

Cezar Augusto Souza Casarin

***A Influência do Calçado de Salto Alto sobre a
Lordose Lombar Associada aos Músculos
Lombares e Gastrocnêmio***

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do Título de Mestre em Anatomia, Área de Biologia Buco-Dental.

**PIRACICABA
2005**

Cezar Augusto Souza Casarin

***A Influência do Calçado de Salto Alto sobre a
Lordose Lombar Associada aos Músculos
Lombares e Gastrocnêmio***

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do Título de Mestre em Anatomia, Área de Biologia Buco-Dental.

Orientador: Prof^o. Dr. Paulo H. F. Caria

Banca Examinadora:

Prof^a. Dr^a. Anamaria Siriani de Oliveira

Prof^a. Dr^a. Delaine Rodrigues Bigaton

Suplente:

Prof^o. Dr. Fausto Bérzin

**PIRACICABA
2005**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

C263i Casarin, Cezar Augusto Souza.
A influência do calçado de salto alto sobre a lordose lombar associada aos músculos lombares e gastrocnêmio. / Cezar Augusto Souza Casarin. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Paulo Henrique Ferreira Caria
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. I. Caria, Paulo Henrique Ferreira. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: The influence of high heel shoes on lumbar lordosis associated to the lumbar muscles and gastrocnêmios

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Electromyography

Área de concentração: Biologia Buco-Dental

Titulação: Mestre em Anatomia

Banca examinadora: Anamaria Siriani de Oliveira, Delaine Rodrigues Bigaton, Paulo Henrique Ferreira Caria

Data da defesa: 04/03/2005

Dedico este trabalho aos meus pais Cezar A. D. Casarin e Ana J. S. Casarin e a minha irmã Ana Paula S. Casarin, pela compreensão dos momentos difíceis e pela colaboração constante nas profícuas opiniões.

Agradecimentos Especiais

Agradeço,

Especialmente a Deus por mais uma conquista em minha vida e por sempre abençoar o meu caminho, concedendo-me força para continuar sempre lutando em busca dos meus sonhos.

Ao Prof^o. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria, pela orientação e participação ativa e direta nesse imenso passo a caminho do nosso engrandecimento profissional, me ensinando a conciliar os momentos de austeridade e ternura, fatores primordiais na realização de um trabalho científico, tornando-se não só o meu mestre, mas sim um amigo, que me compreendeu, me estimulou e me enriqueceu com sua presença, seu saber e sua honestidade.

Meu eterno agradecimento.

Meus Sinceros Agradecimentos

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do seu diretor, Profº. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho, onde tive a oportunidade de dar um importante rumo ao crescimento científico e profissional.

Ao Profº. Dr. Fausto Bérzin, que prestou preciosas informações para a realização desse trabalho.

As secretárias do Departamento de Morfologia, Joelma e Suzete, pelo total empenho pela realização desse trabalho.

A Eli, apesar de pequena, mas de grande coração, sendo gigante na resolução de problemas, sempre presente e disposta a ajudar, tornando-se admirável, respeitosa e amiga.

Aos companheiros de pós-graduação, Cris, Cynthia, Reinaldo, Mirian, Cláudia, Mayse, Lílian, Dú, Nelso e os demais, pela ajuda, pela motivação, pela união e amizade criando um ambiente maravilhoso para se trabalhar.

Aos funcionários João Defunto, Paulinho, Marquinhos e todos os outros que contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos voluntários que participaram desta pesquisa, pela colaboração, paciência e dedicação na realização deste trabalho.

E a todos os parentes, amigos e outros que de forma direta ou indireta, contribuíram para a realização deste trabalho.

Obrigado.

“O verdadeiro Mestre não é aquele que dá de seu saber, mas aquele que faz germinar o saber do discípulo”.

N. Maccari

SUMÁRIO

	Pág.
RESUMO	9
ABSTRACT	10
1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	13
3. PROPOSIÇÃO	21
4. MATERIAIS E MÉTODOS	22
5. RESULTADOS	31
6. DISCUSSÃO	35
7. CONCLUSÃO	41
REFERÊNCIAS	42
ANEXO 1	48
ANEXO 2	49

RESUMO

Nas últimas décadas as mulheres vêm conquistando posições de destaque na sociedade ocidental o que exigiu novos cuidados com a aparência e os calçados de salto alto se tornaram um dos símbolos da feminilidade contemporânea. Discrepâncias entre a literatura popular e a científica a respeito da influencia do uso de calçados de salto alto no aumento da lordose lombar, bem como a atividade dos músculos lombares e gastrocnêmio durante o uso desses calçados, suscitaram essa pesquisa. A qual teve como objetivo analisar o ângulo da curvatura lombar da coluna vertebral, por meio de imagens digitais (ICC = 0.96), através do programa ALCIMAGEM e investigar a atividade eletromiográfica dos músculos longuíssimo dorsal e íliocostal lombar (erectores da espinha) e do músculo gastrocnêmio, bilateralmente. Foram avaliadas vinte e quatro voluntárias descalças e calçando sapatos com saltos de 1 cm, 5 cm e 10 cm de altura, de diferentes modelos, divididas em grupo (1) usavam sapatos de salto alto diariamente e grupo (2) não usavam sapatos de salto alto diariamente. Os valores em graus foram submetidos à análise de variância ANOVA e ao teste de TUKEY. Os dados eletromiográficos foram submetidos ao teste de FRIEDMAN e ao teste de MANN-WHITNEY. Os resultados apresentaram a ocorrência da retificação da lordose lombar, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p > 0,05$). O maior ângulo de retificação lombar e a maior atividade eletromiográfica dos músculos analisados foram alcançados com o salto fino de 10 cm de altura. O músculo gastrocnêmio mostrou-se mais ativo eletromiograficamente e o grupo (1) apresentou maior atividade eletromiográfica que o (2). Conclui-se que o uso de calçados de salto alto não gera hiperlordose lombar, os músculos da perna foram mais ativos que os paravertebrais e que o grupo de mulheres que usa salto alto diariamente, apresentou maior atividade muscular dentre os músculos avaliados.

ABSTRACT

In the last decades the women are occupying positions that previously were exclusively masculine, what put them in prominence position in the western society. The largest exhibition raised larger care with the appearance and the high hell shoes are one of the symbols of the contemporary femininity. The popular literature refers to the high heel shoes as causers of the increase of the lumbar lordosis, in compensation the scientific literature shows the rectification of that curvature. Discrepancies also appeared in relation to the activity of the muscles spine erectors and gastrocnêmius, when if did use of high heel shoes. The present work had as objective analyzes the angle of the lumbar curvature of the spine through digital images (ICC = 0.96) through the program ALCIMAGEM and to investigate the electromyographic activity of the muscles longuissimus dorsal and iliocostalis lumbar (spine erectors) as well as the portions lateral and medial of the muscle gastrocnêmius, bilaterally. Were evaluate twenty four volunteers barefoot and putting on shoes with high heels of 1 cm, 5 cm and 10 cm of height and of different models, divided in group (1) they used high heel shoes daily and group (2) they didn't use high heel shoes daily. The results presented the occurrence of the rectification of the lumbar lordosis, not having differences significant among the groups ($p > 0,05$). The largest reached angle of lumbar rectification was with the shoe of fine high heels of 10 cm of height. The muscle gastrocnêmius was shown more electromyographic activate. The group (1) it presented higher electromyographic activity than group 2. Was concluded that the use of high heel shoes doesn't generate lumbar hiperlordosis, the muscles leg were more electromyographic active compared to the low back muscles and the women used high heel shoes daily it presented higher electromyographic activity.

1. INTRODUÇÃO

As alterações e os desvios posturais não apresentam relação com o gênero DE LUCA (1997), no entanto a participação efetiva da mulher no mercado de trabalho, ocupando posições de destaque, exacerbou seus cuidados com a aparência tornando o uso de calçados de salto alto freqüente. Determinadas atividades diárias desempenhadas pelas mulheres, expõem-nas a longas jornadas de trabalho que provocam sobrecargas musculares, além de possíveis alterações posturais, cansaço, fadiga muscular e stress.

Investigações científicas sobre as possíveis alterações da curvatura lombar da coluna vertebral, relacionadas ao uso dos sapatos com salto alto, demonstram a retificação da lordose lombar durante o uso destes, não apresentando indícios de hiperlordose lombar (BENDIX et al, 1984; OPILA et al, 1988; DE LATEUR et al, 1991; FRANKLIN et al, 1995).

Por outro lado, outros meios de comunicação de acesso popular, como internet, revistas de bancas de jornais, apresentam artigos com depoimentos de profissionais e especialistas em ortopedia que afirmam que o uso dos calçados de salto alto provoca hiperlordose lombar (CARDOSO, 2000; GOMES, 2004).

A avaliação eletromiográfica do músculo gastrocnêmio, apresentou atividade em voluntários que usavam calçados com salto alto (JOSEPH & NIGHTINGALE, 1956; BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; OPILA et al, 1988; GEFEN et al, 2002), no entanto, LEE et al (1987/1990), encontraram resultados opostos, nas mesmas condições experimentais.

Opiniões contrárias também foram encontradas quando os músculos eretores da espinha foram avaliados por BENDIX et al (1984), que não observaram diferenças estatísticas significantes quando sapatos de salto alto foram usados. Por outro lado, outros estudos demonstraram que estes músculos apresentavam-se ativos eletromiograficamente, durante o uso de sapatos com salto alto (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; O'SULLIVAN et al, 2002).

Diante das controversas opiniões manifestadas pela literatura científica e popular, a presente pesquisa teve como objetivo investigar o comportamento eletromiográfico dos músculos lombares (posturais) e a curvatura do segmento lombar da coluna vertebral em mulheres que têm o hábito de usar sapatos de salto alto por um período médio diário de oito horas e em mulheres que têm o hábito de usar sapatos de salto alto por um período de um a três dias por semana.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A contração muscular e a produção de força ocorrem devido a uma mudança nas posições relativas de vários filamentos organizados no interior do músculo. Esse deslizamento dos filamentos é ativado por um fenômeno elétrico conhecido como potencial de ação. O potencial de ação resulta de uma mudança no potencial de membrana que existe entre o meio externo e o interior da célula muscular. O registro do padrão do potencial de ação do músculo é chamado de Eletromiografia (KUMAR & MITAL, 1996).

Nos últimos cinqüenta anos a eletromiografia cinesiológica vem sendo utilizada como método de análise da função muscular por especialistas na tentativa de aumentar o conhecimento em diversas formas de aplicação direta ao estudo da função muscular.

De modo geral, a eletromiografia tem sido utilizada para avaliar a atividade muscular pela função, pelo controle e pelo aprendizado motor e pode ser aplicada especificamente em diferentes formas: como avaliar a função muscular em vários estágios da atividade física e em procedimentos terapêuticos, proporcionando *feedback* para os pacientes, avaliando o controle pelo tempo e duração da atividade da atividade muscular ou estabelecer o padrão de descarga de unidades motoras, avaliar a marcha, criticar a postura de trabalho e determinar questões relativas à fadiga (SODERBERG & KNUTSON, 2000).

A eletromiografia de superfície tem papel destacado na compreensão da interação funcional da ativação simultânea dos músculos eretores da espinha durante posturas e movimentos específicos. É um exame capaz de avaliar e classificar os danos e injúrias aos músculos paravertebrais, através da análise da deficiência ou desequilíbrios musculares secundários, proporcionando uma visão geral do desenvolvimento e implementação de reabilitações, demonstrando os benefícios e a aplicabilidade clínica desse exame. (ROY et al, 1997; ANDERSSON et al, 1988).

Nas últimas décadas, os estudos realizados por meio da eletromiografia têm identificado uma associação entre lombalgias e a fadigabilidade dos músculos dorsais. MANNION et al (1997), realizaram um estudo monitorando a fadiga dos músculos eretores da espinha através da eletromiografia de superfície em voluntários homens e mulheres, portadores e não portadores de lombalgias, bem como o comprimento desta musculatura no plano sagital com os voluntários em flexão total do tronco e na posição ortostática. Constataram um índice elevado de fadigabilidade dos músculos eretores da espinha nos portadores de lombalgias, em relação grupo controle, também detectaram o encurtamento da referida musculatura no grupo portador de lombalgias em relação ao grupo controle.

O comprimento e a resistência da musculatura extensora do tronco são severamente comprometidos na população portadora de lombalgias e a ativação muscular pode ser alterada pela dor ou pela inibição (ROY et al, 1997). Existem ainda evidências de que esses danos podem comprometer a integridade estrutural do complexo espinhal provocando injúrias (ANDERSSON et al, 1988).

O'SULLIVAN et al (2002), determinaram através da análise das diferenças na atividade eletromiográfica dos músculos lombo-pélvicos, com a adoção de posturas freqüentemente habituais, que essa musculatura estabilizadora permanece ativa mantendo a postura ortostática alinhada e que estes músculos são menos ativos durante a posição sentada ou deitada.

Clinicamente a estabilidade corporal tem sido descrita como habilidade da coluna vertebral em padronizar limites de deslocamentos para a prevenção de injúrias e inflamações das estruturas espinhais e do cordão espinhal. Isso é possível em situações de sobrecargas ou descargas repentinas, onde a coluna vertebral se encontra em estado de relativa instabilidade. Dessa forma facilitando a ocorrência de danos e injúrias nas estruturas espinhais (WHITE & PANJABI, 1990).

A instabilidade corporal tem sido identificada como um fator de risco que pode resultar em lombalgias durante sobrecargas e descargas músculo-articulares da região lombar da coluna vertebral. A resposta da descarga é

diametralmente oposta à resposta da sobrecarga, produzindo diferentes padrões de ativação muscular, sendo que esses padrões têm profundo efeito na estabilidade espinhal (BROWN et al, 2003).

A postura é o arranjo harmônico das diversas partes do corpo, numa posição estática ou dinâmica e sua manutenção permite que uma posição seja mantida baseada na integração de informações entre o sistema músculo-esquelético, as estruturas do sistema nervoso e as informações do sistema vestibular, proprioceptivo e visual. (KENDALL et al, 1995)

Estudos que abordam o controle postural passam a analisar os ajustes posturais promovidos pelos pés, como forma de prevenção de desequilíbrios, seja por perturbações internas ou externas. A padronização dos movimentos posturais pode ser categorizada em duas discretas estratégias de controle postural, pela análise da articulação do tornozelo ou pela análise da articulação do quadril. Informações sensoriais, área de sustentação, características músculo-esqueléticas, graus de liberdade e situações perturbadoras, são importantes para a seleção de uma ou outra estratégia (HORAK & NASHNER, 1986).

O estudo da postura e de suas alterações está relacionado ao controle do equilíbrio corporal, que trata da habilidade de manter o equilíbrio no campo gravitacional, obtido pelo desenvolvimento dos reflexos nervosos destinados à manutenção da postura ereta estática sob todas as condições, gerando uma coordenação motora afinada (MARTINS, 1980).

As posturas incorretas vêm sendo pesquisadas ao longo dos anos e é reconhecida a associação entre alterações posturais e manifestações dolorosas. Um conceito básico para a compreensão da dor em relação à má postura é de que efeitos cumulativos de pequenas sobrecargas repetidas e intensas ou mesmo súbitas, durante um longo período, podem proporcionar manifestações dolorosas (KENDALL et al, 1995).

Com o objetivo de observar qualquer alteração da oscilação corporal em voluntários de idade avançada, com média de idade de cinquenta e quatro anos, comparados a adultos jovens com média de idade de vinte e quatro anos, foi

analisado o centro de pressão sobre o quadril, por uma plataforma de força, a atividade eletromiográfica de alguns músculos da coxa (músculo reto femoral e o músculo semitendinoso) e da perna (músculo tibial anterior e a porção medial do músculo gastrocnêmio) e a cinemática dos eixos anterior/posterior e medial/lateral. Esse estudo revelou que os voluntários de idade avançada apresentaram maior digressão do centro de pressão, maior atividade eletromiográfica dos músculos do quadril e maior deslocamento articular do quadril, quando comparados aos voluntários jovens, que apresentaram somente atividade dos músculos da região do tornozelo (AMIRIDIS et al, 2003).

Pessoas com idade avançada apresentam maior dependência dos músculos da coxa devido à produção insuficiente de força pelos músculos da perna, requisitados na manutenção da postura ereta no momento de inércia, ou seja, ocorre uma perda maior do recrutamento de unidades motoras nos músculos distais comparados aos proximais, desde que a incidência de traumas periféricos e motores são maiores nos nervos que suprem os músculos distais (KUO & ZAJAC, 1993; DOHERTY et al, 1993).

Qualquer inclinação corporal, seja para anterior ou posterior em relação a posição ortostática, promove atividade compensatória dos músculos eretores da espinha e do tríceps sural, na tentativa de prevenir o desequilíbrio completo do corpo. O uso de calçados com salto alto, promove o deslocamento anterior do centro de gravidade, gerando o aumento da atividade eletromiográfica dos referidos músculos posturais (JOSEPH & NIGHTINGALE, 1956; BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; OPILA et al, 1988).

Usando sapatos com saltos de dois centímetros e meio, cinco centímetros e sete centímetros e meio de altura, em homens e mulheres, ficou constatada, por meio da eletromiografia, a diminuição da atividade elétrica do músculo gastrocnêmio em mulheres que tinham o hábito de usar sapatos com salto alto bem como o aumento da atividade elétrica do músculo tibial anterior, nos homens. Tais resultados foram explicados pelo fato das mulheres possuírem a musculatura da perna adaptada ao uso de sapatos de salto alto e os homens por

não estarem habituados, causando o referido desequilíbrio (LEE et al, 1987; LEE et al, 1990).

Dores causadas por sapatos com salto alto são os primeiros sinais de que problemas mais evidentes irão surgir. O uso diário destes tipos de calçado promove o aumento da pressão na região anterior dos pés e a redução da participação da região calcânea na sustentação do corpo, fazendo com que os músculos envolvidos, como o tríceps sural, passem a ser pouco exigidos, causando encurtamento em seu comprimento e ainda associando posturas errôneas como o desequilíbrio corporal, causado por esses tipos de calçados. Além disso, junto ao fator estético, o uso desses sapatos por períodos prolongados pode gerar abdome protruso, quebra do alinhamento corporal e hiperlordose lombar (CARDOSO, 2000; GOMES, 2004).

Com o objetivo de investigar a influência da altura do salto de calçados sobre a curvatura lombar da coluna vertebral, foram utilizados, um inclinômetro para a avaliação da inclinação pélvica e o posicionamento da linha de gravidade, além da eletromiografia de superfície para análise dos músculos eretores da espinha e abdominais. Foram analisadas dezoito voluntárias na posição ortostática, com a região calcânea dos pés sobre tacos de madeira (flexão plantar), a uma altura de quatro centímetros e meio, posteriormente com os tacos posicionados na região anterior dos pés (dorsiflexão) com altura de dois centímetros, e com os pés descalços, sobre uma plataforma de força. Os autores não encontraram resultados significativos dos músculos estudados, mas foi observada a retificação da lordose lombar correlacionada com a retroversão pélvica, sendo que a linha de gravidade manteve-se constante, alterando-se apenas quando em flexão plantar a qual projetou o corpo anteriormente, e em dorsiflexão, que projetou o corpo posteriormente (BENDIX et al, 1984).

Investigando possíveis alterações no alinhamento postural no plano sagital em voluntários descalços e calçando sapatos com salto de sete centímetros, OPILA et al (1988), utilizaram um sistema de plataforma de força e análise de movimento – VICON com quatro filmadoras, sendo que a linha de

gravidade foi disposta sobre marcadores retroreflexivos fixados nos seguintes pontos anatômicos: região inferior da orelha externa, acrômio, trocânter maior e maléolo lateral. Os autores relataram a retificação da lordose lombar, a retroversão da pelve, a redução da distância dos joelhos e tornozelos da linha de gravidade, o deslocamento posterior da cabeça e do tronco quando calçando os sapatos com salto alto. O alinhamento pelo trocânter maior não apresentou variação nas situações estudadas. Essas alterações exigem a contração dos músculos flexores da perna para manter a estabilidade articular, confirmando estudos anteriores que mostraram atividade do músculo íliopsoas durante essa situação. A flexão plantar alivia a sobrecarga da articulação dos tornozelos, apresentando os músculos gastrocnêmio e sóleo contraídos isometricamente e menos capacitados para desenvolver forças contráteis isotônicas.

Com o propósito de documentar qualquer alteração da curvatura lombar da coluna vertebral e do ângulo de rotação da pelve em voluntárias (os) descalços, calçando sapatos com três centímetros e seis centímetros, foi utilizada uma câmera fotográfica Polaroid, blocos de isopor para demarcar o ângulo lombar e um transferidor manual para obtenção das medidas. Os resultados demonstraram retroversão pélvica e retificação da lordose lombar quando calçando sapatos de salto alto. Além do estudo estático também foi realizado um estudo dinâmico, onde as voluntárias caminharam com os mesmos calçados e apresentaram os joelhos semi-flexionados, diminuição da velocidade da marcha, redução do comprimento da passada e bem como a retificação da lordose lombar (DE LATEUR et al, 1991).

Na tentativa de determinar se a elevação do corpo sobre a ponta dos pés provocaria alterações no alinhamento postural da cabeça, da coluna vertebral, da pelve e dos joelhos, FRANKLIN et al (1995), avaliaram voluntárias no plano sagital, utilizando um Eletrogoniômetro Tridimensional, onde os pés permaneciam em inclinação positiva (flexão plantar), com cinco centímetros de altura e sem qualquer tipo de inclinação (descalços). Os resultados demonstraram a retificação da lordose lombar e do ângulo de base sacral, o deslocamento posterior da porção

cervical e torácica da coluna vertebral e a rotação posterior da pelve (retroversão). O alinhamento postural da cabeça e o ângulo de flexão dos joelhos não apresentaram alterações significativas.

A pressão plantar e os efeitos da fadiga nos músculos da perna durante a marcha foram avaliados em voluntárias descalças e calçando sapatos com salto de cinco centímetros de altura, divididas em mulheres que tinham o hábito de usar sapatos de salto e que não tinham esse hábito. Foram avaliados eletromiograficamente, os músculos gastrocnêmio (porções medial e lateral) e fibular longo e foi possível verificar que a musculatura das voluntárias habituadas ao uso desses sapatos foi mais vulnerável a fadiga do que as não habituadas, devido a esses músculos estarem ativos eletromiograficamente durante longos períodos sobre calçados com saltos. Quando os pés não são submetidos a nenhuma forma de inclinação, o músculo gastrocnêmio encontra-se relaxado e posicionado com seu comprimento natural (GEFEN et al, 2002).

BISHARA et al (1995), realizaram um estudo investigando a confiabilidade da fotogrametria como instrumento de avaliação de alterações da expressão facial em voluntários Classe II com divisão 1 de Maloclusão, submetidos a tratamento. As fotografias foram realizadas na vista anterior e lateral da face dos voluntários, pré e pós-tratamento com todos os pontos antropométricos da face marcados. Os resultados demonstraram que as imagens permitiram todas as formas de medidas possíveis, precisão nas medidas e confiabilidade na fotogrametria, mas que ainda existem limites a serem ultrapassados.

De acordo com ROSOL et al, 1996, a tecnologia de imagens por meio de câmeras digitais vem conquistando espaço no universo científico com o passar dos anos, devido ao seu rápido progresso, oferecendo vantagens únicas podendo justificar o custo e a complexidade que é excedido quando utilizadas radiografias convencionais, em projetos que envolvam medidas por meio de imagens.

KRUPINSKI et al (2000), avaliaram a fidedignidade de imagens digitais utilizando uma câmera digital para fotografar imagens radiográficas e transmiti-las via on-line para serem inspecionadas e comparadas por especialistas e demonstraram que é um excelente método de análise devido à qualidade das imagens digitais comparadas com as imagens radiográficas, pois apresentam vantagens como o manuseio, segurança, reprodutibilidade e baixo custo.

3. PROPOSIÇÃO

Verificar a angulação do segmento lombar da coluna vertebral e o grau de atividade eletromiográfica dos músculos eretores da espinha e das porções lateral e medial dos músculos gastrocnêmios, em voluntárias que tenham o hábito de usar sapatos de salto alto, por um período médio de oito horas diárias e em voluntárias com o hábito de usar sapatos de salto alto por um período de um a três dias durante a semana, por três horas diárias.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Antes do início da pesquisa, o presente trabalho foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, sob processo de N° 187/2003 (ANEXO 1).

Foram avaliadas vinte e quatro voluntárias com faixa etária de dezessete a trinta e dois anos, (média de idade de vinte e quatro anos), apresentando índice de massa corporal – IMC, [peso (kg)/altura (m²)], entre 18,5 e 24,9 kg/m², divididas em dois grupos: (1) quatorze voluntárias que habitualmente usavam sapatos de salto alto, por um período médio diário de oito horas e (2) dez voluntárias que usavam sapatos com salto alto duas a três vezes durante a semana por um período médio de três horas diárias e todas as voluntárias calçavam tamanhos entre 35 e 37. As voluntárias responderam a um questionário como anamnese, contendo: histórico médico, frequência de uso e tamanho do calçado usado, posteriormente foram submetidas a uma avaliação postural por meio de inspeção visual, para determinar a existência de possíveis desvios acentuados da postura corporal. As voluntárias foram posicionadas em ortostatismo e com auxílio de um fio de prumo a postura foi avaliada através do perfil do lado direito, com o fio de prumo disposto levemente à frente ao maléolo lateral e na vista posterior entre os maléolos mediais. As voluntárias classificadas como sem alteração na curvatura da coluna vertebral, o fio estava disposto, na vista de perfil, ligeiramente anterior ao eixo formado pela articulação do joelho, corpo das vértebras lombares e meato acústico externo, e pela vista posterior, entre as articulações dos joelhos, sobre a prega sub-glútea, corpos vertebrais e processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7).

Os desvios posturais, detectados visualmente, nas duas situações acima descritas, que apresentam alterações da postura corporal como escolioses, cifoses (cervical e/ou torácica), cabeça protusa ou retrusa, ombros protusos ou em retração, hiperlordoses (cervical e/ou lombar), abdome protuso, foram descartados pois comprometeriam os resultados deste estudo (ANEXO 2).

Critérios de Exclusão

Foram excluídas dessa pesquisa, todas as voluntárias que não calçavam entre 35 e 37, que apresentaram IMC acima de 24,9 Kg/m², por estarem em nível de obesidade ou abaixo de 18,5 Kg/m², por não apresentarem peso saudável e também portadoras de desvios acentuados da coluna vertebral, por conseguinte, alterações posturais. Também foram excluídas aquelas que apresentaram histórico de doenças sistêmicas como, artrite, artrose, diabetes e osteoporose, dores, inflamações, limitações articulares, aspectos que prejudicariam os resultados do presente trabalho. Não fizeram parte da pesquisa as voluntárias que relataram fraturas, traumas, lesões ou luxações articulares recentes e alterações neurológicas como crises epiléticas, convulsões, acidente vascular cerebral (AVC) ou labirintite. As voluntárias não estavam sob nenhuma forma de tratamento médico, nem sob efeitos de antiinflamatórios, analgésicos e/ou miorelaxantes.

As voluntárias selecionadas tiveram as imagens digitais, do ângulo formado pela curvatura do segmento lombar da coluna vertebral, analisadas através do programa ALCIMAGEM e também a análise eletromiográfica, bilateralmente, dos músculos eretores da espinha, em especial os músculos longuíssimo dorsal e íliocostal lombar e as porções medial e lateral do músculo gastrocnêmio. As análises foram efetuadas nos dois grupos referidos, com as voluntárias na posição ortostática, calçando sapatos com salto de diferentes alturas e diferentes modelos.

Análise Angular da Lordose Lombar

A verificação do ângulo lombar foi realizada através do registro fotográfico do perfil direito das voluntárias, especificamente da região lombar, que trajavam vestimentas esportivas, apresentando a primeira e a quinta vértebra lombar, marcadas com semi-esferas de isopor com seu diâmetro central contornado na cor vermelha para uma melhor visualização e determinação do ângulo formado (Figura 1). A localização do processo espinhoso de cada vértebra

foi realizada por meio de palpação, onde as voluntárias executaram uma semi-flexão do tronco, possibilitando a palpação do corpo da décima segunda costela até sua junção com a décima segunda vértebra torácica, achando-se dessa forma, logo abaixo o processo espinho da primeira vértebra lombar (L1) e seguindo as vértebras subseqüentes abaixo, foi localizado o processo espinhoso da quinta vértebra lombar (L5). Posteriormente as imagens foram submetidas à análise através do programa ALCIMAGEM, que permitiu determinar o ângulo formado entre as referidas vértebras.

As esferas de isopor representaram os pontos A (L1) e B (L5). Foi traçada uma reta ligando esses dois pontos dando origem a reta AB. Achando-se o ponto médio M, sobre esse ponto foi traçada uma reta sendo perpendicular à reta AB que determinou o ponto A1 no encontro da reta perpendicular com a superfície corporal do voluntário. A partir desse ponto A1, foi traçada uma reta A1-A e uma outra A1-B, obtendo dessa forma o ângulo desejado já expresso automaticamente em “Graus” pelo programa (Figura 1).



Figura 1 – Análise angular por meio do programa ALCIMAGEM, com os pontos A (L1) e B (L5) ligados pela reta AB, gerando o ponto médio M, criando uma reta perpendicular sobre o ponto M, obtendo o ponto A1, que ligado aos pontos A e B, deu origem ao ângulo A1 expresso em Graus.

Esse procedimento foi executado três vezes em todas as imagens registradas de cada voluntária, de acordo com a análise de confiabilidade intra-examinador, ou seja, as medidas foram obtidas por um único examinador, em três ocasiões diferentes, sendo que depois de realizada a aquisição dos dados da primeira série, foi imposto um período de duas semanas separando as duas séries de aquisições restantes, para que este não memorizasse as marcações e os resultados obtidos. Também foi realizado o cálculo do *Intra-class coefficient* (ICC), que apresentou $R = 0.96$ e $p < 0.0001$, para maior fidedignidade das medidas obtidas.

A análise angular da curvatura lombar foi realizada através de quatro registros fotográficos, do perfil das voluntárias, especificamente da porção lombar da coluna vertebral, onde se encontravam as esferas fixadas, com as voluntárias em quatro diferentes situações: com os pés descalços, calçando calcaneiras anatômicas de silicone com 1 cm de altura, calçando sapatos de salto fino de 5 cm e sapatos de salto fino de 10 cm de altura (Figura 2).



Figura 2 – Sapatos utilizados na análise angular da curvatura lombar: (1) com os pés descalços, (2) calcaneira de 1 cm altura, (3) salto fino de 5 cm, (4) salto fino de 10 cm.

As fotos foram registradas por uma câmera fotográfica digital MAVICA, Sony MVC – FD71, de 24 – BITS Colo, com definição de 640 x 480 pixels, posicionada sobre um tripé fixo ao chão, a uma distância câmera-alvo de um metro e sessenta centímetros, com o zoom digital de até dez vezes calibrado em sete vezes e a altura da câmera regulada de acordo com a altura do segmento lombar de cada voluntária.

As voluntárias foram colocadas de perfil, na posição ortostática, sob o alinhamento do fio de prumo, pelo acrômio da escápula direita e pela espinha ilíaca ântero-superior direita, marcados com fita adesiva, que possibilitou a análise clínica do paciente, por uma vista de perfil em uma superfície horizontal plana. A distância entre a voluntária e o fio de prumo permaneceu sempre a mesma para todas as voluntárias, devido a uma marcação existente no local. Foram posicionadas com as pernas afastadas naturalmente, com a cabeça paralela ao solo (plano de *Frankfurt*) e os olhos voltados para frente, braços ao longo do corpo, fazendo com que a voluntária permanecesse na posição desejada, da maneira confortável.

Os calçados utilizados na presente pesquisa foram selecionados com o intuito de abranger os inúmeros modelos de saltos existentes, usados no dia a dia das mulheres.

Os valores dos ângulos obtidos em graus foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e ao teste de TUKEY para a análise das diferentes alturas de saltos dos calçados ($\alpha = 0,05$).

Análise Eletromiográfica (EMG)

Os exames eletromiográficos foram executados no interior de uma gaiola eletrostática de *Faraday*, a qual tem a função de evitar interferência de campos eletromagnéticos externos. Além deste aparato também foram utilizados, dois filtros de linha, um *Nobreak* e um estabilizador, a fim de filtrar os sinais de 60 Hz e suas harmônicas provenientes das linhas de força.

Foram utilizados eletrodos de superfície bipolares passivos, descartáveis da *Meditrace® Kendall – LTP*, modelo *Chicopee*, para uma melhor fixação e captação do sinal eletromiográfico. Também usados para o monitoramento de eletrocardiogramas (ECGs). São formados por um sensor de Ag/ClAg, para a captação da atividade mioelétrica, envolto de gel, adaptados a uma espuma auto-adesiva em formato circular (Figura 3).

Os cabos conectores de um metro e cinquenta centímetros possuem pré-amplificadores com ganho de vinte vezes, os quais são conectados aos sensores de captação dos eletrodos. A espuma auto-adesiva dos eletrodos foi recortada de forma padronizada, preservando o envoltório de gel, para que os pontos de captação permanecessem fixos a uma distância de dez milímetros entre eles, que segundo DE LUCA (2002), é a distância ideal para maximizar a captação e minimizar a interferência de ruídos.

Os mesmos foram colocados sobre a pele previamente limpa com solução de álcool setenta por cento, para a remoção de gorduras e impurezas, para a redução da resistência elétrica da pele (TUKER, 1993). Para a colocação correta dos eletrodos, foi realizada a prova de função muscular específica através da contração isométrica voluntária de cada músculo, utilizando as recomendações técnicas da *SENIAM* (HERMENS et al, 1999).

Além dos eletrodos passivos, foi utilizado um eletrodo de referência (terra), fixado na cabeça da ulna direita, com formato circular, com três centímetros de diâmetro, de aço inoxidável, para diminuição do ruído durante a aquisição do sinal eletromiográfico (figura 4).

Foi utilizada uma placa conversora, modelo *PCI-DAS 1200 Myosystem* da Prosecon Ltda., utilizada para transformar o sinal de analógico para digital (A/D) com resolução de doze bites de faixa dinâmica com ajuste programável da frequência de amostragem e do ganho do aparelho. Possui oito canais para eletrodos ativos/passivos, com filtro passa baixa de até 1000 Hz e filtro passa alta de até 1 Hz.



Figura 3 – Eletrodos auto - adesivos Meditrace®.



Figura 4 – Eletrodo de Referência (terra).

O “Software” *Myosystem* - BR1 versão 2.52, foi utilizado para apresentação simultânea dos sinais de vários canais e para o tratamento do sinal eletromiográfico, fornecendo os dados com os valores finais do *Root Mean Square* (RMS) já em microvolts (*mv*). Apresentando também o valor médio, mínimo, máximo, desvio padrão e cálculos da envoltória linear, da amplitude do sinal, da densidade espectral de potência e da frequência mediana do sinal, além de permitir a filtragem digital do sinal por filtro tipo *Butterwoth*. Para esta pesquisa o equipamento foi ajustado com a frequência de aquisição em 2000 Hz, filtro passa baixa em 500 Hz e o passa alta em 20 Hz.

Foram realizados três registros eletromiográficos dos músculos longuíssimo dorsal e íliocostal lombar (erectores da espinha) e do músculo gastrocnêmio (porções medial e lateral), bilateralmente (Figuras 5 e 6).



Figura 5 – Eletrodos fixados nos Músculos erectores de espinha.



Figura 6 – Eletrodos fixados nas porções medial e lateral do músculo gastrocnêmio.

As voluntárias foram posicionadas em ortostatismo, com os pés descalços, calçando calcanheiras de silicone de 1 cm de altura, sapatos de salto fino de 5 cm de altura, sapatos com salto plataforma de 10 cm, sapatos com salto grosso de 10 cm e sapatos com salto fino de 10 cm de altura (figura 7). As voluntárias foram posicionadas de costas para a tela do computador a fim de evitar o *feedback* visual, que poderia interferir no registro do sinal eletromiográfico.



Figura 7 – Sapatos utilizados na análise eletromiográfica dos músculos posturais: (1) com os pés descalços, (2) calcanheira de 1 cm, (3) salto fino de 5 cm, (4) salto plataforma de 10 cm, (5) salto grosso de 10 cm e (6) salto fino de 10 cm.

Um treinamento prévio foi realizado antes do início da aquisição a fim de familiarizar a voluntária com o procedimento experimental. Após todo procedimento, cada voluntária permaneceu na mesma posição por mais dez minutos calçando o sapato de salto fino de 10 cm de altura onde novamente foram realizados mais três registros eletromiográficos e também foi registrada uma última fotografia da porção lombar após esse tempo sobre o salto.

Após a realização da parte experimental, foi achado o valor médio de amplitude (RMS) dos três registros eletromiográficos obtidos de cada voluntária em cada uma das situações propostas. A situação em que as voluntárias permaneceram descalças foi adotada como referência, dessa forma foi

possível realizar a normalização dos dados pelo pico dos valores de RMS da referida situação, por apresentar o menor desvio padrão. Esse procedimento foi executado selecionando o maior valor de RMS da situação de referência e posteriormente foi realizada a divisão de todos os valores de RMS obtidos em todas as situações propostas.

Posteriormente, os dados eletromiográficos já normalizados, foram submetidos à análise estatística não paramétrica, com o teste de FRIEDMAN para comparação dos músculos dentro de cada calçado e para comparar calçado dentro de cada músculo e o teste de MANN-WHITNEY para análise dos grupos ($\alpha = 0,05$).

5. RESULTADOS

Os dados obtidos através da análise das imagens pelo programa ALCIMAGEM permitiram observar a ocorrência da retificação da curvatura lombar, a qual foi concomitante ao aumento da altura do salto e ao tempo de permanência sobre ele, o ângulo formado entre o segmento L1 e L5 da coluna vertebral aumentou gradativamente, seguindo a ordem, com os pés descalços, com os saltos de 1 cm, 5 cm e 10 cm de altura e após dez minutos do término da parte experimental, onde permaneceram calçando o salto de 10 cm. Não foram constatadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados, $P > 0,05$ (Tabela 1).

Tabela 1 – Ângulo lombar expresso em graus para os resultados de todos os calçados utilizados.

Calçado	Grupo (1)		Grupo (2)		Tukey
	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão	
Descalço	162.54	4.43	163.09	6.07	d
Calcanheira	163.09	4.06	163.61	6.10	cd
Salto de 5 cm	163.97	3.62	164.24	5.83	bc
Salto Fino 10 cm	164.76	3.72	164.70	5.80	ab
Salto Fino Após 10'	165.60	4.21	165.56	5.65	a
Anova	A		A		

Medias seguida de letras distintas, maiúsculas na horizontal, minúsculas na vertical.

Diferem entre si pela Anova e teste de Tukey, $p < 0,05$. $P(\text{interação}) = 0,8313$

A análise eletromiográfica dos músculos avaliados demonstrou, de acordo com a Figura 8, que os músculos da perna apresentaram maior atividade eletromiográfica, seguidos dos músculos da região lombar, denominados músculos eretores da espinha. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas desses músculos quando analisados nos voluntários do grupo (2) estando descalços.

A porção medial direita do músculo gastrocnêmio (GMD), apresentou atividade eletromiográfica maior que a porção medial esquerda (GME), porção lateral direita (GLD), porção lateral esquerda (GLE). Nos músculos paravertebrais, o que apresentou maior atividade eletromiográfica foi o músculo longuíssimo dorsal direito (LD), seguido do Íliocostal lombar direito (ID), longuíssimo dorsal esquerdo (LE) e íliocostal lombar esquerdo (IE), todos avaliados dentro dos dois grupos estudados (Figura 8).

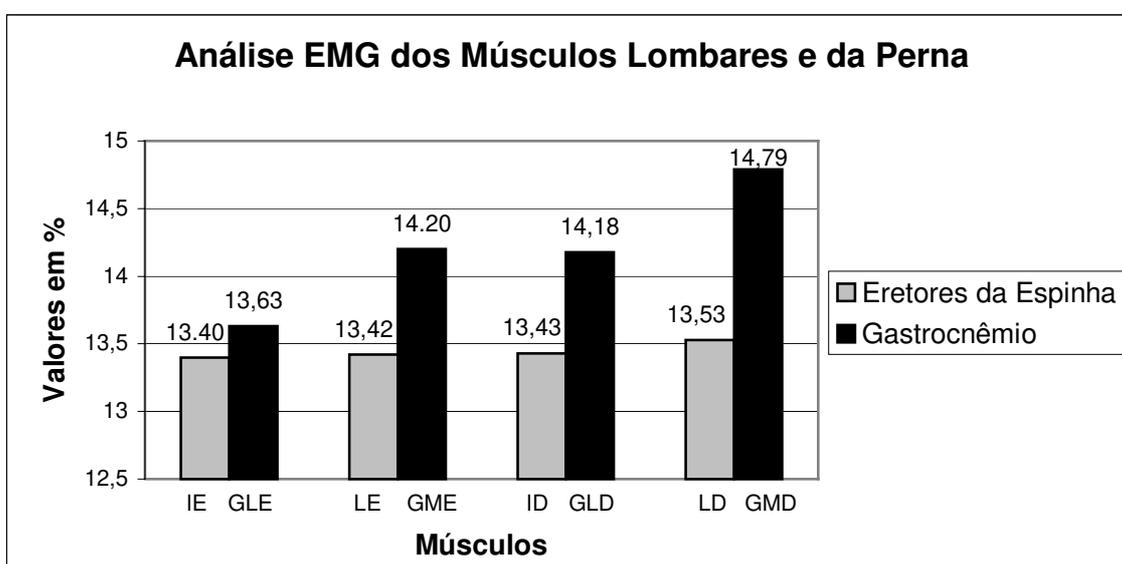


Figura 8: Análise eletromiográfica de cada músculo avaliado dentro dos dois grupos estudados, em todas as situações propostas (com $P > 0,05$, quando descalços no grupo 2) demonstrando o grau de atividade de cada músculo em porcentagem (%). Sendo que os músculos estão dispostos acima na seguinte ordem: íliocostal lombar esquerdo (IE), gastrocnêmio lateral esquerdo (GLE), longuíssimo dorsal esquerdo (LÊ), gastrocnêmio medial esquerdo (GME), íliocostal lombar direito (ID), gastrocnêmio lateral direito (GLD), longuíssimo dorsal direito (LD) e gastrocnêmio medial direito (GMD).

As porções mediais do músculo gastrocnêmio são mais ativas eletromiograficamente que as porções laterais, assim como os músculos do antímero direito apresentaram maior atividade eletromiográfica quando comparados aos músculos do antímero esquerdo (figura 8).

O calçado de salto fino de 10 cm de altura foi o que promoveu maior atividade eletromiográfica dos músculos avaliados, seguido da ocasião em que às voluntárias permaneceram por dez minutos permanentes no final do exame sobre o mesmo calçado, na seqüência o salto plataforma de 10 cm, o salto grosso de 10 cm, o salto de 5 cm, da calcaneira de 1 cm e com os pés descalços (figura 9). Considerando apenas os músculos que apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$), nessa análise, ou seja, apenas a porção medial direita do músculo gastrocnêmio, nos dois grupos avaliados, e as porções medial esquerda e lateral direita no grupo (1).

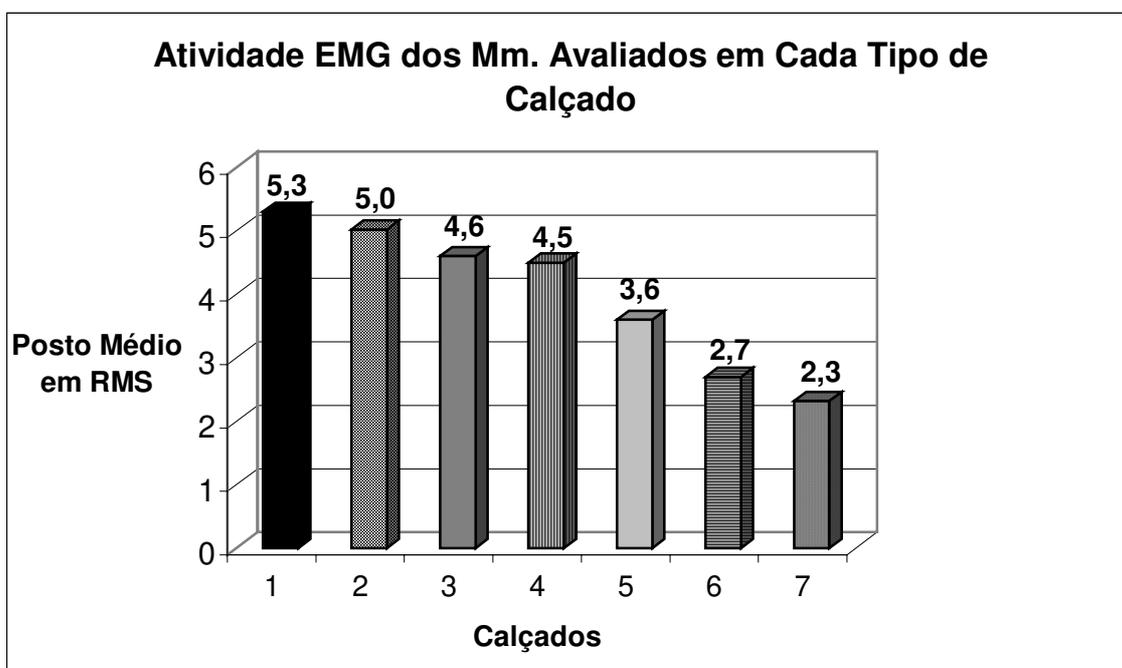


Figura 9: Atividade eletromiográfica dos músculos avaliados em cada um dos diferentes tipos de calçados: (1) salto fino de 10 cm, (2) salto fino de 10 cm após 10', (3) salto plataforma de 10 cm, (4) salto grosso de 10 cm, (5) salto de 5 cm, (6) calcaneira de 1 cm e (7) descalços, com $P < 0,05$ para GMD nos dois grupos avaliados e GME e GLD no grupo 1, com os valores do RMS expressos em microvolts (*mv*).

Os grupos avaliados apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($P < 0,05$) dos músculos eretores da espinha, em todas as situações propostas, exceto o músculo longuíssimo dorsal direito que apresentou $P > 0,05$, enquanto as voluntárias calçavam salto fino de dez centímetros de altura, ou seja, os grupos não apresentaram significância nesta ocasião. O músculo gastrocnêmio apresentou apenas as porções laterais estatisticamente significativas entre os grupos investigados, sendo a porção lateral esquerda enquanto as voluntárias calçavam a calcanheira de um centímetro e o salto de cinco centímetros bem como a porção lateral direita enquanto calçavam os saltos de cinco centímetros, salto plataforma, salto grosso e salto fino de dez centímetros de altura (tabela 2).

A análise específica dos músculos que apresentaram diferenças estatisticamente significativas em cada uma das condições avaliadas, indicou que o grupo (1) apresentou atividade eletromiográfica superior ao grupo (2), (figura 10).

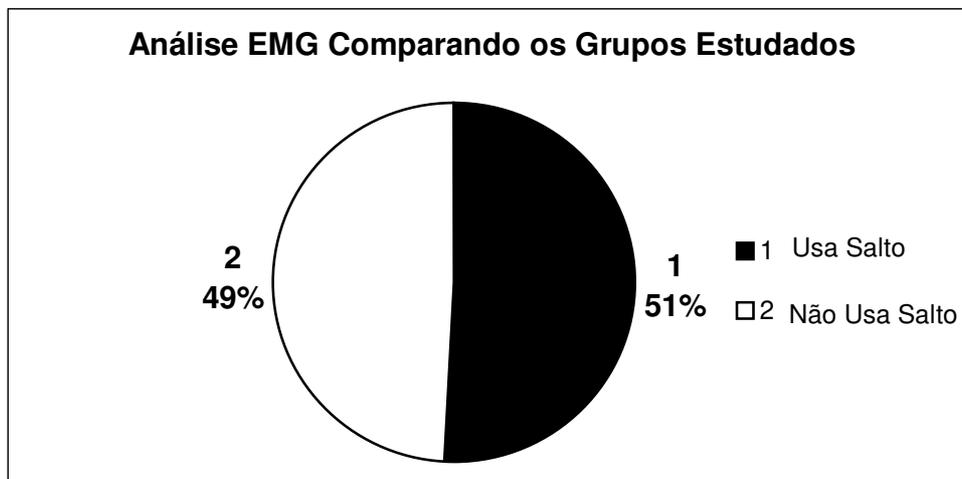


Figura 10: Análise eletromiográfica comparando os grupos estudados, considerando apenas os músculos que apresentaram $P < 0,05$ em cada uma das devidas ocasiões, sendo os músculos eretores da espinha, menos os músculos longuíssimos dorsais com o salto fino de 10 cm e o GLE nos saltos de 1 cm e 5 cm e GLD com os saltos de 5 cm, plataforma 10 cm, grosso de 10 cm e fino de 10 cm. Os índices de atividade eletromiográfica encontram-se expressos em porcentagem (%).

6. DISCUSSÃO

A análise clínica do ângulo lombar através do método tangencial de TRALL, fornece resultados mais confiáveis que o método de COBB. (CHERNUKHA et al 1998). A técnica de TRALL difere da utilizada nessa pesquisa no registro das imagens e na análise das medidas; neste estudo foram utilizadas imagens digitais e a angulação obtida em graus, automaticamente, enquanto o método de TRALL faz uso de imagens radiográficas e emprega métodos manuais de medidas da angulação.

Outros métodos de análise do ângulo lombar também foram utilizados por BENDIX et al. (1984) e OPILA et al (1988), com plataforma de força conectada a um dinamômetro e a um inclinômetro ou a análise do movimento tridimensional por meio de filmadoras associadas, respectivamente. DE LATEUR et al (1991), também realizaram registros fotográficos em blocos de isopor posicionados no segmento lombar e um transferidor manual e FRANKLIN et al (1995), usaram um eletrogoniômetro tridimensional, todos esses autores analisaram voluntários com os pés posicionados em tacos ou saltos de diferentes alturas.

De acordo com KRUPINSKI et al (2000), a qualidade das imagens digitais apresenta maior confiabilidade quando comparada às radiografias, dessa forma é possível observar maior fidedignidade dos resultados obtidos no presente trabalho quando comparado ao método tangencial de TRALL. O manuseio, a segurança, a reprodutibilidade, o baixo custo e a precisão das medidas obtidas pelo programa ALCIMAGEM, são características que dão confiabilidade ao método empregado nesse estudo.

A retificação da lordose lombar também foi o resultado encontrado por BENDIX et al, 1984; OPILA et al, 1988; DE LATEUR et al, 1991; FRANKLIN et al, 1995), apesar de algumas diferenças metodologias mas em condições experimentais semelhantes. Segundo aqueles autores, a adaptação corporal causada pelo salto alto, que provoca a retificação da lordose lombar, ocorre

devido a uma retroversão pélvica, o que impossibilita qualquer indício de hiperlordose lombar.

Disposições contrárias são manifestadas por CARDOSO, 2000; e GOMES, 2004, que afirmam que os uso dos calçados de salto alto gera hiperlordose lombar, no entanto, essas afirmações são desprovidas de acurácia metodológica e portanto, respaldo científico capaz de certificá-las.

A análise eletromiográfica indicou menor atividade dos músculos eretores da espinha quando comparado aos músculos gastrocnêmios, devido a menor exigência dos músculos lombares após as voluntárias alcançarem o equilíbrio necessário para a permanência na postura ortostática, calçando os sapatos de salto alto.

Embora menos ativos, os músculos eretores da espinha apresentaram atividade eletromiograficamente suficiente para manifestar sobrecargas, devido à sua importância e função na manutenção da postura ortostática. Tais resultados corroboram com os obtidos por BASMAJIAN & DE LUCA,(1985); O'SULLIVAN et al, (2002), que afirmam que qualquer inclinação corporal, anterior, posterior ou lateral, provoca atividade compensatória dos músculos eretores da espinha que apresentam-se menos ativos eletromiograficamente, durante a adoção de posturas passivas.

Embora em condições experimentais semelhantes ao presente trabalho, BENDIX et al (1984) não foram encontrados resultados estatisticamente significativos na atividade eletromiográfica dos músculos eretores da espinha, em voluntários que usaram tacos de madeira de quatro centímetros e meio para elevação dos pés. Na presente pesquisa foram utilizados calçados com saltos de até dez centímetros de altura e de diferentes modelos, o que pode ter facilitado a adaptação corporal das voluntárias, bem como a colocação dos eletrodos foi realizadas de acordo com os preceitos da *International Society of Electromyography and Kinesiology* – ISEK, diferente do que BENDIX et al realizaram.

As voluntárias desta pesquisa manifestaram maior atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio, quando comparado aos músculos eretores da espinha, por permanecerem em estado isométrico enquanto calçavam sapatos com salto alto de até dez centímetros.

JOSEPH & NIGHTINGALE (1956), após avaliarem eletromiograficamente os músculos da perna e da coxa em mulheres que usavam calçados com salto alto, também encontraram resultados semelhantes, bem como OPILA et al (1988), após avaliar o músculo gastrocnêmio por meio da eletromiografia em homens e mulheres descalços e usando sapatos com salto de seis e sete centímetros.

GEFEN et al (2002), avaliaram a pressão plantar através de uma plataforma de força e os efeitos de fadiga sobre o músculo gastrocnêmio (porções medial e lateral), através da eletromiografia em mulheres usando calçados de salto alto de cinco centímetros e sem salto, os resultados encontrados corroboram com os obtidos nessa pesquisa, pois os pés quando posicionados em uma superfície plana, sem qualquer forma de inclinação, apresentam o músculo gastrocnêmio com suas fibras relaxadas e seu comprimento natural.

No entanto, LEE et al (1987 e 1990), após estudo eletromiográfico dos músculos gastrocnêmios em homens e posteriormente em mulheres, usando sapatos com salto de dois centímetros e meio, cinco centímetros e sete centímetros e meio, concluíram que o músculo gastrocnêmio apresentou atividade elétrica reduzida e concomitante ao aumento da altura do salto. Tais resultados opostos ao da presente pesquisa, também podem estar relacionados ao posicionamento dos eletrodos, pois a atividade do músculo gastrocnêmio tende a acentuar concomitantemente ao aumento da flexão plantar, proporcionado pelo aumento da altura dos saltos dos calçados.

Resultados diferentes ao desta pesquisa também foram relatados por CARDOSO (2000), que afirma que os calçados com salto alto reduzem a participação da região posterior dos pés na sustentação do corpo, provocando o encurtamento do músculo gastrocnêmio que é pouco exigido.

De acordo com GUYTON & HAAL (1997), a contração isométrica é quando o músculo não se encurta durante a contração, ou seja, não apresenta alteração de sua forma, embora manifeste atividade muscular. Dessa forma, não houve sinal de encurtamento do músculo gastrocnêmio, por estar contraído isometricamente, manifestando atividade eletromiográfica nas voluntárias que calçavam salto alto, independente da altura do salto.

As porções mediais do músculo gastrocnêmio apresentaram maior atividade eletromiográfica que às porções laterais, pelo fato das forças do movimento de inversão dos pés serem maiores em casos de desequilíbrio corporal, que as forças de eversão. Isso ocorre devido à instabilidade funcional do tornozelo, causada pelos diferentes tipos de saltos utilizados nesta pesquisa, não estando associados aos déficits de força excêntrica do movimento de eversão dos pés (MUNN et al, 2003).

GEFEN et al (2000), avaliaram a fadiga muscular do músculo gastrocnêmio e concluíram que as porções laterais eram mais suscetíveis a fadiga do que as porções mediais, durante o uso de sapatos de salto alto, resultados que justificam os obtidos nessa pesquisa

Os resultados da avaliação dos padrões de ativação neuromuscular do músculo gastrocnêmio através dos movimentos de flexão plantar, através de imagens de ressonância magnética e registros eletromiográficos, realizados por KINUGASA & AKIMA (2005), corroboram com os resultados desta pesquisa, apresentando maior atividade eletromiográfica da porção medial do músculo gastrocnêmio, devido sua maior assimetria na contração quando comparada a porção lateral; tal comportamento impede o excessivo acúmulo de lactato e fosfato inorgânico, capazes de alterar as propriedades de contração das fibras musculares do referido músculo.

Os músculos do antímero direito, dominante em todas as voluntárias desta pesquisa, apresentaram maior atividade eletromiográfica que aos músculos do antímero não dominante (lado esquerdo). De acordo com FARINA et al (2003), que investigaram os efeitos do antímero dominante na fadiga muscular do

músculo trapézio, concluíram que a predominância do uso do lado dominante, por longos períodos de tempo, causa alterações nas propriedades contráteis das fibras musculares gerando maior resistência desses músculos à fadiga.

ADAM et al (1988) ao analisarem a assimetria dos antímeros no padrão de recrutamento e disparo das unidades motoras do músculo primeiro interósseo dorsal, afirmam que o antímero dominante predomina no recrutamento de unidades motoras, porém em níveis menores de força enquanto que o antímero não dominante exibe um recrutamento disperso das unidades motoras, exigindo maiores níveis de força, proporcionando maior dificuldade na execução de determinadas atividades.

A avaliação das diferenças na coordenação motora intermembros, através da análise da dinâmica inversa e da eletromiografia de superfície, apresentou resultados semelhantes aos obtidos por ADAM et al (1988), onde relataram que na execução de determinados movimentos do antímero não dominante, demonstrou dificuldade de execução e trajetória mais longa até o término da ação, o que justifica o fato dos músculos do lado dominante registrarem menor atividade eletromiográfica por apresentarem uma trajetória mais curta e eficaz, registrando menor exigência muscular (BAGESTEIRO & SAINBURG 2002).

A diferença entre os resultados pode ser explicada devido a presente pesquisa e o estudo de FARINA et al (2003), terem utilizado voluntários na postura estática, enquanto que ADAM et al (1988) e BAGESTEIRO & SAINBURG (2002), realizados suas pesquisas em movimentos dinâmicos, portanto mais suscetíveis a alterações.

De acordo com HARBER et al (2004), ocorre um aumento progressivo das fibras de contração lenta em músculos submetidos a exercícios constantes de resistência, causando alteração na composição das fibras intermediárias, suscetíveis ao nível de intensidade e força da exigência física. Por meio de biopsia do músculo gastrocnêmio, foi possível analisar vinte e duas fibras musculares de oito atletas submetidos a protocolos de exercícios de resistência, houve

predomínio das fibras do tipo I, de contração lenta (66%), e do tipo IIa, contração rápida (33%), mas resistentes a fadiga e 1% de fibras híbridas, não constando fibras do tipo IIb na amostra. Em sedentários não houve predomínio de nenhum tipo de fibra muscular.

Baseados no espectro de frequência do sinal eletromiográfico, BASMAJIAN & DE LUCA (1985) afirmam que as fibras de contração lenta (Tipo I) apresentam baixa frequência de disparos e as fibras de contração rápida (Tipo IIa e IIb), apresentam alta frequência de disparos. Fibras musculares submetidas a contrações sustentadas e fatigantes promovem a diminuição da velocidade de condução do estímulo nervoso, resultando em um tempo maior para ativação das unidades motoras, ocorrendo o aumento do recrutamento das fibras de baixa frequência e uma diminuição do recrutamento das fibras de alta frequência (KUMAR & MITAL, 1996).

Essa troca espectral é expressa considerando o aumento da frequência média do espectro de força, representado pelo recrutamento adicional de um limiar elevado de unidades motoras de contração lenta, o que proporciona picos de extensão e forma, afetando e diminuindo as bandas de alta frequência do espectro de força, que resulta no aumento na amplitude do sinal eletromiográfico, representada pela modulação da frequência de disparos (somatização) e pelo recrutamento de unidades motoras de baixa frequência. (MORITANI & MURO, 1967).

O uso diário de calçados de salto alto (grupo 1), equivale a exercícios de resistência, que definiu maior significância na amplitude do sinal eletromiográfico devido aos índices de disparos em baixa frequência, determinado pelo predomínio de fibras musculares do Tipo I e do Tipo IIa, que ocasionaram um aumento do números de potenciais de ação ativando unidades motoras adicionais com maior eficiência do que no grupo (2).

7. CONCLUSÃO

O uso dos calçados de salto alto não provoca o aumento da lordose lombar, portanto, não gera hiperlordose lombar.

Os músculos da perna apresentaram maior atividade eletromiográfica.

Os calçados com salto fino de dez centímetros de altura promoveram maior atividade eletromiográfica entre os músculos avaliados.

Os músculos avaliados foram mais ativos eletromiograficamente, nas mulheres que tinham o hábito de usar calçados com salto alto diariamente.

REFERÊNCIAS*

ADAM A, DE LUCA CJ, ERIM Z. Hand Dominance and Motor Unit Firing Behavior. **J Neurophysiol.** 1998; 80: 1373-82.

AMIRIDIS IG, HATZITAKI V, ARABATZI F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neurosc Letters.** 2003; 350: 137-140.

ANDERSSON A, BOGDUK N, DE LUCA CJ, GOLDENBERG D, MAYER T, ROY S, et al. Clinical Perspectives. In: FRYMOYER JW, GORDON SL, editors. New Perspectives on low Back Pain. **Am Acad Orthop Surg.** 1988: 293-334.

BAGESTEIRO LB, SAINBURG RL. Handedness: Dominant Arm Advantages in Control of Limb Dynamics. **J Neurophysiol.** 2002, 88: 2408-21.

BASMAJIAN JV, DE LUCA C. **Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography.** 5ª Ed., Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BENDIX T, SORENSEN SS, KLAUSEN K. Lumbar Curve, Trunk Muscles and Line of Gravity with Different Heel Heights. **Spine.** 1984; 9(2): 223-7.

BISHARA SE, CUMMINS DM, JORGENSEN GJ, JAKOBSEN JR. A Computer Assisted Photogrammetric Analysis of Soft Tissue Changes After Orthodontic Treatment. Part I: Methodology and Reliability. **Am J Orthod Dentofac Orthop,** 1995; 107: 633-9.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

BROWN SHM, HAUMANN ML, POTVIN JR. The Responses of Leg and Trunk Muscles to Sudden Unloading of the Hands: Implications of Balance and Spine Stability. **Clin Biomech.** 2003; 18: 812-20.

CARDOSO C. Acerte o Salto e o Passo. **Comunicação/Clipping UNIFESP**, Jan 2000. Disponível em: URL: www.unifesp.br/comunicacao/ass-imp/clipping/2000/jan2000/jan16.htm [2003 Abril 2].

CHERNUKHA KV, DAFFNER RH, REIGEL DH. Lumbar Lordosis Measurement: A New Method *Versus* Cobb Technique. **Spine.** 1998; 23(1): 74-9.

DE LUCA CJ. Low Back Pain: A Major Problem with Low Priority. **J Rehabil Res Develop.** Oct, 1997; 34(4): VII – VIII.

DE LUCA CJ. Surface Electromyography: Detection and Recording. **Delsys Incorporated.** 2002: 02-10.

DE LATEUR BJ, GIACONI 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.

DOHERTY TJ, VANDERVOORT AA, TAYLOR AW, BROWN WF. Effects of Motor Units Losses on Strength in Older Men and Women. **Journal Appl. Physiol.** 1993; 74(2): 868-74.

FARINA D, KALLENBERG AC, MERLETTI R, HERMENS HJ. Effect of Side Dominance on Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue in the Human Upper Trapezius Muscle. **Eur J Appl Physiol.** 2003; 90: 480-8.

FRANKLIN ME, CHENIER TC, BRAUNINGER L, COOK H, HARRIS S. Effect of Positive Heel Inclination on Posture. **J Orthop Sports Phys Ther.** 1995; 21(2): 94-99.

GEFEN A, MEGIDO-RAVID M, ITZCHAK Y, ARCAN M. Analysis of Muscular Fatigue and Foot Stability During High Heeled Gait. **Gait Posture.** 2002;15: 56-63.

GOMES LZ. Beleza e Saúde. **Delas**, Mar 2004. Disponível em: URL: www.delas.ig.com.br/materias/190501-191000/190516/190516_1.html, [2004 Jul 19].

GUYTON AC, HALL JE. **Tratado de Fisiologia Médica.** 9ª Ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.1997, p. 67-78.

HARBER MP, FRY AC, RUBIN MR, SMITH JC, WEISS LW. Skeletal Muscle and Hormonal Adaptations to Circuit Weight Training in Untrained Men. **Scand J Med Sci Sports.** 2004 Jun; 14(3): 176-85.

HERMENS HJ, FRERIKS B, MERLETTI R, RAU G, DISSLHORST-KLUG C, STEGEMAN FD, et al. SENIAM: **European Recommendations for Surface Electromyography.** Seniam 8: Roessingh Research and Development b.v. 1999.

HORAK FB, NASHNER LM. Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support Surface Configurations. **J neurophysiol.**1986; 55: 1369-81.

JOSEPH J, NIGHTINGALE A. Electromyography of Muscles of Posture: Leg and Thigh Muscles in Women, Including the Effects of High Heels. **J Physiol.** 1956; 132: 465-68.

KENDALL FP, McCREARY BA, PROVANCE PG. **Músculos: Provas e Funções.** 4ª Ed., São Paulo: Manole, 1995.

KINUGASA R, AKIMA H. Neuromuscular Activation of Triceps Surae Using Muscle Functional MRI and EMG. **Med Scienc Sport Exerc.** 2005; 37(4): 593-8.]

KRUPINSKI E, GONZALES M, GONZALES C, WEINSTEIN RS. Evaluation of a Digital Camera for Acquiring Radiographic Images for Telemedicine applications. **Telemed J E Health.** 2000; 6(3): 297-302.

KUMAR S, MITAL A. **Electromyography in Ergonomics.** Taylor & Francis, 1996.

KUO AD, ZAJAC FE. Human Standing Posture: Multijoint Movement Strategies Based on Biomechanical Constraints. **Prog Brain Res.** 1993; 97: 349-58.

LEE KH, MATTELIANDO A, MEDIGE J, SMIEHOROWSKI T. Electromyographic Changes of Leg Muscles with Heel Lift: Therapeutic Implications. **Arch Phys Med Rehabil.** 1987; 68: 298-301.

LEE KH, SHIEH JC, MATTELIANDO A, SMIEHOROWSKI T. Electromyographic Changes of Leg Muscles with Heel Lift in Women: Therapeutic Implications. **Arch Phys Med Rehabil.** 1990; 71: 31-3.

MARTINS MR. **Postura Corporal** . [Monografia]. Campinas: UNICAMP, 1980.

MANNION AF, CONNOLLY B, WOOD K, DOLAN P. The Use of Surface EMG Power Spectral Analysis in the Evaluation of Back Muscle Function. **J Rehabil Res Develop.** Oct, 1997; 34(4): 427-39.

MUNN J, BEARD DJ, REFSHAUGE KM, LEE RY. Eccentric Muscle Strength in Functional Ankle Instability. **Med Sci Sports Exerc.** 2003 Feb; 35(2): 245-50.

MORITANI T, MURO M. Motor Unit Activity and Surface Electromyogram Power Spectrum During Increase Force of Contractions. *In:* MORITANI T, STEGEMAN D, MERLETTI R. **Basic Physiology and Biophysics of EMG Signals Generation.** 2004. p. 07.

OPILA KA, WAGNER SS, SCHIOWITZ S, CHEN J. Postural Alignment in Barefoot and High-Heeled Stance. **Spine.** 1988; 13(5): 542-47.

O'SULLIVAN PB, GRAHAMSLAW KM, KENDELL M, LAPENSKIE SC, MOLLER NE, RICHARDS KV. The Effect of Different Standing and Sitting Postures on Trunk Muscle Activity in a Pain-Free Population. **Spine.** 2002; 11(27): 1238-44.

ROSOL MS, COHEN GL, HALPERN EF, CHEW FS, KATTAPURAM SV, PALMER WE, et al. Vertebral Morphometry Derived from Digital Images. **Am J Roentgenol.** 1996, 167(6): 1545-9.

ROY SH, DE LUCA CJ, EMLEY M, ODDSSON LIE, BUIJS RJC, LEVINS JA, et al. Classification of Back Muscle Impairment Based on the Surface Electromyographic Signal. **J Rehab Res Develop.** 1997; 33(4): 405-414.

SODERBERG GL, KNUTSON LM. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. **Phys Ther.** 2000, May; 80(5): 485-98.

TÜRKER KS. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. **Phys Ther.** 1993; 73(10): 698-710.

WHITE AA, PANJABI MM. The Problem of Clinical Instability in the Human Spine: A Systematic Approach. **Clinical Biomechanics of the Spine**. 2^a Ed. Lippincott, Philadelphia, 1990, 277-378.



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
CERTIFICADO

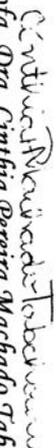


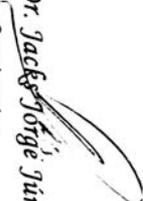
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Comportamento dos Músculos Lombares e Gastrocnêmio Associado à Curvatura Lombar em Diferentes Saltos de Calçados", sob o protocolo nº **1871/2003**, do Pesquisador **Cezar Augusto Souza Casarin**, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Paulo Henrique Ferreira Caria**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 03 de março de 2004

We certify that the research project with title "Lumbar Muscles and Gastrocnemius Behavior Association the Lumbar Bend in Different Shoes Heels", protocol nº **1871/2003**, by Researcher **Cezar Augusto Souza Casarin**, responsibility by Prof. Dr. **Paulo Henrique Ferreira Caria**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, March 03 2004


Dra. Cinthia Pereira Machado Tabfhoury
Vice-Coordenadora
CEP/FOP/UNICAMP


Prof. Dr. Jacek Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

