

Eletromiografia do músculo gastrocnêmio de mulheres, com diferentes alturas de calçado

Jefferson da Silva

Fisioterapeuta, Mestre em fisioterapia (UNITRI-MG), Professor do ISECENSA.

Adib Gabriel Simonetti

Hugo Sanches

Fisioterapeutas, mestrados em Fisioterapia (UNITRI-MG).

Erika Mattos Santangelo

Fisioterapeuta, Doutora em ciências (USP-RP)

Coordenadora e professora do programa de mestrado em Fisioterapia (UNITRI-MG).

Resumo

O uso de calçado com salto alto é um fato bastante observado no gênero feminino nas últimas décadas, sendo a eletromiografia uma ferramenta utilizada para entender os efeitos do mesmo sobre os músculos que atravessam a articulação do tornozelo. Desta forma o objetivo deste estudo foi analisar o padrão de atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio medial e lateral em diferentes alturas de calçado a partir de um desenho observacional do tipo corte transversal, utilizando-se de uma altura controle (0 cm de salto) e duas alturas experimentais (5 e 8 cm de salto). Foi constituída uma amostra aleatória simples de 9 voluntários do gênero feminino, estudantes do ensino superior do Centro Universitário do Triângulo (UNIT-MG), que foram submetidas a um protocolo de análise eletromiográfica nas três alturas de calçado e em duas condições (apoio bipodal e apoio unipodal), tendo como variável de investigação a amplitude do sinal (RMS). Os dados foram analisados através da ANOVA DUAS VIAS, com nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Os resultados demonstram diferenças significativas da amplitude do sinal eletromiográfico entre as alturas ($p < 0,05$) e um aumento significativo do padrão de recrutamento de unidades motoras à medida que se aumenta a altura do salto ($P < 0,05$), chegando-se a mais de 50% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) a 8cm de salto. Conclui-se que o padrão de recrutamento do músculo gastrocnêmio é altíssimo a 8cm de salto, o que sugere importante gasto energético neste músculo nesta condição de salto alto.

Correspondência:

Rua Salvador Correa, 139 - Centro
28035-310 - Campos dos Goytacazes - RJ
Telefone: +55 (22) 2726.2727
Fax: +55 (22) 2726.2720
www.isecensa.edu.br
e-mail: isecensa@isecensa.edu.br

Palavras-chave

Postura, salto alto, eletromiografia

Electromyography of muscle gastrocnemius of the women, with different high heel shoes

Jefferson da Silva

Physical therapist, MSc. Physical therapy (UNITRI-MG), Teacher of ISECENSA.

Adib Gabriel Simonetti

Hugo Sanches

Physical therapists, MSc. Students of Physical therapy (UNITRI-MG)

Erika Mattos Santangelo

Physical therapist, Doctor in Sciences (USP-RP)

Co-ordinator and Teacher of MSc. Program in Physical therapy (UNITRI-MG)

Abstract

The usage of high heel shoes is a fairly observed fact among women in the last decades and the electromyography is being used in order to understand the effects of this kind of shoes on the muscles which cross the ankle articulation. Therefore, the objective of this research was to analyze the electromyography activity standard of medial and lateral gastrocnemius muscles in different sizes of shoe heels from a transverse cut like observational drawing, using a control height (0 cm heel) and two experimental heights (5 and 8 cm). It's been made a single random sample of nine female volunteers (College students at Center Education of the Triangle- UNITRI/ MG), which have gone through an electromyography analysis protocol in the different heel sizes and in two conditions (bipodal support and unipodal support), having as an investigation variant the signal amplitude (RMS). The research data have been analyzed through Anova two way, with a significance level of 5% ($p < 0,05$). Results show significant differences in electromyography signal amplitude among the three different heel sizes ($p < 0,05$) and a significant increase of the recruitment standard of motor units as the heel sizes increase ($p < 0,05$), getting over 50% of the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) with an 8 cm heel. We conclude that the gastrocnemius muscle recruitment standard is very high with an 8 cm heel, which suggests an important muscular energy waste when high heels are being worn.

Correspondence:

Rua Salvador Correa, 139 - Centro
28035-310 - Campos dos Goytacazes - RJ
Phone number: +55 (22) 2726.2727
Fax: +55 (22) 2726.2720
www.isecensa.edu.br
e-mail: isecensa@isecensa.edu.br

Key words:

Posture, High Heel, Electromyography.

1. Introdução

O estudo da postura humana é objeto de investigação em vários centros de pesquisa no Brasil e no mundo, o que denota a preocupação da comunidade científica em entender a complexidade dos mecanismos que viabilizam o ser humano a manter o seu equilíbrio na postura bípede, seja em atividades estáticas e/ ou dinâmicas (WINTER 1995). Nas últimas décadas surgiram e evoluíram vários instrumentos de análise do equilíbrio da postura como: plataformas de força, análise espectral evolucionária, modelos físico-matemáticos, parâmetros de estatística simples, auto-correlação e auto-regressão (DUARTE, 2000). Assim como a eletromiografia que é utilizada para análise dos músculos posturais desde os primeiros anos após a 2ª guerra mundial (BASMAJIAN, 1985). Todos estes instrumentos permitem analisar e quantificar dados que favorecem o entendimento de padrões posturais em sujeitos saudáveis e naqueles que apresentam alguma desordem dos sistemas que mantêm o equilíbrio postural, destacando-se os sistemas sensoriais, sinergias e estratégias posturais e ajustes posturais antecipatórios, todos sintetizados em três principais sistemas: o visual, o vestibular e o sômato- sensorial (VIEL, 2000; DUARTE, 2000).

Manter o equilíbrio é uma tarefa muito complexa que exige harmonia entre várias estruturas: músculo-esqueléticas, proprioceptivas e forças atuantes sobre o corpo, além da integração sômato-sensorial e do sistema nervoso central. Estas estruturas têm o objetivo de atender às necessidades funcionais impostas pela evolução da postura humana, sejam para atividade de vida-diária, profissional ou de lazer (HORAK, et al 1990). Para tanto, uma das posturas mais utilizadas pelo ser humano é a manutenção do equilíbrio estático na postura bípede, o que levou ao

desenvolvimento de um modelo físico-matemático de pêndulo invertido, como paradigma da manutenção da postura estática em dois apoios (NASHNER 1977,1982).

O pêndulo invertido é constituído de segmentos articulados por juntas do tipo dobradiças, tendo os pés e o resto do corpo como dois segmentos rígidos onde os primeiros, fixos ao solo, permitem a oscilação do segmento superior do corpo sobre o eixo em dobradiça do tornozelo. A partir deste modelo pode-se observar que o ser humano, apesar de manter-se na postura bípede aparentemente imóvel, possui uma oscilação constante, nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral, cujas estratégias utilizadas para manter-se em equilíbrio estático são: o tornozelo e o quadril (SOAMES e ATHA 1980; NASHNER 1982; HORAK, et al 1990).

Sendo o tornozelo considerado uma estratégia de equilíbrio da postura bípede, esta estaria alterada na utilização de calçados com salto alto, sobretudo com relação à solicitação do músculo gastrocnêmio que, de acordo com a altura do salto, no calçado feminino, mantém-se em contração concêntrica constante pela posição de flexão plantar adotada. Apesar de se conhecer algumas inferências sobre o que acontece com o equilíbrio do corpo sobre o salto, não se encontrou, até aqui, estudos que indiquem o que ocorre com a estratégia de manutenção do equilíbrio do tornozelo em relação ao padrão de ativação eletromiográfica durante o uso de calçado com diferentes alturas e em posturas funcionais como a de duplo apoio e apoio unipodal. E isto, apesar de o tornozelo ser considerado o eixo do pêndulo invertido que representa o ser humano na postura bípede durante a manutenção do equilíbrio estático.

Desenvolvendo estudos que possibilitem descobrir dados quantitativos de variáveis biológicas que digam respeito ao entendimento do equilíbrio postural e, este,

nas suas diversas aplicações funcionais, pode-se obter maior segurança, confiabilidade e validade nas propostas de intervenções terapêuticas para manutenção da saúde em todos os seus níveis, seja primário, secundário ou terciário. Assim sendo, o objetivo deste estudo é analisar o padrão da atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio (lateral e medial) de mulheres, em diferentes alturas de calçado, nas posturas bipodal e unipodal.

2. Revisão de literatura

Das décadas de cinquenta e sessenta para os dias atuais, muitas foram as mudanças de comportamento do ser humano, em várias regiões do mundo, principalmente no que diz respeito ao comportamento social da mulher e sua representatividade nas sociedades em diversos níveis de atuação. Acompanham este fato as mudanças de hábitos e de seus vestuários, onde se destaca o seu calçado, geralmente alto, caracterizando beleza, altivez e elegância. Porém a manutenção do corpo sobre uma base de sustentação modificada, em termos físicos (diâmetro e altura), pressupõe modificações nas informações sensoriais necessárias para manutenção do equilíbrio estático. O uso de calçado com salto alto modifica algumas variáveis que influenciam na estabilidade do corpo como: o atrito sobre o solo, a forma da base de sustentação, o centro de pressão dos pés sobre o solo e a altura do centro de gravidade em relação à base de sustentação. Todos estes elementos contribuem para manter o corpo em equilíbrio estático ou dinâmico e, à medida que qualquer um deles se modifica, conseqüentemente modifica-se o equilíbrio do corpo na postura bípede (HALL 1999 e HAMILL 1999).

O modelo humano do pêndulo invertido possibilitou identificar estratégias de manutenção do equilíbrio entre as sinergias posturais que o ser humano utiliza para

manter-se na postura bípede. Horak e Nashner em 1986 descreveram um protocolo experimental para identificar a atividade muscular nos planos sagital e frontal do tornozelo e quadril, quando o indivíduo é submetido a pequenas perturbações em uma plataforma de força. Estes autores sugerem que existem duas principais estratégias músculo-esqueléticas para a manutenção do equilíbrio estático, que são as estratégias do tornozelo e do quadril. De acordo com o experimento destes pesquisadores, o tornozelo entra em ação primeiro e o quadril atua à medida que o tornozelo não é suficiente para manter a posição desejada.

Os experimentos descritos na literatura para investigar as estratégias de manutenção do equilíbrio, utilizam como instrumentos de quantificação, dados captados na sua maioria em plataformas de força e eletromiografia. Cordo e Nashner (1982) relatam que o tempo de resposta para contração muscular (latência), para o bíceps femoral é de 30m/s, juntamente com o gastrocnêmio com 50m/s, quando o indivíduo é submetido a perturbações em uma plataforma de força. Frank e Earl (1990) identificaram latências em torno de 40m/s dos músculos flexores dorsais e plantares em situações experimentais semelhantes às de Cordo e Nashner. Yang et al (1990) demonstraram, em seu modelo experimental, analisado no plano sagital, que no comportamento das estratégias de manutenção do equilíbrio, quando o indivíduo é submetido à aplicação de forças variadas, nos membros inferiores e tronco, há uma combinação de estratégias no tornozelo, joelho, quadril e tronco para se alcançar uma posição segura. Estas respostas foram observadas a partir de sinais eletromiográficos e cinemáticos com imagens em três dimensões no espaço. Winter (1995) compara estas respostas conjuntas do membro inferior como um todo, ao que ocorre no ciclo de apoio da marcha, quando o membro recebe a carga do corpo,

sugerindo haver um intercâmbio entre o quadril e o joelho, como resposta do sistema nervoso central.

A análise do comportamento mecânico do centro de pressão (CP) com uso de salto alto é descrito por Gefen et al (2002), durante realização da marcha em uma plataforma de força onde observou-se importante deslocamento médio-lateral do centro de pressão com concomitante aumento da atividade eletromiográfica contrária ao sentido deste deslocamento entre os músculos gastrocnêmio lateral e medial do lado dominante das voluntárias. Ele observou diferenças significativas entre o padrão de recrutamento e de fadiga entre os músculos gastrocnêmios de usuárias e não-usuárias de salto alto, caracterizando um padrão de fadiga precoce para as não-usuárias, quando submetidas à marcha em uma plataforma de força após contrações repetidas dos músculos da perna.

A eletromiografia é definida como o estudo da atividade da unidade motora a partir de potenciais elétricos gerados no axônio motor para recrutar fibras musculares. Estes são interpretados através de um eletromiograma, que é o registro gráfico do sinal elétrico. Esta análise evoluiu muito desde a primeira vez que este termo, eletromiografia, foi introduzido na literatura por Marey em 1890. A análise eletromiográfica permite, hoje, diversas aplicações na área da saúde, seja do ponto de vista funcional ou clínico. Quantificando dados que permitem identificar padrões de posturas, movimentos e modificações do sistema muscular em condições clínicas e patológicas. Uma realidade, talvez não imaginada por Luigi Galvani, que há mais de duzentos anos (1791) apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos em rãs (apud Cram & Kasman 1997).

Com a invenção de amplificadores eletrônicos por volta do ano de 1920 surgiram os primeiros eletromiogramas para analisar

a contração muscular, após oito décadas dos primeiros registros elétricos da contração voluntária em humanos, descrito por DuBois-Reymond, em 1849. Porém, registrar e mapear o sinal elétrico dos músculos através de amplificadores não foi uma descoberta suficiente para garantir uma interpretação exata do registro. Johnson, em 1977, alertou para a presença de ruídos de frequências elétricas do meio que contaminavam o resultado da captação elétrica do músculo. Para tentar resolver este problema surgem, nos anos oitenta, os filtros passa-alta e passa-baixa, minimizando este problema e permitindo uma análise mais precisa da atividade elétrica do músculo (KLEISSEN et al 1998).

Os estudos eletromiográficos relacionados ao entendimento da manutenção do equilíbrio na postura bípede e estática surgiram, principalmente, no período compreendido entre 1950 e 1960, com os estudos de Morton (1951) e Carlsoo (1961). Este último destacando os músculos posturais primários, encontrados no pescoço, dorso, quadril e tornozelo e a importância de alternar posturas assimétricas de membros inferiores para diminuir a sobrecarga nas estruturas articulares. A preocupação quanto à atividade elétrica dos músculos da perna na manutenção da postura bípede é descrita por Joseph (1952) e Nightingale (1956), relatando que, nesta postura, quando simétrica, há uma atividade elétrica pronunciada dos músculos sóleo e gastrocnêmio, com o músculo tibial anterior inativo. Horstz e Fisher (1961) relatam que os músculos posteriores da perna respondem a várias influências do meio externo, que leva o corpo a oscilar nas direções ântero-posterior, tendo o sistema nervoso central como controlador de ajustes dos membros inferiores para manutenção do equilíbrio. A atividade elétrica dos músculos posteriores da perna parece estar modificada em mulheres que usam salto alto, podendo estar associada ao deslocamento do centro de

gravidade para a frente (apud BASMAJIAN 1985).

Lee (1986) destaca as implicações clínicas do uso do salto sobre o tendão de Aquiles e o padrão de adaptação do sinal eletromiográfico nos músculos gastrocnêmio e tibial anterior em usuárias de calçado com salto alto, em estudo de corte transversal, comparando homens e mulheres. Este padrão de adaptação muscular também é sugerido por Gefen (2002).

3. Material e método

3.1. População e Amostra

A população alvo do estudo foi formada por estudantes do gênero feminino do ensino superior, matriculadas no Centro Universitário do Triângulo (UNIT-MG), que foram convidadas aleatoriamente a participar do estudo perfazendo uma amostra aleatória simples de 09 voluntárias.

3.2. Tipo de Estudo

Estudo de corte-transversal

3.2. Critérios de Inclusão e Exclusão

As voluntárias que consentiram participar do estudo e que possuíam idade compreendida entre 18 e 30 anos foram submetidas a uma avaliação físico-funcional, constituída de anamnese e exame físico, que possibilitou identificar algum sinal e/ ou sintoma inflamatório na articulação do tornozelo, agudo ou crônico, que caracterizasse alguma patologia pregressa ou atual. Aquelas que não apresentaram estas características foram incluídas no estudo, do contrário, excluídas. Desta forma, as excluídas foram encaminhadas para atendimento clínico, a fim de que se pudesse realizar o tratamento que fosse pertinente a possível patologia diagnosticada. As incluídas no estudo assinaram um termo de consentimento informado concordando em participar.

3.3- Instrumentação

3.3.1- Eletromiógrafo

Foi utilizado um eletromiógrafo desenvolvido pelo laboratório de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia- UFU-MG. Desenvolvido de acordo com as normas da “International Society of Electrophysiology and Kinesiology” (ISEK) e alocado no laboratório de eletromiografia do Centro Universitário do Triângulo (UNIT).

3.3.1.1. Características do Eletromiógrafo

- Aquisição simultânea de 8 canais diferenciais;
- Impedância de entrada dos canais: 10 Giga Ohms;
- Relação de Rejeição em Modo Comum (CMRR); 93 dB @ 60 Hz;
- Escala real do ganho: 2000; Eletrodo Ativo: 20 vezes; Amplificador: 100; total: 2000 vezes.
- Filtro tipo Butterworth;
- Frequência de interrupção baixa e alta de passagem e inclinações das interrupções: 20 Hz (40dB/ dec) – 4.5 KHz (40 dB/ dec);
- Número de bits: 12 bits;
- Faixa de Amostragem: 2 KHz/ canal;
- Não existiu qualquer ruído na faixa de frequência entre 1KHz – 4.5 KHz;
- Fabricante: Computer Boards



Figura 01: Eletromiógrafo de oito canais

3.3.2. Eletrodos

Foram utilizados 2 eletrodos de superfície ativos, simples diferenciais que apresentavam as seguintes características:

- . Material: Ag
- . Forma: barra 10 mm x 1 mm
- . Distância entre os eletrodos: 10mm

O eletrodo de referência constituído de uma placa metálica circular de 3cm³ comum a todos os canais, fixado sobre o maléolo tibial da perna em análise.



Figura 02: Eletrodo Ativo

3.3.3. Calçados

Foram utilizados calçados em madeira do tipo tamanco, fechados parcialmente no antepé, construídos especificamente para o experimento. No total foram seis pares divididos em três números diferentes 34, 37 e 39. Foram três pares na altura de 7 cm e três pares na altura de 10 cm, considerando a distância do calcanhar ao solo. Ao se diminuir 2 cm da plataforma de apoio, as alturas finais foram de 5cm e 8cm de altura.



Figura 03:
Calçado com
5cm de altura



Figura 04: Calçado com 08 cm de altura

3.3.4. Computador Pentium 4 para arquivo dos dados.

4. Procedimento experimental

4.1. Coleta do Sinal

O procedimento de coleta experimental foi realizado a uma temperatura ambiente de 21° Celsius no período de 30/03/2004 a 02/04/04, no laboratório de análise do movimento da UNIT- MG após autorização do comitê de ética desta mesma instituição e seguiu as seguintes etapas:

■ 1ª Etapa:

Explicação às voluntárias sobre os objetivos do trabalho e procedimentos;

■ 2ª Etapa:

Aplicação de uma anamnese e exame físico para atender aos critérios de inclusão/exclusão.

■ 3ª Etapa:

Definição do lado dominante da voluntária, utilizando-se da estratégia de equilíbrio do passo, onde a mesma foi solicitada por três vezes seguidas para oscilar anteriormente com os membros superiores unidos ao tronco e os membros inferiores juntos, partindo-se da postura bípede. O lado que a mesma utilizasse para dar o passo para recuperar o equilíbrio, foi definido como o lado dominante e utilizado para análise eletromiográfica.

■ 4ª Etapa:

A voluntária foi pesada e em seguida submetida à assepsia e tricotomia da perna no lado dominante para colocação de dois eletrodos sobre os seguintes músculos: gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral. Os critérios de colocação dos eletrodos seguiram o protocolo SENIAM (União Européia de Eletromiografia), partindo-se de referências anatômicas com a mesma

medida para cada voluntária e posicionando os eletrodos perpendiculares às fibras musculares. Para o músculo gastrocnêmio medial utilizou-se a região de maior volume muscular e para o gastrocnêmio lateral um terço da distância proximal entre a cabeça da fíbula e o calcâneo. O eletrodo de referência foi colocado sobre o maléolo tibial do mesmo lado de análise. A distância entre as barras de prata (Ag) do eletrodo correspondeu a 10mm e estes foram fixados à pele com esparadrapo e em seguida envolvidos por uma bandagem elástica.



Figura 05: Colocação do eletrodo perpendicular às fibras do gastrocnêmio lateral

■ 5ª Etapa:

Explicação à voluntária sobre a realização da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para os dois músculos, que se realizou por 5 segundos, em 3 vezes seguidas, com intervalos de 1 minuto, começando pelo gastrocnêmio medial e seguido pelo gastrocnêmio lateral. Este procedimento foi realizado sempre pelo mesmo colaborador da pesquisa através de sua resistência manual máxima seguindo as posturas sugeridas pelo protocolo de teste muscular proposto pela União Européia de eletromiografia (SENIAM). Após as três medidas, foi feita a média das mesmas e esta utilizada para análise.



Figura 06: Coleta da CIVM para os gastrocnêmios medial e lateral por 5seg

■ 6ª Etapa:

Coleta do sinal eletromiográfico em duas posturas (bipodal e unipodal) e em seis condições, duas controle e quatro experimentais:

CONTROLE: base bilateral de olhos abertos, descalço (BBOA a 0cm) e base unilateral olhos abertos, descalço (BUOA a 0 cm);

EXPERIMENTAIS: base bilateral de olhos abertos a 5 cm e 08 cm respectivamente (BBOA 5cm e BBOA 08 cm); base unilateral de olhos abertos a 5cm e 08 cm respectivamente (BUOA 5cm e BUOA 8 cm).

A coleta do sinal nas seis posturas foi feita aleatoriamente, através de sorteio pela própria voluntária. Depois de sorteada a postura para análise, foi realizado um treino na postura e, em seguida, captado o sinal por 10 segundos, a voz de comando “valendo”. O posicionamento dos pés quando em base bilateral seguiu a distância de 7,5 cm de distância entre os calcânhares e 10° de abdução dos pés. Quando em base unilateral, 10° de abdução do pé de apoio e flexão de joelho entre 45° e 60° do membro contralateral. Cada seqüência de posturas e respectivas condições foram repetidas por três vezes, e realizada a média do valor da variável RMS (Root Mean Square), que indica a amplitude do sinal eletromiográfico, sendo esta utilizada para análise.



Figura 07: 7,5 cm de distância entre os calcânhares e 10º de abdução dos pés (base bilateral)

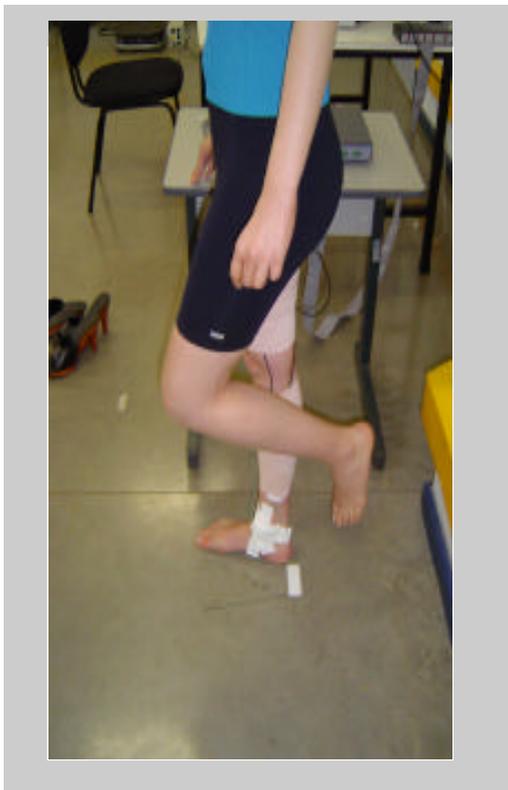


Figura 08: Base unilateral a 0 cm de altura.

■ **7ª Etapa:** Exame eletromiográfico

O exame eletromiográfico foi realizado com ajuste para coleta de 10 segundos em cada postura e nas seis condições. Para tanto, o número de amostras por canal foi de 20000 e a frequência de aquisição de cada canal para 2000Hz. Dois canais foram selecionados para corresponder aos dois músculos analisados: canal 1 (gastrocnêmio lateral) e canal 2 (gastrocnêmio medial). Ao comando do pesquisador foi ativada a ferramenta SIMPLES, que inicia a captação do sinal.

Foi observado se havia presença de ruídos ou interferências nas frequências de 60 Hz e suas harmônicas (120 Hz, 180 Hz...) que poderiam estar causando alterações no conteúdo espectral do sinal captado. Observou-se o conteúdo espectral do sinal, que não deveria apresentar picos, por representar a presença de ruídos (Volts x Hz), o histograma seguindo a curva de Gauss

e o valor de RMS, que deveria estar abaixo de 5 Mv. Estando a qualidade do sinal com presença de ruídos, verificou-se a colocação dos eletrodos ativos e de referência para, posteriormente, fazer a coleta definitiva. Em seguida, o sinal coletado passou por um filtro Passa-Faixa com Borda Inferior de 20Hz e Borda Superior de 1000Hz, para obter-se o valor definitivo da variável de análise que foi a RMS (Root Mean Square).

8ª Etapa:

Registro do valor de RMS em uma planilha do programa Excell e salvo em arquivo de texto, para futura análise.

4.2. Variável de Análise

A variável utilizada para análise foi a Raiz Quadrada da Média do Sinal (Root Mean Square), que indica a amplitude do sinal em um intervalo de tempo, o que determina o padrão de recrutamento de unidades motoras do músculo analisado.

4.3. Normalização do Sinal

Os dados foram normalizados a partir do valor da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) por 5 segundos, este representando 100% do valor máximo de RMS atingido por cada voluntária. Primeiro, retirou-se a média do valor de CIVM das nove voluntárias para cada músculo e realizou-se uma regra de três com os valores médios de cada músculo nas seis condições de análise das nove voluntárias. Assim, identificou-se o percentual de recrutamento de cada músculo investigado nas seis condições (duas controle e quatro experimentais).

5. Procedimento estatístico

5.1. Estatística Descritiva e testes

Os dados foram analisados a partir de valores médios e medidas de dispersão

como o desvio padrão (DP), assim como de variabilidade: erro-padrão (EP) e coeficiente de variação (CV), com objetivo de identificar o perfil e homogeneidade da amostra e do sinal eletromiográfico. Em seguida, aplicou-se o teste Kolmogorov-Smirnov dos valores da variável de estudo (RMS) para identificar se os dados acompanhavam uma distribuição normal. Como os dados seguiram uma distribuição normal optou-se pelo teste paramétrico Análise de Variância (ANOVA com duas vias) para identificar diferenças estatísticas entre os valores médios das seis condições de análise. (BBOA 0 cm X 5 cm X 10 cm / BUOA 0cm X 5 cm X 10 cm). O nível de significância considerado foi de P menor que 0,05 ($p < 0,05$). Em seguida, para identificar a diferença mínima significativa dois a dois entre as seis condições, utilizou-se o teste de Bonferroni. Foi utilizado, também, o teste T de Student para verificar diferenças médias significativas entre os valores de RMS entre os músculos gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral. O software utilizado para analisar os dados foi : Bioestatística 2.0, Basic Statistics e Excell da Microsoft Windows XP.

6. Resultados e discussão

Os resultados encontrados a partir da amostra de 09 voluntárias quanto às características físicas apresentaram baixa variabilidade, podendo-se inferir que se tratou de um grupo homogêneo que, teoricamente, permite repetibilidade quanto ao sinal eletromiográfico encontrado, pois a variabilidade em indivíduos saudáveis é um dos fatores de maior impedimento para estabelecer um padrão de referência do sinal (SHIAVI, R et al. 1981).

Voluntárias n = 9	Idade	Estatura	Peso
Média	22.0	162.6	57.9
Desvio Padrão	4.2	7.2	10.6
Coef. Variação	19%	4%	18%

Tabela 01: perfil da amostra

Quanto às variáveis: número do calçado, altura do salto e dias de uso por semana, esta última foi que apresentou importante variação (45%). Fato em que, observando-se individualmente na amostra, encontram-se padrões de recrutamento mais acentuados naquelas que usam salto alto entre 1 ou 2 vezes na semana, gerando maior dispersão em relação à média e conseqüente variabilidade acentuada. O que, provavelmente, não permite adaptações motoras ao nível cortical que recrute menor número de unidades motoras (LEE KH et al 1990).

Voluntárias n = 9	Nº do Calçado	Altura do Calçado	Uso semanal/ Dias
Média	36.3	7.1	3.6
Desvio Padrão	2.2	2.1	1.6
Coef. Variação	6%	30%	45%

Tabela 02: perfil da amostra

A amplitude do sinal eletromiográfico (RMS) nas diferentes posturas (BBOA= base bilateral, com olhos abertos e BUOA= base unilateral, com olhos abertos) e condições de controle (0 cm de salto) e experimentais (5 e 08 cm de salto) apresentou um comportamento esperado, ou seja, à medida que se aumenta a altura do calçado, há maior recrutamento de unidades motoras nos músculos gastrocnêmios medial e lateral, principalmente entre zero e oito centímetros e cinco e oito centímetros ($p < 0,05$), como sugerem os achados de Joseph e Nightingale citados por Basmajian (1985). Porém estes autores não indicam o percentual de recrutamento normalizado.

Apesar de se encontrar referência na literatura (WOLF, 1998) quanto a diferenças funcionais entre as cabeças que formam o músculo gastrocnêmio lateral, quando comparado com o gastrocnêmio medial, neste estudo não se encontraram diferenças significativas entre o padrão de recrutamento entre medial e lateral ($p > 0,05$) nas diferentes alturas de salto. Os valores de

amplitude (RMS) são considerados estatisticamente iguais. Os gráficos a seguir demonstram estes dados observados.

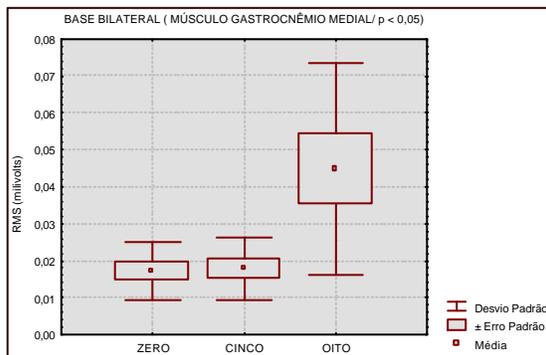


Figura 9: Diferenças significativas entre o padrão de recrutamento entre Zero e oito ($p < 0,05$) e cinco e oito ($p < 0,05$).

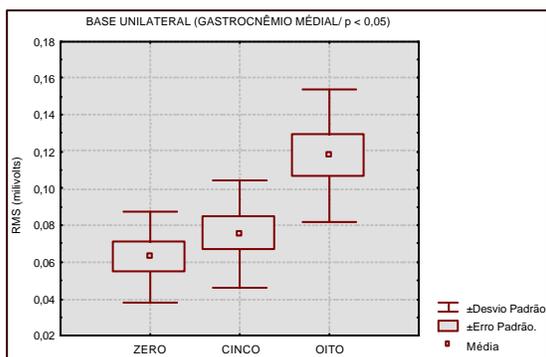


Figura 10: Diferenças significativas entre o padrão de recrutamento entre Zero e cinco, zero e oito e cinco e oito ($p < 0,05$).

Apesar de se encontrarem diferenças significativas entre o padrão de recrutamento dos dois vastos que formam o músculo gastrocnêmio nas diferentes alturas de salto alto e nas duas posturas, observa-se grande dispersão nos valores da variável RMS (amplitude), principalmente a 8 cm de salto. Isto pode estar atribuído ao aumento da oscilação ântero-posterior à medida que se aumenta o salto, como também ao fato de algumas voluntárias ($n=3$) não possuírem o hábito de usar, semanalmente, calçado com salto acima de 5 cm mais de 3 vezes, quando comparado com as demais, provavelmente não levando a uma provável adaptação, traduzida em aprendizagem motora. Outro

fator importante a considerar nesta dispersão é a impedância do tecido adiposo encontrado sob a região de colocação do eletrodo que, na mulher, é significativo e variando muito entre elas. Esta variável é sugerida por Ervilha et al (2000), como significativa na influência da variabilidade do sinal entre sujeitos.

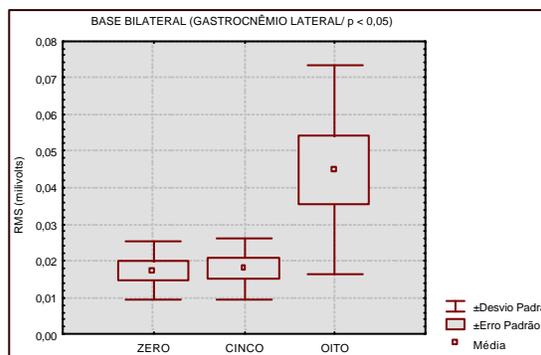


Figura 11- Diferenças significativas entre o padrão de recrutamento entre as alturas zero e oito, e cinco e oito ($p < 0,05$).

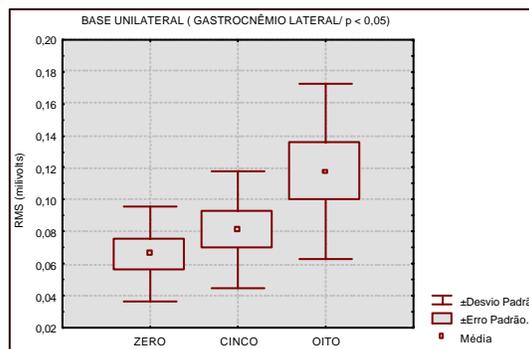


Figura 12- Diferenças significativas entre o padrão de recrutamento entre as alturas zero e oito, zero e cinco e cinco e oito ($p < 0,05$).

Com objetivo de minimizar a variabilidade dos valores encontrados na amplitude do sinal eletromiográfico (RMS), estes foram normalizados a partir de 100% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) por se tratar de uma análise estática, como é sugerido por Soderberg (2000). Observa-se que o uso do salto acima de 5 centímetros promove um aumento significativo de recrutamento de unidades motoras ($p < 0,05$), principalmente em base

unipodal, onde os valores de recrutamento ultrapassam 50% da CIVM (gráficos 5 e 6). Fato que pode justificar a queixa clínica freqüente de mulheres que sentem dor muscular na perna ao término do dia, quando usam calçados com salto alto, principalmente daquelas que não possuem o hábito regular de uso (GAFEN, 2000). O apoio unipodal é parte do ciclo da marcha na fase de recebimento de carga e pré-oscilação em que o músculo gastrocnêmio é bastante solicitado para impulsionar o corpo adiante, solicitando-se com mais intensidade a estratégia de equilíbrio do tornozelo.

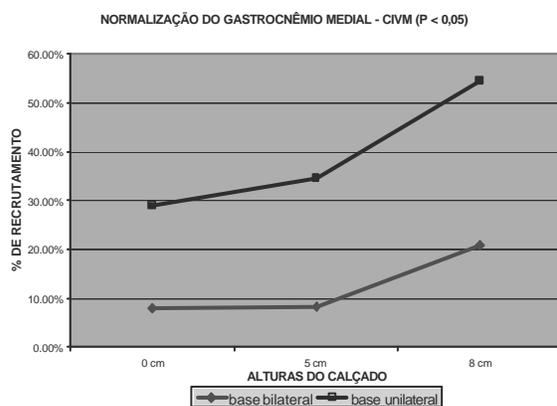


Figura 13- Diferenças significativas entre o percentual de recrutamento, nas diferentes posturas e alturas do gastrocnêmio medial (p < 0,05)

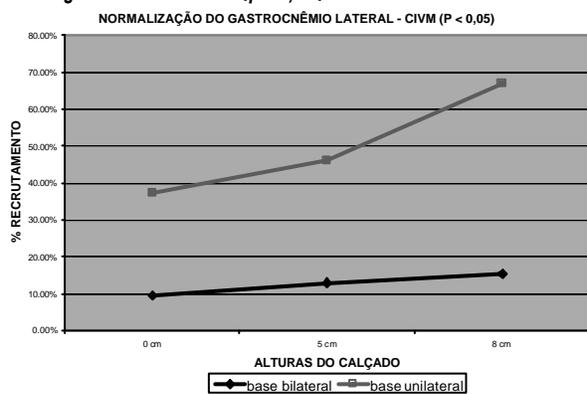


Figura 14- Diferenças significativas entre o percentual de recrutamento, nas diferentes posturas e alturas do gastrocnêmio lateral (p < 0,05).

Apesar de se observar aumentos significativos de recrutamento de unidades motoras dos músculos gastrocnêmios nas

diferentes alturas e posturas, encontrou-se uma significativa correlação negativa de Pearson entre recrutamento e número de dias de uso do salto alto, na semana, pelas voluntárias (gráfico 7). Pode-se inferir que, à medida que se aumenta o número de dias de uso, diminui-se o padrão de recrutamento, dado este que se mostrou significativo após aplicação do teste T de Student com nível de significância de $p < 0,05$, tanto para o gastrocnêmio medial ($r = -0,7$) e gastrocnêmio lateral ($r = -0,6$), ambos nas alturas de 8 cm de salto.

Esta correlação sugere que o uso regular de salto alto leva ao aprendizado motor da mulher que usa este calçado com maior freqüência, pois a repetição de uma tarefa é um fator determinante para plasticidade cortical que, por sua vez, gera automatismo do gesto e, conseqüentemente, menor recrutamento de fibras para realizar uma tarefa, com conseqüente gasto energético diminuído. Por outro lado observa-se, na prática clínica, que algumas mulheres têm dificuldade de caminhar pela presença de dor no tornozelo, quando mudam o hábito de usarem salto alto e passam a usar calçado sem inclinação de alturas, relatando um certo falseio ao realizarem o passo (GEFEN, 2000). Isto sugere modificações adaptativas do ponto de vista sômato-sensorial pela manutenção freqüente do tornozelo em flexão plantar e conseqüente modificação de uso da estratégia do tornozelo.

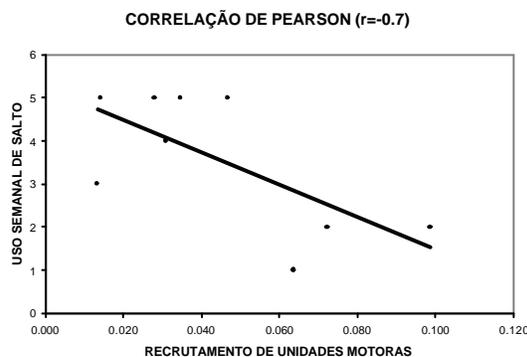


Figura 15- Correlação de Pearson para o gastrocnêmio medial a 8 cm de salto.

Conclusão

De acordo com os resultados encontrados neste modelo de estudo conclui-se que:

■ O salto alto a partir de 5 cm de altura promove aumento significativo do padrão de recrutamento de unidades motoras do músculo gastrocnêmio, traduzidos pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (RMS).

■ Não existe diferença entre o padrão de recrutamento dos músculos gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral, seja em apoio unilateral ou apoio bilateral e em diferentes condições (0 cm, 5 cm e 8 cm de salto).

■ Em apoio bipodal o percentual de recrutamento de fibras musculares do músculo gastrocnêmio medial supera 20% da contração isométrica voluntária máxima com calçado a 8 cm de altura. Já em apoio unipodal o percentual de recrutamento supera

os 50% da contração isométrica voluntária máxima.

■ O músculo gastrocnêmio lateral apresentou um padrão de recrutamento próximo aos 70% da contração isométrica voluntária máxima em apoio unipodal, na condição de 8 cm de salto. Quando em apoio bipodal o percentual máximo atingido a 8 cm de salto foi de 20% da contração isométrica voluntária máxima.

■ À medida que se aumenta a frequência de uso do salto alto por semana, as voluntárias apresentaram diminuição da amplitude de recrutamento de unidades motoras. Podendo este fato ser atribuído a um aprendizado motor.

■ Estes dados conclusivos sugerem que o gasto energético do ponto de vista músculo-esquelético com uso de calçado com salto acima de 5 cm é elevado e sugere moderação quanto ao uso do mesmo.

Referências bibliográficas

BASMAJIAN, J.V. E DE LUCA, C. **Muscles Alive- Their functions revealed by electromyograph** (5 th edn). Williams and Wilkins, Baltimore. 1985.

CRAM RJ, KASMAN SG, HOLTZ J. **Introduction to Surface Electromyography**. An Aspen Publication. United States of America. 1998.

DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta quase- estática. Tese de livre docência apresentada à escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo 2000.

_____.Modelagem do controle postural humano.**IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**.Gramado- Rio Grande do Sul. 29/05 a 02/06 de 2001.

ERVILHA U.F.; DUARTE M.; AMADIO A.C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 3, n 1, p. 15- 20, 1998.

FRANK J.S.; EARL E.M. Coordination of posture and movment. **Phys Ther**. V. 70. p. 855-63,1990.

GEFEN A.; MEGIDO-RAVID M.; ITZCHAK Y.; ARCAN M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high- heeled gait. **Gait and Posture**. v. 15, p. 56-63, 2002.

HORAK F.B.; NASHNER L.M.; Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. **J Neurophysiol**. v. 55, p. 1369-81, 1986

HALL, SUSAN. **Biomecânica Básica**. Guanabara koogan. . Rio de Janeiro. 1999.

HAMILL, J. **Fundamentos Mecânicos para Análise do Movimento**. Manole.. Rio de Janeiro. 1999

HORAK F.B; NASHNER L.M.; DIENER H.C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Exp Brain Res**. v. 82, p. 167-77, 1990.

KLEISSEN R.F.M; BUURKE J.H.; HARLAAR J.; ZILVOLD. Electromyography in the biomechanical analysis of human movment and its clinical application. **Gait and Posture**. v. 8, p. 143-158, 1998

NASHNER L.M. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. **Exp Brain Res**. v. 30, p. 13-24, 1977.

_____. Adaptations of human movement to altered environments. **Trends Neurosci**. v.5 p. 358-61. 1982

SOAMES R.W.; ATHA J. The validity of physique-based inverted pendulum models of postural sway behaviour. **Ann Hum Biol**. v.7, p. 145-53, 1980

SODERBERG L.G.; KNUTSON M.L. A guide for use interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**. v.80, p. 485- 498, 2000

SHIAVI, R. Variability of electromyographic patterns for level-surface walding through a range of self-selected speeds. **Bull Prosthet Res**. v.18, p. 5-14, 1981

VIEL,E. A marcha humana, a corrida e o salto. Manole. São Paulo. 2000.

WINTER A.D. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**. v.3, n. 4, p. 193- 214, 1995.

YANG J.F.; WINTER D.A.; WELLS R.P. Postural Dynamics in Standing human. **Biol. Cybern**. v. 62, p. 309-20, 1990.