



ConScientiae Saúde

ISSN: 1677-1028

conscientiaesaude@uninove.br

Universidade Nove de Julho

Brasil

Alencar de Oliveira Moraes, Priscilla; Belarmino Dantas, Milla Gabriela; Pinotti, Marcos; Rodarti
Pitangui, Ana Carolina; Cappato de Araújo, Rodrigo
Influência de diferentes calçados na postura e na atividade dos músculos do tronco
ConScientiae Saúde, vol. 11, núm. 3, 2012, pp. 462-469
Universidade Nove de Julho
São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92923694013>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Influência de diferentes calçados na postura e na atividade dos músculos do tronco

Influence of different footwear on posture and trunk muscle activity

Priscilla Alencar de Oliveira Morais¹; Milla Gabriela Belarmino Dantas¹; Marcos Pinotti²; Ana Carolina Rodarti Pitangui³; Rodrigo Cappato de Araújo³

¹Discente do curso de Fisioterapia, Petrolina, PE – Brasil. – UPE. Recife, PE – Brasil.

²Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG. Belo Horizonte, MG – Brasil.

³Professor Adjunto do Departamento de Fisioterapia, Petrolina, PE – Brasil.

Endereço para correspondência

Rodrigo Cappato de Araújo
BR 203 km 2, S/N, Vila Eduardo
56300-000 – Petrolina, PE – Brasil.
rodrigocappato@yahoo.com.br

Resumo

Introdução: O uso do salto alto tem sido cada vez mais frequente no cotidiano das mulheres. **Objetivo:** Investigar o comportamento dos músculos do tronco e as alterações posturais causadas pela utilização de diferentes tipos de calçados. **Métodos:** Vinte mulheres foram fotografadas em posição ortostática em diferentes situações: descalças, com tênis e com salto alto. As voluntárias também realizaram outras duas tarefas: manter os ombros flexionados a 45 e a 90 graus. Avaliaram-se a postura e a atividade eletromiográfica dos músculos multifídeo, iliocostal, reto abdominal e transverso abdominal. **Resultados:** A comparação dos diferentes tipos de calçados não mostrou diferenças estatísticas. Entretanto, ao comparar as diferentes tarefas de membro superior verificou-se alteração na atividade dos músculos eretores da coluna e dos ângulos de cabeça, cervical e tórax. **Conclusão:** O uso de calçados de salto alto não altera a postura e a atividade dos músculos estabilizadores da coluna lombar durante a posição ortostática.

Registro de ensaio clínico número: ACTRN12610000470099.

Descritores: Eletromiografia. Fotogrametria. Postura. Sapatos.

Abstract

Introduction: The use of high heels has been increasingly frequent in the daily life of women. **Objective:** To investigate the behavior of stabilizer lumbar muscles and the postural alterations caused by the use of different footwear during standing position. **Methods:** Twenty healthy women were photographed in the standing position in different situations: barefoot, with tennis shoes and with high heeled shoes. In addition, the volunteers performed two other tasks: keeping the shoulders flexed at 45 and 90 degrees. The posture and electromyographic activity of the multifidus, iliocostalis, rectus abdominis and transversus abdominis muscles were evaluated. **Results:** The comparison of different footwear with same task of upper limbs did not showed significantly difference. However, the comparison of different tasks with upper limb when using the same footwear altered activity of erector muscles and head, cervical and thoracic angles. **Conclusion:** The use of high-heeled shoes does not change posture and activity of lumbar stabilizer muscle during standing position.

Clinical Trial Registration number: ACTRN12610000470099.

Key words: Electromyography. Posture. Photogrammetry. Shoes.

Introdução

A postura é definida como arranjo relativo de vários segmentos corporais durante a manutenção ou execução de diferentes tarefas, com menor gasto energético e mínima sobrecarga das estruturas do sistema musculoesquelético. Nos seres humanos, a postura é mantida a partir da integração e controle de várias estruturas do complexo neuromuscular¹⁻³. A coluna vertebral, por sua vez, realiza adaptações em torno da sua forma natural para garantir flexibilidade, manutenção do equilíbrio e otimizar a dinâmica corporal em diferentes tarefas e funções⁴.

A estabilidade da coluna vertebral é garantida pela atuação de componentes ativos (músculos e tendões), passivos (ossos, discos intervertebrais, ligamentos e fáscias) e da unidade de controle neural⁵, e pode ser definida como a competência desses três subsistemas de trabalharem juntos para manter o equilíbrio quando houver atividades que gerem perturbações em suas estruturas⁶. Recentemente, investigações sobre disfunções posturais e sua associação com problemas da coluna lombar têm ganhado atenção especial na literatura científica. Isso se deve aos dados epidemiológicos que demonstram que aproximadamente 80% da população mundial em alguma fase da vida apresentarão o quadro de dor lombar⁷. Além disso, a dor lombar é descrita como a principal causa de limitação funcional de adultos em idade produtiva e a segunda mais frequente de visitas médicas e procedimentos cirúrgicos⁸.

Uma hipótese que vem sendo frequentemente utilizada é a existência da zona neutra⁹, definida como uma região da coluna em que a resistência ao movimento é mínima ou ausente, representando a posição neutra desse movimento. Quando há deslocamento para além dessa região, ocorre um aumento na resistência com auxílio dos tecidos viscoelásticos para neutralizar a instabilidade gerada na coluna⁷.

Para manter a estabilidade em torno da zona neutra, é necessária a cocontração da musculatura do tronco, na qual a ativação dos esta-

bilizadores muda constantemente com as alterações das tarefas posturais⁷. Um desarranjo em qualquer dos sistemas responsáveis pela manutenção da postura pode influenciar o resultado global do sistema postural³. Essa desestabilização pode ser gerada não somente por fatores morfológicos ou patológicos, mas também pela influência de aspectos sociais, tais como atividades de lazer e laborais ou simplesmente pelo uso de diferentes tipos de calçados¹⁰⁻¹².

Nas últimas décadas, a participação efetiva das mulheres no mercado de trabalho, ocupando cada vez mais posições de destaque, tem aumentado a preocupação com a aparência e feito com que o uso do calçado de salto alto seja mais frequente. Entretanto, esse tipo de calçado pode alterar o alinhamento ideal dos pés, interferindo diretamente na base de sustentação e exigindo adaptações da biomecânica postural e marcha¹³.

Para a avaliação das alterações relacionadas com o desequilíbrio no controle postural, têm-se utilizado instrumentos capazes de quantificar a ativação muscular e o comportamento das curvaturas da coluna nas compensações adaptativas. Um desses instrumentos é a eletromiografia de superfície, a qual tem sido importante na avaliação e no diagnóstico de disfunções posturais à medida que analisa o registro do padrão do potencial de ação dos músculos ligados ao alinhamento e manutenção da postura corporal^{5, 12}. Além disso, para avaliação da postura, a biofotogrametria tem sido utilizada para quantificação desses ângulos e identificação de possíveis problemas posturais^{13, 14}. Entretanto, poucos estudos utilizaram esse método para avaliar mulheres com alterações posturais que possam estar relacionadas ao uso do salto.

Assim, o objetivo neste estudo foi investigar, por meio da eletromiografia de superfície combinada à biofotogrametria, o comportamento dos músculos estabilizadores da coluna lombar e as alterações posturais causadas em mulheres pelo uso de diferentes tipos de calçado, tanto durante a manutenção da postura ortostática quanto na realização de tarefas com membro superior. A hipótese inicial foi que o uso do calçado de

salto alto provocaria maior demanda na ativação dos músculos estabilizadores da coluna em todas as situações testadas, bem como alterações posturais e compensações nas curvaturas vertebrais, especialmente na coluna lombar.

Metodologia

Amostra

Participaram deste estudo, 20 mulheres com média de idade de 33,68 anos (DP =14,07), altura de 159 centímetros (DP =0,05), e massa corporal de 53,94 quilogramas (DP=7,9). Todas as participantes eram destros, sedentárias e saudáveis.

Todas as voluntárias foram avaliadas pelo mesmo fisioterapeuta para confirmar a ausência de alterações ou disfunções nas estruturas do aparelho locomotor, especialmente nos membros inferiores e no tronco. As participantes que apresentaram história de lesão ou dor na coluna vertebral e membros inferiores nos últimos seis meses foram excluídas. Como critério de inclusão, as componentes da amostra deveriam usar calçados número 36.

Antes da participação no estudo, todas as voluntárias foram informadas sobre os objetivos do trabalho e assinaram um termo de consentimento livre esclarecido, conforme orientações para pesquisas com seres humanos de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Além disso, este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Pernambuco – CEP/UPE.

Fotogrametria

Para cada voluntária, foram registradas três fotos do plano sagital em vista lateral direita. Semiesferas de isopor de cinco centímetros de diâmetro foram utilizadas como marcadores, sendo fixadas na pele por fitas adesivas dupla-face em nove pontos anatômicos: processos espinhosos da quarta (C4) e sétima (C7) vértebras cervicais; processos espinhosos da sétima (T7) e décima segunda (T12) vértebras torácicas; pro-

cessos espinhosos da terceira (L3) e quinta (L5) vértebras lombares; espinha ilíaca anterossuperior (EIAS) e espinha ilíaca posterossuperior (EIPS). Para marcação dos pontos localizados no trocânter maior, cabeça da fíbula e maléolo lateral, foram utilizadas fitas adesivas de dois centímetros.

Para todos os registros fotográficos, foi utilizado um fio de prumo posicionado posteriormente a 15 centímetros da participante, a fim de garantir a referência da “vertical real” para cálculo das angulações. Cada voluntária foi posicionada no local demarcado e instruída a manter a postura ortostática natural. Uma câmera (Sony Cyber-shot, model DSC-W55, 7.2 Megapixel) foi posicionada por meio de um tripé a uma distância de 2,40 metros da voluntária e a um metro de altura em relação ao solo. Um dispositivo de plástico, medindo 7,5 centímetros de largura, foi posicionado entre seus pés para manutenção da postura padrão, assim como descrito por Kendall et al.¹⁵.

As imagens foram digitalizadas e armazenadas com a resolução de 3072x2304 pixel e analisadas no Software para Avaliação Postural – SAPO v.0.68 (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, São Paulo, Brasil), que mensura ângulos formados por linhas traçadas de pontos previamente demarcados. Neste estudo, utilizaram-se os ângulos previamente descritos por Iunes et al.¹³, o quais são descritos a seguir.

O ângulo de Protrusão de Cabeça (PC) é formado pela interseção da linha entre o trago da orelha e o processo espinhoso de C7, com a linha paralela ao solo; e o ângulo da Lordose Cervical (LC), pela interseção da linha entre a protuberância occipital e processo espinhoso de C7 no ponto de convergência com a extensão horizontal do processo espinhoso de C4.

O ângulo da Cifose Torácica (CT) é formado pela interseção entre as linhas dos processos espinhosos de C7 e T12 no ponto de convergência com a extensão horizontal do processo espinhoso de T7. O ângulo da Lordose Lombar (LL) é formado pela interseção entre as linhas dos

processos espinhosos de T12 e L5 no ponto de convergência com a extensão horizontal do processo espinhoso de L3.

O ângulo de Bâscula Pélvica (BP) é formado pela interseção entre a linha que une a EIAS e EIPS e uma linha paralela ao solo. O ângulo de Flexão do Joelho (FJ) é formado pela interseção entre a linha Trocânter Maior/Cabeça da Fíbula/Maléolo Lateral.

Eletromiografia de superfície

Os dados eletromiográficos foram coletados por eletrodos de superfície simples diferenciais, com duas barras de Ag-AgCl de 10 x 2 x 1 mm, com distância intereletrodo de 10 mm, ganho de 20, impedância de 10 GΩ e razão de rejeição em modo comum de 130 dB (Datahominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, Brasil).

Os sinais eletromiográficos foram digitalizados por uma placa A/D de 16 bits com frequência de amostragem de 4.000 Hz e aplicados filtros digitais de passa-banda de 15 e 500 Hz. Os valores de amplitude eletromiográfica obtida durante 12 segundos de registro foram representados por meio do cálculo da *root mean square* (RMS). Os sinais foram processados utilizando o programa Myosystem Br 3.5 (Datahominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, Brasil).

Procedimentos

O procedimento completo para cada voluntária foi dividido em duas etapas. A primeira etapa incluiu orientação, assinatura do termo de consentimento, avaliação física e registro da contração voluntária máxima (CVM) dos sinais eletromiográficos, bilateralmente, dos seguintes músculos: multifido, iliocostal, reto abdominal e transverso abdominal. Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool no local de fixação dos eletrodos. Os eletrodos para registro da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos multifido e iliocostal foram posicionados de acordo com as orientações do *Surface Electromyography for the*

Non-Invasive Assessment of Muscle – SENIAM¹⁶. Entretanto, os eletrodos para registro EMG do reto femoral e transverso abdominal foram posicionados conforme descrito por Callaghan et al.¹⁷. Como eletrodo de referência, foi utilizado um eletrodo circular (3cm²) posicionado na região do punho.

Todas as participantes foram orientadas a realizar três contrações voluntárias máximas de flexão e extensão do tronco e a mantê-las por seis segundos contra resistência manual¹⁵, com intervalos de dois minutos entre cada registro. O maior valor da amplitude EMG registrado para cada músculo durante as três CVMs foi utilizado como valor de referência para normalização dos valores de RMS.

A segunda etapa consistiu no registro fotográfico e eletromiográfico durante a execução das tarefas, com a voluntária mantendo a postura ortostática em três diferentes situações: descalça, usando um tênis e um calçado de salto alto. Além disso, elas realizaram duas outras tarefas: manter um peso de 1 kg com os ombros flexionados a 45° e 90° (Figura 1). A amplitude de movimento de flexão do ombro foi mensurada por um goniômetro manual. A ordem para execução de cada tarefa e o tipo de calçado foram randomizados por meio de sorteio.

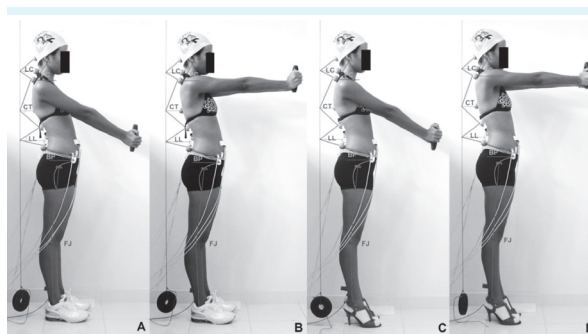


Figura 1: Análise dos ângulos posturais no plano sagital, em diferentes situações: postura ortostática usando tênis e mantendo flexão dos ombros em 45° (A) e 90° (B); postura ortostática usando calçado de salto alto e mantendo flexão dos ombros em 45° (C) e 90° (D)

Cada tarefa foi mantida por 12 segundos e repetida três vezes, com intervalos de dois minutos entre a contração para minimizar os efeitos da fadiga muscular. Em cada tarefa foram registradas três fotografias: primeira (1-2 segundos), segunda (6-7 segundos) e terceira (11-12 segundos). Para sincronização dos registros fotográficos e EMG, foi utilizado um metrônomo. Antes de iniciar os registros fotográficos, cada voluntária caminhou pelo laboratório, por cinco minutos, com cada calçado, para um período de adaptação.

Análise estatística

Para a análise estatística, foi utilizado o programa SPSS, versão 16.0. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste Shapiro-Wilk, após isso, foi realizada uma transformação logarítmica para obtenção de distribuição normal de todas as variáveis do estudo. Para comparação dos ângulos e da atividade EMG durante a realização das diferentes tarefas com os diferentes tipos de calçados, foi utilizado o teste de análise de variância – ANOVA, com medidas repetidas e pós-teste de Tukey. Todos com nível de significância de 5%.

Resultados

Nenhuma diferença estatística foi observada na postura das voluntárias analisadas, considerando o tipo de calçado utilizado. No entanto, os ângulos de PC, LC e CT mostram um aumento significativo com a elevação dos membros superiores ($p < 0,001$). Nenhuma diferença foi observada para os ângulos LL, BP e FJ ($p > 0,05$) (Tabela 1).

Os resultados dos valores EMG, demonstrado na Tabela 2, também não revelaram diferença significativa na atividade muscular, considerando os tipos de calçados utilizados ($p > 0,05$). No entanto, a atividade EMG dos músculos eretores da coluna mostrou aumento significativo com a elevação dos membros inferiores ($p < 0,01$),

enquanto que a atividade EMG dos músculos abdominais se manteve inalterada.

Discussão

Neste estudo, objetivou-se avaliar por meio da eletromiografia de superfície e da biofotogrametria o efeito do uso de diferentes calçados na postura e na atividade dos músculos estabilizadores da coluna lombar. Os resultados obtidos não confirmam a hipótese apresentada inicialmente, na qual se esperava uma maior ativação da musculatura estabilizadora da coluna durante o uso do salto alto, já que este promove o deslocamento anterior do centro de gravidade e alterações adaptativas nas curvaturas da coluna^{10, 11}.

O pé é considerado a principal estrutura corporal que interage com a cadeia cinética inferior e atua como um mecanismo de recepção, absorção e distribuição do peso corporal, adaptando-se às diferentes configurações do solo. Além disso, as modificações no alinhamento dos pés podem refletir em alterações de suas funções e também proporcionar adaptações ao longo de todo sistema musculoesquelético, especialmente na pelve e na coluna vertebral. Essas adaptações podem promover alterações posturais e mudanças na ativação dos músculos responsáveis pela estabilização dessas estruturas. Entretanto, a comparação entre os diferentes tipos de calçados não demonstraram modificações significativas na postura e na atividade EMG dos músculos avaliados.

Considerando as alterações nas curvaturas vertebrais causadas pelo uso de calçados de salto alto, a literatura é controversa, especialmente em relação à lordose lombar e báscula pélvica. Alguns autores^{18, 19} afirmam que o uso do salto alto aumenta a lordose lombar e a anteversão pélvica. Entretanto, outros estudos²⁰⁻²² demonstraram diminuição da lordose lombar e aumento da retroversão pélvica, quando o calçado de salto alto é utilizado, especialmente durante a marcha e em indivíduos que fazem uso prolongado desse tipo de calçado.

Tabela 1: Média e desvio-padrão dos ângulos mensurados pela fotogrametria nas três situações testadas

	Descalço			Tênis			Salto Alto		
	0°	45°	90°	0°	45°	90°	0°	45°	90°
PC*	46,8±5,1 ^b	50,6±4,3 ^c	52,7±4,6	46,9±5,6 ^b	50,9±5,1	53,6±5,5	46,6±5,4 ^{a,b}	51,6±5,0	53,2±4,5
LC*	29,7±6,9 ^{a,b}	56,0±18,4	63,5±21,0	30,6±7,8 ^{a,b}	52,8±17,3	57,2±20,4	30,5±6,4 ^{a,b}	48,5±13,3 ^c	61,2±16,3
CT*	90,1±10,4 ^{a,b}	109,8±11,9	113,5±13,4	91,1±9,6 ^{a,b}	108,0±12,3	109,1±14,6	91,1±9,4 ^{a,b}	104,7±13,3	113,9±11,8
LL*	47,1±9,8 ^b	53,3±9,4	54,9±9,4	46,0±10,2	52,7±11,2	51,2±11,7	47,5±11,0	50,5±12,4	56,0±11,7
BP	14,9±6,4	13,4±5,8	13,3±5,8	14,9±7,3	13,8±6,2	13,3±6,6	13,7±6,1	13,0±6,2	12,9±5,9
FJ	0,0±5,4	0,3±5,7	0,5±5,2	-0,1±5,5	0,7±5,2	0,7±5,5	-0,6±5,3	0,5±4,6	0,4±5,4

*p<0,01; a – Diferença estatística entre 0° e 45°; b – entre 0° e 90°; c – entre 45° e 90°

Tabela 2: Média e desvio-padrão dos valores da atividade EMG eretores da coluna e abdominais durante a execução das tarefas testadas

	Descalço			Tênis			Salto Alto		
	0°	45°	90°	0°	45°	90°	0°	45°	90°
RD	0,07±0,06	0,04±0,02	0,05±0,03	0,03±0,05	0,06±0,05	0,07±0,07	0,05±0,04	0,05±0,04	0,05±0,03
RE	0,07±0,10	0,06±0,07	0,07±0,08	0,05±0,03	0,06±0,07	0,06±0,05	0,04±0,03	0,05±0,03	0,05±0,03
TD	0,18±0,12	0,18±0,12	0,18±0,12	0,16±0,11	0,18±0,12	0,18±0,13	0,17±0,13	0,18±0,12	0,18±0,13
TE	0,16±0,11	0,18±0,13	0,19±0,13	0,15±0,11	0,18±0,13	0,18±0,13	0,16±0,13	0,18±0,14	0,18±0,14
ID*	0,16±0,39 ^{a,b}	0,26±0,25	0,30±0,20	0,11±0,19 ^{a,b}	0,24±0,10	0,27±0,11	0,16±0,35 ^{a,b}	0,25±0,14	0,28±0,12
IE*	0,17±0,27 ^{a,b}	0,28±0,19	0,34±0,19	0,13±0,27 ^{a,b}	0,28±0,15	0,32±0,16	0,15±0,25 ^{a,b}	0,26±0,17	0,32±0,22
MD*	0,18±0,23 ^{a,b}	0,27±0,16	0,29±0,17	0,11±0,06 ^{a,b}	0,24±0,14	0,30±0,32	0,15±0,17 ^{a,b}	0,23±0,13	0,28±0,21
ME*	0,12±0,10 ^{a,b}	0,28±0,18	0,30±0,16	0,18±0,33 ^{a,b}	0,29±0,26	0,35±0,35	0,19±0,29 ^{a,b}	0,31±0,32	0,39±0,34

*p<0,05; a – Diferença estatística entre 0° e 45°; b – entre 0° e 90°. RD – Reto Abdominal direito, RE – Reto Abdominal Esquerdo, TD – Abdominal Transverso Direito, TE – Abdominal Transverso Esquerdo, ID – Iliocostal Direito, IE – Iliocostal Esquerdo, MD – Multifído Direito, ME – Multifído Esquerdo.

Recentemente, Iunes et al.¹³ observaram que o uso do salto alto não causa alterações na postura ortostática, corroborando os resultados do estudo aqui apresentado, no qual se demonstrou que esse tipo de calçado não causa nenhuma modificação nos ângulos avaliados durante a postura estática. Além disso, os ângulos da LL e BP se mantiveram praticamente inalterados, mesmo com adição das atividades de membro superior.

Neste estudo, foi possível observar diferenças significativas nos ângulos de cifose torácica, lordose cervical e protrusão de cabeça, cujos ângulos aumentaram quando foi adicionada a tarefa com membro superior resultando em posteriorização da cabeça e tendência a retificação das curvaturas cervical e torácica. Entretanto, nenhuma pesquisa considerando a

avaliação desses ângulos durante tarefas similares foi encontrada na literatura, tornando difícil a comparação e discussão desses achados.

Essas alterações podem ser devidas ao deslocamento do centro de gravidade e à ativação compensatória dos músculos extensores da coluna para estabilizá-la a partir da atuação do sistema de controle postural durante as atividades realizadas². A análise dos dados EMG e dos ângulos posturais sugerem que essa resposta pode ser suficiente para estabilizar a região lombopélvica e manter o equilíbrio postural. No entanto, estudos futuros devem avaliar o comportamento dos músculos na região cervical e na cintura escapular, a fim de verificar as possíveis consequências de realizar tais tarefas e sua associação com alterações biomecânicas e patológicas.

Essa estabilização do segmento lombar conta com a ação do músculo transverso do abdome que, conforme afirmam alguns autores^{17, 18}, possui um papel importante nessa função, destacando-se em relação aos outros músculos abdominais. Além dessa característica, o transverso do abdome pode atuar em conjunto com os extensores da coluna, em especial o multifido, que agindo em cocontração garante uma função estabilizadora ainda maior^{6, 8}.

Outros estudos que analisaram a ativação desses músculos mostraram pouca atividade no que diz respeito à manutenção da postura ereta, possuindo apenas a ativação antecipatória necessária ao controle postural²³, mas demonstraram atividade mioelétrica maior com o levantamento de cargas manuais⁷, o que foi parcialmente confirmado pelos resultados obtidos neste estudo, os quais mostraram diferença na ativação apenas na musculatura eretora da coluna.

Quanto a esse grupo muscular, os músculos paravertebrais têm sido enfatizados pela importância do seu recrutamento qualquer que seja o sentido da atividade, visto que possuem um papel duplo atuando tanto na manutenção da estabilidade quanto na do equilíbrio⁶. Nesse aspecto, este estudo mostrou resultados compatíveis com a atividade esperada para a musculatura paravertebral, a qual possuiu ativação diferenciada durante as tarefas com o membro superior independentemente do tipo de calçado, além de estar associada à manutenção das curvaturas lombar e inclinação pélvica, o que reforça o seu papel estabilizador no segmento lombar.

Em relação ao músculo transverso abdominal, este não mostrou diferença significativa em sua ativação em nenhuma das situações testadas neste estudo, discordando com estudos prévios^{24, 25}, que confirmaram seu papel como o principal estabilizador da coluna lombar. Entretanto, os achados deste trabalho concordam com os resultados encontrados por Marshall e Murphy²³, cujo estudo confirma que esse músculo apresenta limitações no papel de estabilizador mecânico da coluna lombar.

Por outro lado, realizando uma associação entre os dados EMG e fotográficos é possível observar que talvez o tipo de calçado e as tarefas realizadas não foram capazes de promover a instabilidade na região lombar e, portanto, a atividade dos músculos abdominais permaneceu inalterada. Somente um aumento da atividade dos eretores do tronco, em resposta a desestabilização da parte superior do tronco e da cabeça, seria necessário para manutenção do equilíbrio.

Além dos efeitos avaliados, algumas limitações podem ser observadas neste estudo, tais como o tamanho amostral e a influência do uso frequente do salto alto. Dessa forma, sugere-se que estudos futuros procurem avaliar amostras maiores e as repercussões do uso frequente do salto alto, em mulheres de diferentes faixas etárias, no controle postural e sua associação com afecções da coluna vertebral.

Conclusão

Com os resultados deste estudo, pode-se concluir que o uso do salto alto não altera a postura nem a atividade dos músculos estabilizadores da coluna na posição ortostática em mulheres híidas e que, em resposta as atividades de membro superior, há adaptações nas curvaturas da coluna e na ativação dos músculos paravertebrais, independentemente do tipo de calçado utilizado.

Referências

1. Smetanin BN, Kozhina GV. Postural reactions to vibration of the shin muscles: effects of instructions modifying the readiness for compensation of disturbances of balance. *Neurophysiology*. 2008;40(5):432-8.
2. Huxhold O, Shu-Chen L, Schmiedek F, Lindenberger L. Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Res Bull*. 2006;69:294-305.

3. della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture*. 2006;24(3):349-55.
4. Utake T, Ohtsuki F, Tanaka H, Shindo M. The vertebral curvature of sportmen. *J Sports Sci*. 1998;16(7):621-8.
5. Hashemirad F, Talebian S, Hatef B, Kahlaee AH. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr and Kinesiol*. 2009;19(5):746-53.
6. Granata KP, Lee PE, Franklin TC. Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clin Biomech*. 2005;20(10):1029-37.
7. Youssef J, Davidson B, Zhou BH, Lu Y, Patel V, Solomonow M. Neuromuscular neutral zones response to static lumbar flexion: muscular stability compensator. *Clin Biomech*. 2008;23(7):870-80.
8. Suni J, Rinne M, Natri A, Pasanen M, Parkkari J, Alaranta H. Control of the lumbar neutral zone decreases low back pain and improves self-evaluated work ability: a 12-month randomized controlled study. *Spine*. 2006;31(18):E611-20.
9. Gay RE, Ilharrebode B, Zhao K, Zhao C, An KN. Sagittal plane motion in the human lumbar spine: comparison of the *in vitro* quasistatic neutral zone and dynamic motion parameters. *Clin Biomech*. 2006;21:914-9.
10. Yoon JY, An DH, Yoo WG, Kwon YR. Differences in activities of the lower extremity muscles with and without heel contact during stair ascent by young women wearing high-heeled shoes. *J Orthop Sci*. 2009;14(4):418-22.
11. Valentini R, Martinelli B, Mezzarobba S, De Michiel A, Toffano M. Optokinetic analysis of gait cycle during walking with 1 cm- and 2 cm-high heel lifts. *The Foot* 2009;19(1):44-9.
12. Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, Caruso M. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*. 2005;6(11):711-26.
13. Iunes DH, Monte-Raso VV, Santos CBA, Castro FA, Salgado HS. Postural influence of high heels among adult women: analysis by computerized photogrammetry. *Rev Bras Fisioter* 2008; 12(6): 454-459.
14. Chong AK, Milburn P, Newsham-West R, Voert M. High-accuracy photogrammetric technique for human spine measurement. *Photogramm Rec*. 2009;24(127):264-79.
15. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. *Muscles: testing and function*. 4th ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1993.
16. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, editores. *European recommendations for surface electromyography*. Seniam deliverable 8- Roessingh research and development; 1999.
17. Callaghan JP, Patla AE, McGill SM. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clin Biomech*. 1999;14(3):203-16.
18. Kulthanan T, Techakampuch S, Bed ND. A study of footprints in athletes and non-athletic people. *J Med Assoc Thai*. 2004;87(7):788-93.
19. Snow RE, Williams KR, Holmes Junior GB. The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. *Foot Ankle* 1993; 13(2):85-92.
20. Bendix T, Sorenson SS, Klausen K. Lumbar curve, trunk muscles and line of gravity with different heel heights spine. *Spine*. 1984;9(2):223-7.
21. Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71(11):905-9.
22. De Lauter BJ, Giacon RM, Questad K, Ko M, Lehmann JF. Footwear and posture: compensatory strategies for heel height. *Am J Phys Med Rehabil*. 1991;70(5):246-54.
23. Marshall P, Murphy B. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(5):833-9.
24. Koppenhaver SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(1):87-94.
25. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;18:559-67.