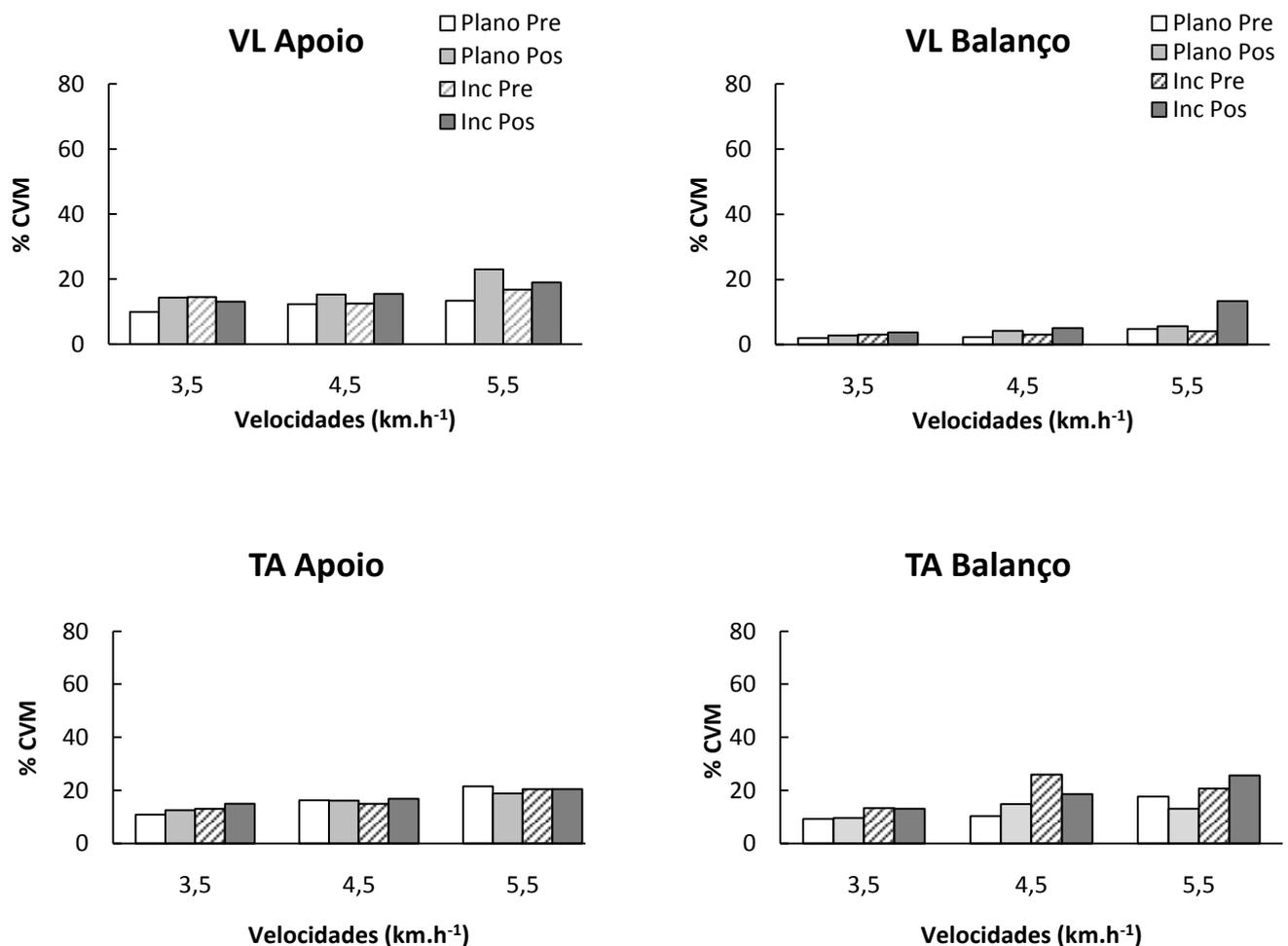
Tendo em vista que o sujeito avaliado no presente estudo foi um jovem ativo, possivelmente a intensidade correspondente às velocidades utilizadas foram extremamente baixas para que houvesse grandes aumentos na ativação neuromuscular. Esse fato pode ser verificado ao observar o percentual de ativação muscular durante a marcha, o qual variou de 1,49% (GAST, fase de balanço) até 40,75% (GAST, fase de apoio), com a maior parte das fases com percentuais abaixo de 25% da CIVM.

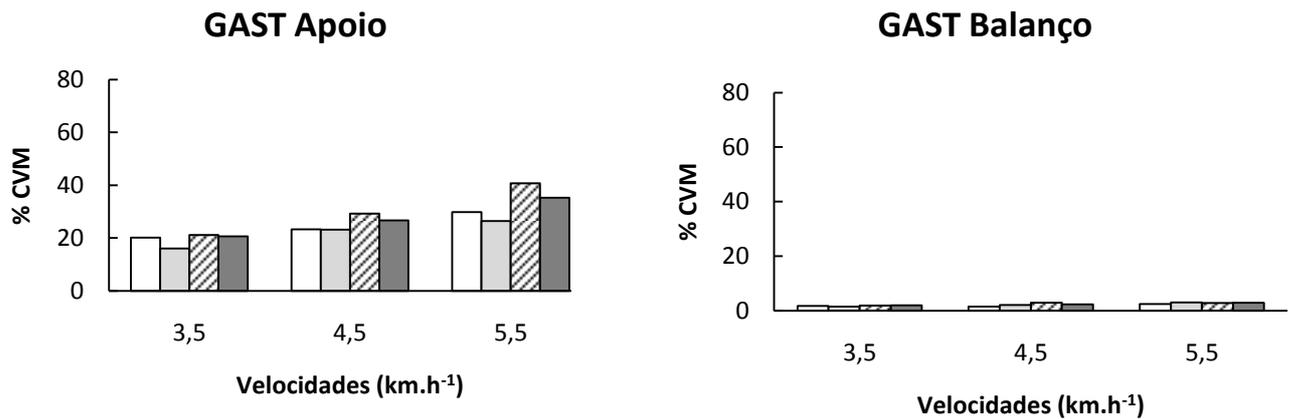
INCLINAÇÕES

Ao comparar a caminhada nas diferentes inclinações (0% e +10%), pode-se observar que houve uma maior atividade neuromuscular do VL, TA e GAST no plano inclinado (+10%). O que é justificável pelo fato de que os músculos assumem um papel importante na regulação da velocidade e ajustes de terrenos, em maiores velocidades e inclinações, há uma maior necessidade de produção de força muscular e conseqüentemente uma maior amplitude do sinal EMG (DEN OTTER, et al., 2004; PEYRÉ-TARTARUGA; GOMEÑUKA, 2010).

Assim, os sinais da atividade eletromiográfica em membros inferiores na caminhada em sujeitos normais tendem a aumentar com o acréscimo da velocidade e inclinação em esteiras rolantes (ARIAS *et al.*, 2012).

Figura 2: Ativação eletromiográfica dos músculos vastos lateral (VL), tibial anterior (TA) e gastrocnemios (GAST) durante a fase de apoio e a fase de balanço da caminhada em diferentes velocidades. Barras brancas representam a situação do Plano Pré Caminhada. Barras Brancas, Cinza Claro, Listradas e Cinza Escuro representam a situação do Plano Pré Caminhada, Plano Pós Caminhada, Inclinação Pré Caminhada e Inclinação Pós Caminhada, respectivamente.





EFEITO DA CAMINHADA DE 30 MINUTOS

O efeito da caminhada no padrão de ativação muscular foi avaliado nas diferentes velocidades, inclinações e condições do teste (Figura 2). Os resultados observados apresentaram um padrão diferente entre os músculos. Enquanto o VL apresentou um aumento na ativação muscular na situação pós em todas as velocidades de caminhada (apoio e balanço), TA apresentou um comportamento igual, superior ou inferior do pré para o pós (Figura 2) e o GAST mostrou uma tendência de menor ativação após a caminhada.

No entanto, cabe salientar que as diferenças encontradas entre as situações foram sempre inferiores a 5%, um valor consideravelmente baixo. Não foram encontrados na literatura pesquisada estudos avaliando esse mesmo efeito. Porém, Murdock & Hubley-Kozey (2012) avaliaram os efeitos de um protocolo de fadiga (50 repetições máximas de extensão de joelho a 90°/s) sobre a marcha e encontraram uma diminuição de 14 a 20% na mediana da frequência do sinal EMG. No presente estudo, a caminhada de 30min foi realizada na velocidade auto-selecionada (4,5 km.h⁻¹), a qual possivelmente foi baixa demais para gerar alterações no padrão de ativação das musculaturas avaliadas.

CONCLUSÃO

Os parâmetros espaço-temporais e o sinal eletromiográfico são alterados com variações de velocidade e inclinações de terreno. No presente estudo, podemos concluir que com o aumento da velocidade e inclinação há uma redução do TC e aumento do TB, principalmente após uma caminhada de 30 minutos. Em relação à ativação neuromuscular, independente das fases e inclinações, houve um aumento na ativação muscular com o aumento da velocidade de caminhada, em todos os músculos avaliados, justificável pela

função do sistema muscular de produzir energia para à regulação da velocidade e adaptações ao ambiente a fim de garantir a locomoção.

O estudo da cinemática e da atividade neuromuscular da caminhada em diferentes velocidades e inclinações pode conduzir para uma melhor compreensão biomecânica dos ajustes mecânicos durante a locomoção, e pode fornecer dados para programas de reabilitação de locomoção patológica, de idosos e de treino da caminhada para a melhora da aptidão física em treinamentos de desempenho esportivo.

ANÁLISIS CINEMÁTICO Y ELECTROMIOGRÁFICO DEL EFECTO AGUDO DE LA CAMINATA EN DIFERENTES VELOCIDADES E INCLINACIONES: UN ESTUDIO DE CASO.

RESUMEN

El objetivo de este estudio es evaluar el efecto de caminar sobre los parámetros espacio-temporales y la actividad electromiográfica (EMG) de las extremidades inferiores en el momento de apoyo e de oscilación de la caminata en cinta a diferentes velocidades e inclinaciones. La muestra estuvo constituida por un joven sano sedentario, de 21 años, altura 1,78 m y 78kg de peso. Fue analizado el comportamiento de la activación EMG del vasto lateral (VT) anterior, tibial (TA) y gastrocnemio lateral (GAST) durante cinco ciclos de pasadas en la cinta caminadora a tres velocidades (3,5, 4,5 y 5, 5 km.h⁻¹) en dos situaciones diferentes de inclinación (0% y +10%). Los parámetros espacio-temporales y las señales electromiográficas aumentaron con el aumento de la velocidad y de la inclinación.

PALABRAS CLAVE: Locomoción, actividad neuromuscular, parámetros espacio-temporales.

KINEMATICS AND ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF ACUTE EFFECT OF WALKING IN DIFERENT SPEEDS AND GRADIENTS: A CASE STUDY.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of walking on spatial-temporal parameters and electromyographic activity (EMG) of the lower limbs in stance and swing phases of walking on a treadmill at different speeds and gradients. The sample consisted of one healthy sedentary young, age 21 years, height 1.78 m and weight 78kg. We analyzed the behavior of the EMG activation of Vastus Lateral (VT), tibialis anterior (TA) and Gastrocnemius Lateral (GAST) for five cycles during walking in a treadmill at three speeds (3.5, 4.5 and 5, 5 km.h⁻¹) in two different gradientes situations (0% and +10%). The spatial-temporal parameters and electromyographic signals increase with increasing speed and gradients.

KEYWORDS: locomotion, neuromuscular activity; spatiotemporal parameters.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDERSSON, O., GRILLNER, S. Peripheral control of the cat's step cycle. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 118, p. 229-239, 1983.

ARIAS, P.; ESPINOSA, N.; ROBLES-GARCIA, V.; CAO, R. Antagonist muscle co-activation during straight walking and its relation to kinematics: Insight from young, elderly and Parkinson's disease. *Brain Research*, 1455: 124 – 13, 2012.

BASMAJIAN, J.V. and De LUCA, C.J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5ª ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985. 525p.

CAPPELLINI, G., IVANENKO, Y.P., POPPELE, R.E., LACQUANITI, F. Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*. 95: 3426-3437, 2006.

CHERON, G.; IVANENKO, From Spinal Central Pattern Generators to Cortical Network: Integrated BCI for Walking Rehabilitation. *Neural Plasticity*. 12, 1-13, 2012.

DURAN, 2011 – *Biofísica: conceitos básicos*. v. 11 n. 1, 2007.

DEN OTTER, A.R., GEURTS, A.C., MULDER, T., DUYSSENS, J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*. 19, 3: 270-278, 2004.

ESTRÁZULAS, J.A.; PIRES, R.; SANTOS, D.M.; STOLT, L.R.O.G.; MELO, S.I.L. Características biomecânicas da marchas em crianças, adultos e idosos. *Revista Digital – EF Deportes* - Buenos Aires, ano 10- número 88, 2005.

FARINA, D.; VEZZOSI, G.; MERLETTI, R.; DEGOLA, P.; CAMPANINI, I. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. V.17, p. 515–526, 2007.

HAUSDORFF, J.M.; SCHAAFSMA J. D.; BALASH, Y.; BARTELS, A. L.; GUREVICH, T.; GILADI, N. Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing of gait. *Exp Brain Res*. 149:187–194, 2003.

KABADA, M., RAMAKRISHNAN, H., WOOTTEN, M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopedic Research*, v. 8, p. 383-392. 1990.

MURDOCK, G.H.; Hubley-Kozey, C.L. Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. *European Journal of Applied Physiology*. Volume 112, p. 439-449, 2012.

NARICI, M.V.; ROI, G.S.; LANDONI, L.; MINETTI, A.E.; CERRETELLI, P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strenght training and detraining of the human quadriceps. *Eur. J. Appl. Physiol*. 59:310-319, 1989.

PEYRÉ-TARTARUGA, L. A.; GOMENÛKA, N. A. Biomecânica da caminhada em inclinações. *Tecnicouro*. Novo Hamburgo - Brasil: IBTeC. 253: 76-84 p. 2010.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, v. 88, n. 4-5, p. 297-316, 2003.

SANTOS, B.A.; CASTRO, F.A.S.; BONA, R.L.; PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. Aspectos biomecânicos e Fisiológicos da fadiga na locomoção humana: conceitos, mecanismos e aplicações. *Ciência em Movimento*, Ano XII, Nº 23, 2010.

SPIRDUSO, W.W. *Dimensões Físicas do Envelhecimento*. Barueri, Manole, 2005.

Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). [Internet]. URL: www.seniam.org.