

---

# ANÁLISE ESTABILOMÉTRICA E ELETROMIOGRÁFICA DO USO DE SAPATO DE SALTO ALTO EM MULHERES ADULTAS

M. B. Silva, L. O. Resende, R. B. S. Reis, F. G. Brito, E. L. M. Naves

Laboratório de Engenharia Biomédica/ Universidade Federal de Uberlândia, Brasil.

e-mail: maristellaborges@gmail.com

**Abstract:** This study aimed to analyze the behavior of the postural balance in women barefoot and with the use of high heels 10 cm. The sample consisted of 12 women, aged between 18 and 30 years. The instrument used to record postural balance of the individuals was the force plate. In addition, electromyography was performed in the tibialis anterior, gastrocnemius and soleus during collection, and normalized by maximal isometric contraction of each subject. The study was conducted in the laboratory of biomedical engineering at the Federal University of Uberlandia. These results indicate that the parameters evaluated in stabilometry between the four experimental conditions has no significant difference in the average speed of anteroposterior displacement of the COP under the conditions of high heels use and barefoot with the eyes closed and between the use of high heels with closed eyes and barefoot with opened eyes. Related to the percentage of muscle activation during the four situations, only the medial gastrocnemius muscle demonstrated a significant difference in the conditions of opened and closed eyes, beyond heels with eyes closed ( $24,80 \pm 7,62$ ) and barefoot with eyes open ( $9,07 \pm 6,49$ ). It was concluded that postural imbalances was verified by analysis of stabilometry and muscle activation, that was provided by the use of high heels and the presence or absence of visual information.

**Palavras-chave:** electromyography, force plate, stabilometry.

## Introdução

A estabílometria é um método não invasivo que permite observar o controle das oscilações posturais. A medida do centro de pressão durante a postura em pé é um dos principais parâmetros utilizados para a análise do equilíbrio corporal. A modificação da base de sustentação do corpo quando se usa salto alto implica em diversas alterações no equilíbrio estático e na biomecânica postural. Algumas pesquisas [1,2,3] mostraram que os calçados de salto alto deslocam o centro de massa do corpo anteriormente, o que, por sua vez, posiciona o tornozelo em flexão plantar, causando um aumento de sobrecarga no antepé e mudanças nos picos de pressões.

Rodgers [4] descreveu três aspectos da dinâmica do pé que garantem sua funcionalidade: a flexibilidade, a

semi-rigidez e a estabilidade. O salto alto é considerado um fator de estresse externo, alterando, significativamente, a interação entre estes aspectos. Os pés têm a capacidade de absorver este desequilíbrio biomecânico até o seu limiar adaptativo, mas as alterações acima deste limiar geram distúrbios posturais estáticos e dinâmicos [5].

Ao passo que o uso do salto é considerado um fator externo, o sistema visual é um fator intrínseco relacionado à manutenção da postura e do equilíbrio do indivíduo. Ele fornece informações sobre a posição e movimento de um objeto no espaço (exterocepção) e a posição e movimento dos membros relativos ao ambiente e ao resto do corpo (propriocepção visual) por meio dos olhos [6]. Pesquisas [7, 8] retratam que as pessoas podem apresentar um maior ou menor grau de dependência da informação visual para manter esse controle postural.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar o equilíbrio postural na presença e ausência de salto alto, com os olhos abertos e fechados, através da plataforma de força, junto à atividade eletromiográfica de sujeitos de pesquisa adultos do sexo feminino.

## Materiais e Métodos

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia.

Foram selecionadas por amostra de conveniência 12 mulheres com idades entre 18 e 30 anos, não-atletas e usuárias ocasionais (1-2 vezes por semana) de salto alto de 8 a 10 cm. Excluíram-se as participantes com: histórico de fraturas, rupturas ligamentares ou cirurgias ortopédicas em membros inferiores; entorses de tornozelo há menos de 6 meses; vertigens; diabetes; obesidade; alterações neuropsicomotoras e; uso de medicamentos controlados que influem no equilíbrio e estado de vigília. Além das que estivessem realizando atividade física ou prática esportiva regular e frequente nos últimos 6 meses ou possuíssem histórico de algum tipo treinamento físico intenso constante nos últimos 2 anos.

As voluntárias responderam a um questionário contendo os seguintes itens: dados gerais; dominância; frequência de uso de salto alto; histórico de atividades físicas e; antecedentes pessoais de patologias. Em seguida foi realizada a coleta de medidas antropométricas de massa corporal (Balança WISO®

modelo W903) e de altura, com posterior cálculo de Índice de Massa Corporal - IMC ( $\text{kg/m}^2$ ).

Para realização da eletromiografia de superfície foi utilizado eletromiógrafo MyosystemBr1 P84 com razão de rejeição em modo comum (CMRR) de 92dB a 60Hz, impedância de entrada de  $10^{15}$  Ohms, conversor A/D com resolução de 16 bits, eletrodo ativo simples diferencial com ganho de 20 vezes e amplificador de 25 totalizando ganho de 500. A taxa de amostragem foi de 10KHz e utilizou-se filtro passa-banda entre 15Hz a 500Hz.

A distância inter-eletrodo é fixa de 10 mm e as barras que o compõe foram dispostas perpendicularmente ao sentido das fibras dos músculos em estudo.

Foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio medial e sóleo, no lado dominante das voluntárias. A colocação e posicionamento dos eletrodos bem como o preparo da pele seguiu as determinações do protocolo SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles*). O eletrodo de referência foi colocado no maléolo medial do membro inferior não-dominante.

Primeiramente, realizou-se, para o músculos em questão, a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), para a posterior normalização da coleta, durante 6 segundos por 3 vezes com intervalos de 2 minutos de descanso entre elas. Para análise foi utilizada a média do valor RMS das 3 medidas.

Em seguida, a participante foi solicitada a permanecer na postura em pé irrestrita com os braços ao longo do corpo sobre uma plataforma de força. Nesta postura, a atividade eletromiográfica dos músculos citados foi registrada simultaneamente com a estabilometria por 30 segundos na sequência de 4 diferentes condições bipodais: descalça com olhos fechados; com salto de olhos fechados; com salto de olhos abertos e; descalça com olhos abertos. Entre cada condição houve descanso de 30 segundos.

Durante o experimento com olhos abertos, as participantes foram solicitadas a olhar fixamente para um ponto posicionado a 2 metros de distância, na altura de seus olhos.

De uso difundido entre as mulheres, o calçado utilizado no estudo apresentou as seguintes características: sapato *scarpin* bico fino, fechado no antepé e no calcanhar, com salto meia lua de 10 cm.

Na análise estabilométrica foi utilizada uma plataforma de força (modelo BioDynamicsBr da empresa DataHominis). A frequência de amostragem foi de 150 Hz.

Para extrair características de deslocamento do COP (centro de pressão) mediou-se a área total de deslocamento e as velocidades médias ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) através da execução de algoritmos no software Matlab®.

Na análise da eletromiografia foi utilizado o valor RMS (*Root Mean Square*) e a CIVM representou 100% do valor máximo atingido por cada voluntária.

Na análise de dados foi aplicado o teste Kolmogorov-Smirnov (Instat®) que mostrou distribuição normal da amostra. Para análise entre as 4 condições experimentais do estudo em relação aos parâmetros estabilométricos e nível de atividade muscular aplicou-se o teste t para amostras independentes (Statistica®) com nível de significância de 5%.

## Resultados

As participantes tiveram média de idade de 20,7 ( $\pm 1,6$ ) anos; massa de 52,8 kg; altura de 1,64m e; IMC de  $19,52 \text{ kg/m}^2$ . Em relação ao número do calçado utilizado, quatro mulheres calçavam a numeração brasileira 38 e oito a numeração 35.

Ao analisar os parâmetros avaliados na estabilometria entre as quatro condições experimentais houve diferença significativa na velocidade média ântero-posterior de deslocamento do COP nas condições entre uso de salto alto de olhos fechados e descalça com olhos fechados e entre uso de salto alto de olhos fechados e descalça de olhos abertos (Tabela 1).

Tabela 1: Média e desvio padrão dos dados estabilométricos.

		Área ( $\text{cm}^2$ )	Vm-ml (cm/s)	Vm-ap (cm/s)
Salto	OF	$1,84 \pm 3,21$	$0,51 \pm 0,37$	$0,84 \pm 0,69$ *†
	OA	$0,64 \pm 0,99$	$0,34 \pm 0,23$	$0,50 \pm 0,38$
Descalça	OF	$0,94 \pm 2,01$	$0,28 \pm 0,18$	$0,38 \pm 0,3$ *
	OA	$0,69 \pm 1,17$	$0,32 \pm 0,23$	$0,34 \pm 0,25$ †

OF = olhos fechados; OA = olhos abertos; Vm-ml = velocidade média eixo médio-lateral; Vm-ap = velocidade média eixo ântero-posterior

Salto OF x Descalça OF \* p = 0,046046

Salto OF x Descalça OA † p = 0,028469

Valor de referência: p < 0,05

Em relação à eletromiografia, observa-se na figura 1 que a média da porcentagem de ativação dos três músculos estudados foi maior nas condições de olhos fechados comparado à de olhos abertos. O músculo tibial anterior teve maior ativação nos experimentos descalço, o gastrocnêmio medial com uso do salto e o sóleo com uso de salto na condição de olhos abertos e ativação constante na condição de olhos fechados, independente do calçado. Além disso, o sóleo foi o músculo com maior média de ativação muscular.

Na análise estatística da porcentagem de ativação muscular durante as quatro situações assumidas no estudo, somente o músculo gastrocnêmio medial apresentou diferença significativa nas condições de olhos abertos e fechados, além de salto com os olhos fechados e descalça com os olhos abertos (Tabela 2).

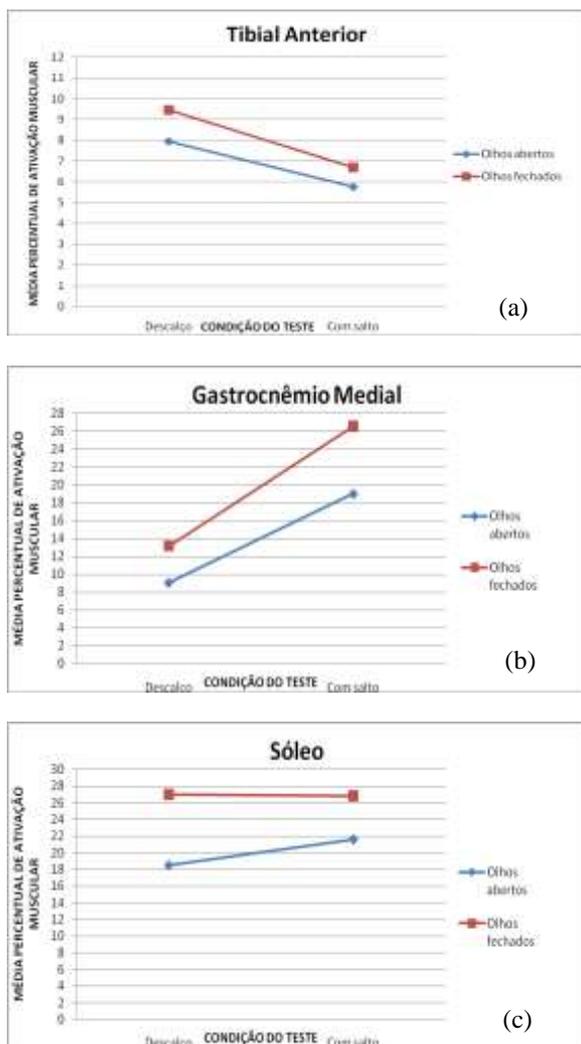


Figura 1: Média percentual do valor RMS de ativação muscular nas situações descalça e com uso de salto de olhos abertos e fechados para os músculos: tibial anterior (a), gastrocnêmio medial (b) e sóleo (c).

Tabela 2: Média e desvio padrão da porcentagem de ativação muscular.

		Tibial Anterior (%)	Gastrocnêmio Medial (%)	Sóleo (%)
Salto	OF	6,69 ± 3,68	26,54 ± 8,39*†‡	26,83 ± 15,95
	OA	5,76 ± 4,0	19,01 ± 9,92‡	21,60 ± 13,83
Descalça	OF	9,46 ± 9,02	13,16 ± 7,85*	26,97 ± 14,79
	OA	7,94 ± 8,01	9,07 ± 6,5†‡	18,49 ± 12,18

OF = olhos fechados; OA = olhos abertos  
 Salto OF x Descalça OF \* p = 0,000552  
 Salto OF x Descalça OA † p = 0,000010  
 Salto OA x Descalça OA ‡ p = 0,008232  
 Valor de referência: p < 0,05

## Discussão

A escolha da idade foi entre 18 e 30 anos de idade. A delimitação da faixa etária superior foi devido ao fato de que o tecido muscular começa a decair

funcionalmente a partir desta idade, sendo típico da senescência, a qual é caracterizada pelo declínio da capacidade funcional do organismo. Observa-se nesta fase, alterações moleculares e celulares, as quais ocasionam perdas funcionais progressivas do organismo [9].

Realizou-se a análise estabilométrica e eletromiográfica, pois não se encontrou na literatura estudos que abordem este tipo de análise em mulheres jovens com a utilização de salto alto.

O estudo abordou a temática do salto alto, devido à sua utilização ser considerada como fator diretamente ligado à intensidade e incidência de alterações posturais relacionadas ao seu uso [10].

A escolha da altura do salto foi de 10 cm, devido ao aumento do desequilíbrio postural observado a partir de saltos de 5,12 cm, com conseqüente elevação dos agravos músculo-esqueléticos, ocasionados através da elevação do retro pé [11].

Em um estudo com dados baropodométricos e estabilométricos que utilizou uma plataforma de pressão, com voluntários em posição ortostática, na condição descalça e com salto de 7 cm, em apoio bipodal e com olhos abertos houve menor equilíbrio AP durante o uso do salto alto. Justificou-se tal fato devido à instabilidade da articulação do tornozelo, pois o peso corporal é sustentado pelo antepé [12]. Os resultados do presente estudo se assemelham ao referido, pois obteve-se maior oscilação (velocidade média AP e ML) com o uso do salto alto.

Em relação à estabilometria, observa-se a área mais elevada na condição de salto alto e olhos fechados (média = 1,84), em relação àquela descalça e olhos fechados (0,94). Apesar da diferença entre as médias, realizada através do teste-t não ter sido significativa, verifica-se a discrepância entre os valores. Resultado semelhante pode ser analisado em outro estudo, o qual obteve média de velocidade AP de 1,39 para mulheres saudáveis de olhos abertos, e 1,75 para olhos fechados [13].

Quando ocorre alguma restrição, como ausência de *feedback* visual ao estar com os olhos fechados, é esperado que a estabilidade diminua. A informação visual pode influenciar na estabilidade postural, principalmente, alterando a interação com o ambiente [14].

Através da análise eletromiográfica, constatou-se maior ativação do músculo gastrocnêmio medial na condição de salto alto. O aumento significativo do percentual de recrutamento deste músculo a 8 cm de altura de salto do calçado, sugere ser um fator mecânico que pré-dispõe ao encurtamento muscular deste músculo [15].

Os músculos sóleo e gastrocnêmio possuem diferentes características. Há predomínio de fibras do tipo II, para o gastrocnêmio e fibras do tipo I para o sóleo. As fibras do tipo I são de contração lenta, vermelhas, com menor diâmetro e maior fornecimento sanguíneo. Deste modo, são fibras com um metabolismo energético de predomínio aeróbico, com grande

produção de ATP, permitindo esforços duradouros. Estas fibras predominam nos músculos dos atletas de *endurance* ou resistência. Já as fibras tipo II são de contração rápida, brancas, de maior diâmetro, com predomínio de metabolismo energético de tipo anaeróbico. O músculo constituído por este tipo de fibras tem uma velocidade de contração, uma velocidade de condução na membrana e uma tensão máxima maior do que nas fibras do tipo I [15].

O sóleo possui um diâmetro quase duas vezes maior do que o gastrocnêmio. Enquanto o gastrocnêmio possui um comprimento de fibra quase duas vezes maior do que o sóleo, o que denota funções distintas para estes músculos. O músculo sóleo é considerado assim, um músculo tônico e portanto relacionado à sustentação da postura [15]. Neste estudo este músculo obteve as maiores médias de ativações para todas as condições avaliadas.

Já o músculo tibial anterior possui menor ativação na condição de salto em relação à condição descalça. Supõe-se que seja devido ao fato de que o músculo está alongado com a utilização do salto alto. Além disso, podem ter ocorrido estratégias de equilíbrio no tornozelo na condição descalça que provocaram maior ativação do referido músculo, principalmente com a privação da informação visual.

## Conclusão

A utilização de salto alto altera padrões posturais estabilométricos e de ativação muscular, como foi comprovado pela plataforma de força e pela eletromiografia.

Além disso, há modificações nos valores desses padrões quando há presença ou ausência de informação visual. O fato de privar o indivíduo desse tipo de informação e, ainda adicionar um fator externo (salto alto), comprovou essas alterações, demonstrando que a visão permite uma realimentação (*feedback*) para o controle postural.

## Referências:

- [1] Opila, K.A., Wagner S.S., Schiowitz S., Chen J. (1988) "Postural alignment in barefoot and high-heeled stance". *Spine*, v.13, n. 5, p. 542-7.
- [2] Snow, R.E., Williams, K.R. (1994) "High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion and ground reaction forces". *Arch Phys Med Rehabil*, v. 75, n. 5, p. 568-76.
- [3] Yung-Hui, L., Wei-Hsien, H. (2005) "Effects of shoes inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking". *Appl Ergon*, v. 36, n. 3, p. 355-62.
- [4] Rodgers, M.M. (1995) "Dynamic foot biomechanics". *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 21, p. 306-16.
- [5] Bricot, B. (1999), *Posturologia*, Ed.: Icone, São Paulo: Icone, p.83-108.
- [6] Duarte, M. (2000), *Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática*, Tese de Doutorado, Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano, USP, São Paulo, 87p.
- [7] Collins, J.J., De Luca, C.J. (1995) "Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system". *Chaos*, v. 5, p. 57-63.
- [8] Crémieux, J., Mesure, S. (1994) "Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man". *Percept Mot Skills*, v. 78, p. 67-74.
- [9] Rossi, E., Sader, C.S. (2006), Envelhecimento do sistema osteoarticular. In: Freitas E.V., Py L., Cançado F.A.X., Doll J., Gorzoni M.L. *Tratado de Geriatria e Gerontologia*, Ed.: Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, p.792-7.
- [10] Chistensen, K. et al. (1999) "High-heeled shoes and musculoskeletal problems." *Dyn Chiropr*. V. 18, p. 186-89.
- [11] Santos, C.L. et al. (2008) "Repercussões biomecânicas do uso de salto alto na cinemática da marcha: um estudo retrospectivo de 1990 a 2007". *Revista de Educação Física*. v. 143, p. 47-53.
- [12] Carrasco, A.C. (2010), *Estudo da distribuição da pressão plantar e da oscilação corporal em relação ao peso da bolsa e ao uso de salto alto em mulheres*. Dissertação de Mestrado. Departamento de Bioengenharia, UNIVAP, São Paulo, 63p.
- [13] Mann, L., Kleinpaul, J. F., Moro, A. R. P., Mota, C. B., Carpes, F. P. (2010) "Effect of low back pain on postural stability in younger women: Influence of visual deprivation". *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, v. 14, p. 361-66.
- [14] Schieppati, M., Tacchini, E., Nardone, A., Tarantola, J., Corna, S. (1999) "Subjective perception of body sway". *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, v. 66, n. 3, p. 313-22.
- [15] Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles Alive: their functions revealed by electromyography*. 5 th edition, Baltimore, Williams e Wilkins, 1985.