

Influência da porção extensora do músculo glúteo máximo sobre a inclinação da pelve antes e depois da realização de um protocolo de fadiga

Influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilt before and after the performance of a fatigue protocol

Felipe C. Alvim¹, Jennifer G. Peixoto², Eduardo J. D. Vicente², Paula S. C. Chagas², Diogo S. Fonseca²

Resumo

Introdução: Há carência na literatura de dados que determinem qual a influência da porção extensora do músculo glúteo máximo na inclinação da pelve no plano sagital e, portanto, na estabilidade lombar. **Objetivos:** Verificar a influência da porção extensora do músculo glúteo máximo sobre a inclinação da pelve. **Métodos:** Foram recrutadas 10 voluntárias jovens, saudáveis, com índices de massa corpórea (IMC's) menores que 24,9 kg/m² e com dismetria real de membros inferiores (MMII) inferior a 1 cm. Foram avaliados o IMC, o perímetro pélvico e o comprimento dos MMII e, posteriormente, os graus de inclinação das hemipelves e a assimetria entre elas pela análise de uma fotografia em perfil ortostático usando o SAPO (*Software para Avaliação Postural*). Em seguida, a porção extensora do músculo glúteo máximo do lado dominante foi induzido à fadiga, após a qual foram determinadas novamente a inclinação das hemipelves e a assimetria entre elas. Testes de *Pearson r* e teste *t de student* foram realizados no nível de significância $\alpha=0,05$. **Resultados:** Não houve correlação entre as variáveis de confusão e a assimetria dos ângulos das hemipelves. O ângulo da hemipelve apresentou modificação significativa do lado dominante ($t=3,760$; $p=0,004$). **Conclusões:** A fadiga da porção extensora do músculo glúteo máximo pode gerar um aumento do ângulo de inclinação da pelve homolateral.

Palavras-chave: glúteo máximo; fadiga; inclinação pélvica.

Abstract

Introduction: There is a lack of data in the literature for determining the influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilting and, thus, on lumbar stability. **Objectives:** To assess the influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilt. **Methods:** Ten healthy young subjects were recruited, with a body mass index (BMI) below 24.9 kg/m² and leg length discrepancy below 1 cm. The BMI, pelvic perimeter and lower-limb lengths were assessed and, subsequently, the degrees of hemi-pelvic tilt and asymmetry between them were analyzed using lateral view photographs of the subjects in a standing position, using SAPO (*Software for Postural Assessment*). Next, fatigue was induced in the extensor portion of the gluteus maximus muscle on the dominant side, and after that the hemi-pelvic tilt and the asymmetry between the hemi-pelves were reassessed. The Pearson *r* and Student *t* tests were conducted at the significance level of $\alpha=0.05$. **Results:** There were no significant correlations between the confounding variables and asymmetry of the hemi-pelvic angles. There were significant changes in the hemi-pelvic angle of the dominant side ($t=3.760$; $p=0.004$). **Conclusions:** Fatigue in the extensor portion of the gluteus maximus muscle can generate increases in the tilt angle of the ipsilateral pelvis.

Key words: gluteus maximus; fatigue; pelvic tilt.

Recebido: 16/10/2008 – **Revisado:** 03/07/2009 – **Aceito:** 18/08/2009

¹ Fisioterapeuta

² Departamento de Fisioterapia, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora (MG), Brasil

Correspondência para: Felipe Costa Alvim, Rua Antônio Dias, 508, Granbery, CEP 36010-370, Juiz de Fora (MG), Brasil, e-mail: felipe.alvim@gmail.com

Introdução : : : .

A movimentação da coluna lombar envolve um estudo complexo que, além de seus mecanismos de estabilização, consiste também no entendimento da sua movimentação intrínseca e do movimento conjunto que ela realiza com a pelve. A coluna lombar apresenta diversos fatores que contribuem para sua estabilização. Entre eles, estão as forças elásticas passivas de tecidos moles que cruzam as articulações intervertebrais e a musculatura tanto a adjacente a elas quanto as responsáveis pela estabilização dos segmentos ósseos mais próximos¹. Nesse sentido, alguns estudos já foram realizados trazendo observações sobre a movimentação da coluna lombar e os movimentos consequentes produzidos na pelve²⁻⁴. Esses estudos associaram a anteversão e a retroversão pélvica, respectivamente ao aumento ou diminuição proporcionais da curvatura lombar. Além disso, Neumann⁴ afirma que lordoses maiores aumentam as sobrecargas compressivas sobre as articulações dos processos articulares das vértebras lombares.

Walker et al.⁵ associaram o ângulo de inclinação da pelve e o grau de curvatura lombar aos dados de performance da musculatura abdominal. Apesar de não encontrarem correlação significativa entre as variáveis, creditam tal achado a uma média confiabilidade intraexaminador encontrada durante o teste da performance muscular. Já Simm⁶ relaciona a lordose lombar à condição muscular abdominal e glútea e seus resultados apontam na direção de uma relação na qual a fraqueza dos músculos abdominais, glúteos e dorso-lombares tende a gerar um aumento da lordose lombar. De acordo com o exposto acima, pode-se notar a falta de conclusões contidas na literatura a respeito da existência ou não de uma influência significativa da porção extensora do músculo glúteo máximo sobre a manutenção da inclinação pélvica.

Em alguns dos estudos citados^{3,7,8}, o método para aferição do ângulo de inclinação da pelve foi indireto, e estudos recentes⁹⁻¹¹, apesar de não trazerem dados sobre a posição da pelve especificamente, demonstram que a determinação da posição de equilíbrio de determinados segmentos corporais, de modo indireto, feita pela observação, tem boa correlação com as imagens radiográficas. Nesses estudos⁹⁻¹¹, indivíduos foram observados por fotografias de incidências variadas e com marcadores cutâneos posicionados sobre determinadas proeminências ósseas. Em seu estudo, Sacco et al.¹² utilizaram o *software* para avaliação postural, chamado *Software para Avaliação Postural (SAPO)*, de distribuição gratuita e desenvolvido por pesquisadores brasileiros, o qual tem como objetivo auxiliar profissionais da saúde na avaliação postural.

A dor musculoesquelética é a maior causa de procura pelo atendimento médico e a maior causa de incapacidade no mundo¹³. A prevalência de um episódio de dor lombar significativa durante a

vida é de 60% a 90%¹⁴, sendo classificada como “específica” quando a sua causa é conhecida, ou “não-específica”, quando sua causa é desconhecida. Nesse último grupo, encontram-se 90% dos casos. A incidência é de 28 para cada 1000 pessoas por ano, e episódios associados à irradiação para os membros inferiores (MMII) ocorrem numa razão de 11,6 para 1000¹⁵.

A instabilidade do segmento lombar pode ser um importante fator envolvido na etiologia da dor lombar. Segundo An¹⁶, Comeford e Mottran¹⁷ e Nicholls¹⁸, a alteração na atividade muscular afetaria a estabilidade articular por meio da diminuição do contato entre as superfícies articulares que esses músculos atravessam, permitindo movimentos translatórios excessivos.

A incapacidade muscular para gerar força já foi definida como fadiga¹⁹. Dessa forma, um músculo fatigado poderia não desenvolver força suficiente para estabilizar, da maneira desejada, um determinado segmento corporal. É isso que mostra o estudo de Leinonen²⁰, em que pacientes com dor lombar crônica tiveram a atividade mioelétrica dos glúteos reduzida durante o ciclo de extensão e flexão do tronco. Essa atividade mioelétrica reduzida, segundo Vollestad¹⁹, poderia ser um indicador de fadiga muscular e consequente insuficiência na geração de força.

O estudo da queda da capacidade muscular glútea de gerar força em indivíduos saudáveis, e a observação e determinação da posição de equilíbrio da pelve não foi objeto específico de nenhuma pesquisa. Dessa forma, este estudo tem o objetivo de verificar a influência da porção extensora do músculo glúteo máximo na inclinação da pelve no plano sagital após a indução de uma queda desse músculo na capacidade de gerar força.

Materiais e métodos : : : .

Amostra

Para a realização deste estudo, foi utilizada uma amostra por conveniência. Dez voluntárias com idade variando entre 20 e 25 anos foram avaliadas. Foram incluídas na participação deste estudo voluntárias que não apresentaram histórico de dor lombar e não relataram histórico de lesões ósseas ou articulares nos MMII nos últimos 6 meses. Além disso, foram excluídas deste estudo as voluntárias que possuísem dismetria real, medida clinicamente²¹, maior que 1 cm; possuísem doença inflamatória ou degenerativa crônica diagnosticada ou que apresentassem índice de massa corpórea (IMC) maior que 24,9 kg/m² no dia da avaliação. Finalmente, todas as voluntárias assinaram termo de consentimento livre e esclarecido, devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora (parecer: 321/2007), Juiz de Fora (MG), Brasil, e, quando aplicável, o termo de consentimento para utilização de imagem.

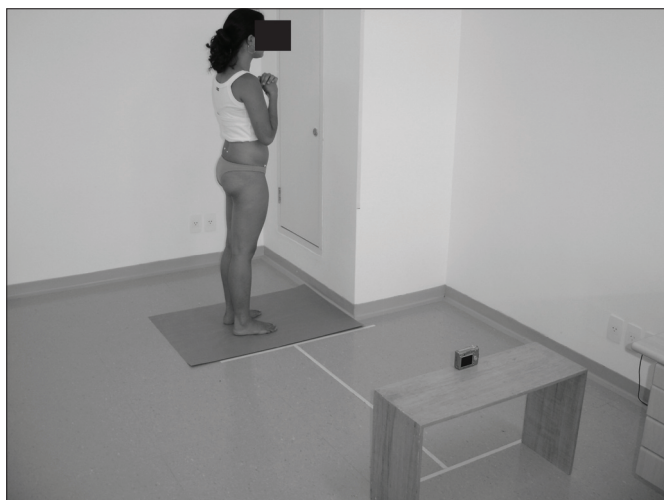


Figura 1. Bancada de madeira com 60 cm de altura, com a câmera fotográfica posicionada em seu ponto médio, colocada a 1,5 m de distância da borda da folha de papel. Também mostra a marca em forma de “H”, utilizada como referência, no chão.

Inicialmente, foi realizada uma avaliação clínica na qual foram colhidos os seguintes dados: peso, estatura, IMC, idade, perímetro pélvico e, além disso, as voluntárias foram questionadas sobre a dominância dos seus MMII. Assim, considerou-se MI dominante aquele referido pela voluntária como o preferencialmente utilizado primeiro quando elas necessitam subir um degrau. Já a medida do perímetro pélvico foi obtida fazendo-se uso de uma fita métrica a qual foi posicionada sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores das voluntárias. Foi utilizado para análise o valor encontrado na média aritmética de duas aferições consecutivas. Posteriormente, foram realizadas as demais avaliações descritas a seguir, as quais foram executadas em um único dia com cada voluntária nas dependências do laboratório de análise física do hospital universitário da instituição.

Instrumentação e procedimentos

Medida do comprimento dos MMII¹

Com a voluntária posicionada em decúbito dorsal em uma maca, o examinador posicionou-se ao lado do membro a ser mensurado e tomou uma fita métrica de 1,5 m com a extremidade que inicia a marcação entre os primeiro e segundo dedos da mão esquerda, voltada cranialmente em relação à voluntária. Pela palpação, percorreu a crista ilíaca anteriormente, encontrou a espinha ilíaca ântero-posterior (EIAS) e posicionou a parte da fita que inicia a marcação sobre ela. Então, deslizou, com a outra mão, a fita até o maléolo medial da voluntária, até onde ele termina medial e inferiormente. A medida encontrada foi anotada e, em seguida, todo o procedimento foi repetido. O valor referente à média aritmética das duas medidas foi utilizado para fins de análise. Em seguida, realizou-se o mesmo procedimento com o membro contralateral.

Medida da posição da pelve

Foi feita, no solo, uma marcação com fita adesiva no formato da letra “H” onde, paralelamente à primeira linha vertical que determina a letra (Figura 1), foi afixada, com fita adesiva, uma das bordas de uma folha de papel pardo medindo 50 cm x 80 cm sobre a qual a voluntária permaneceria durante a realização das fotos. Paralelamente à outra linha vertical, foi colocada uma bancada sobre a qual uma câmera digital com 5.1 megapixels de resolução, da marca Sony®, foi posicionada em seu ponto médio. Dessa forma, a distância entre a câmera fotográfica e o papel sobre o qual se posicionou a voluntária para a fotografia permaneceu fixa. A bancada de madeira tinha 60 cm de altura e foi colocada a 1,5 m de distância da borda da folha de papel. Inicialmente, a EIAS e a espinha ilíaca póstero-superior (EIPS) foram encontradas pela palpação, seguindo-se a crista ilíaca inferiormente na primeira e seguindo-se a crista ilíaca posteriormente, encontrando-se a prega cutânea que frequentemente está sobre a segunda²². As posições dessas proeminências ósseas de ambos os lados foram marcadas com um pedaço de fita adesiva de dupla face, medindo 0,5 cm x 0,5 cm e, sobre ela foi posicionado um marcador cutâneo esférico de isopor, medindo 3 mm de raio. Solicitou-se à voluntária permanecer em posição ortostática de maneira relaxada sobre a folha de papel pardo, de maneira que, inicialmente, ficasse de frente para a parede. Em seguida, o contorno dos pés da voluntária foi marcado na folha de papel com o pincel atômico para permitir que, no momento da repetição da medida, fosse reproduzida, exatamente, a mesma posição inicial. Antes de ser feita a captura da imagem, o examinador certificou-se de que as marcas cutâneas posicionadas previamente estavam aparecendo na imagem do visor da câmera fotográfica. Caso uma das marcações não ficasse aparente, a bancada era movimentada paralelamente à segunda linha vertical do “H” marcado no solo, até que os marcadores na EIAS e EIPS ficassem evidentes na imagem a ser captada. Portanto, toda a vez em que foi necessário deslocar a bancada lateralmente, foi feita uma marcação no chão para garantir que a câmera estivesse na mesma posição na nova fotografia que seria feita daquele mesmo lado da voluntária. Para evitar que eventuais movimentos produzidos pelo avaliador, no momento de captura da imagem, gerassem interferências negativas sobre ela, foi utilizado um temporizador para fazer a captura da imagem 10 segundos após acionado o botão da câmera. Para assegurar que o posicionamento da voluntária na avaliação do lado contralateral fosse similar, ela era realizada após a folha de papel pardo com a marcação dos pés ter sido girada em 180°. Foi realizado apenas um registro fotográfico de cada voluntária em cada uma das posições supracitadas.

As duas fotos obtidas foram transferidas para o micro-computador cujo SAPO já estava instalado. Uma vez que esse programa permite que ângulos entre dois pontos sejam

calculados desde que seja fornecida alguma referência da posição vertical, a folha de papel sobre a qual cada voluntária foi posicionada foi colocada no chão a 5 cm de distância da borda da parede. Assim, uma vez aberta a fotografia, foi feita a calibração da rotação da imagem. Nessa calibração, foi marcada, com o mouse, uma linha sobre a borda da parede utilizada como referência.

O ângulo de inclinação da pelve de cada lado foi calculado utilizando a opção de “medição de ângulos livres” existente no *software*. Foram, então, identificadas para o reconhecimento do *software* as posições dos marcadores cutâneos das EIAS e EIPS. Foi calculada, também, a assimetria entre as angulações das hemipelves, subtraindo-se o ângulo encontrado na pelve direita pelo ângulo encontrado na pelve esquerda. Dessa forma, valores positivos significavam que a inclinação anterior era maior no lado direito e valores negativos significavam que a inclinação anterior pélvica era maior à esquerda.

*Protocolo de fadiga para a porção extensora do músculo glúteo máximo*²³

A voluntária foi colocada na posição ortostática ao lado da cabeceira de uma maca de metal que já estava com um dinamômetro de tração da marca EMG System do Brasil® adaptado (Figura 2). Uma faixa adaptada ao cabo de aço conectada ao dinamômetro foi colocada na porção distal da coxa da voluntária do lado a ser procedido o protocolo de fadiga para o músculo glúteo máximo. Foi explicado à voluntária como seria feito o protocolo de fadiga e ela ficou 3 minutos na posição a ser usada para adaptação. Posteriormente, foi feito um teste para determinação da carga máxima isométrica. A voluntária foi orientada a estender a coxa até que ela ficasse num ângulo de 180° em relação ao tronco, mantendo o joelho flexionado a 90°. Em seguida, o cabo de aço foi ajustado para que não houvesse folga entre a adaptação na coxa da voluntária e o dinamômetro de tração. Procedeu-se o teste que foi composto por três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) realizadas por 5 segundos. Entre uma contração e outra, foi dado um intervalo de 3 minutos e, durante todo o tempo de contração, foi dado incentivo verbal à voluntária para que fizesse o máximo de força possível. A carga máxima foi, então, definida pelo maior valor obtido durante as três contrações. Uma vez que não se encontrou, na literatura, um percentual padrão da CIVM para a realização de um protocolo de fadiga no músculo glúteo máximo, com base nos resultados obtidos no estudo piloto, tal porcentagem foi definida em 50% da carga máxima gerada para cada voluntária. Após um período de descanso de 5 minutos, foi pedido à voluntária que fizesse um esforço isométrico na mesma posição do esforço feito para a determinação da carga máxima, correspondente ao valor calculado de 50% da força máxima gerada. Ele deveria ser mantido até a exaustão referida pela voluntária e/ou pela



Figura 2. Posicionamento para a realização do protocolo de fadiga.

verificação da incapacidade de a voluntária manter a carga estipulada dentro de uma variação de mais ou menos 10% do valor da mesma por, pelo menos, 5 segundos. Para estimular as voluntárias a permanecerem o maior tempo possível realizando a contração submáxima, foi oferecido incentivo verbal durante todo o procedimento.

Após o término desse protocolo, a medida da posição da pelve foi repetida. Para assegurar uma boa reprodutibilidade, os marcadores cutâneos posicionados na avaliação pré-fadiga foram mantidos durante a realização do protocolo de fadiga.

Avaliador

Todas as medidas realizadas e o protocolo de fadiga foram realizados por um avaliador treinado que realizou testes de confiabilidade intraexaminador, os quais revelaram coeficientes de correlação intraclasse (ICC) considerados excelentes²⁴. O estudo piloto para o teste de confiabilidade foi realizado com 10 mulheres com idade variando entre 20 e 25 anos e com IMC entre 19,62 e 23,50 as quais foram avaliadas duas vezes com um intervalo de uma semana entre as medidas, sendo obtidas as seguintes medidas de confiabilidade teste-reteste (média±erro padrão da medida, respectivamente):

- a) medida da posição da pelve (16,4±0,40 e 16,24±0,42); ICC=0,99;

- b) medida do perímetro pélvico ($85,56 \pm 0,65$ e $85,48 \pm 0,64$): ICC=0,99;
- c) medida de comprimento dos MMII ($91,11 \pm 0,64$ e $90,97 \pm 0,65$): ICC=0,99.

Análise estatística

Foram realizadas, inicialmente, estatísticas descritivas para todas as variáveis analisadas. Além disso, foi utilizado teste paramétrico de correlação de *Pearson r* para verificar a existência de relação entre as possíveis variáveis de confusão (IMC, perímetro pélvico e dismetria real de MMII) com a assimetria das angulações das hemipelvas. Essa análise teve o intuito de garantir que nenhuma covariável estava gerando influência sobre a determinação da angulação da posição da pelve. Em seguida, foi realizado o teste de *Shapiro-Wilk* com o intuito de verificar se as variáveis ângulo de inclinação de pelve do lado dominante, ângulo de inclinação de pelve do lado não dominante e assimetria das angulações das hemipelvas antes do protocolo da fadiga apresentavam distribuição normal. Uma vez que essas variáveis apresentaram distribuição normal ($p \geq 0,208$), foi utilizado o teste *t* de *Student* pareado para verificação da variação dos ângulos de inclinação das hemipelvas bem como da assimetria entre elas. Todos os testes estatísticos foram realizados fazendo-se uso do *software Statistical*

Tabela 1. Características demográficas e clínicas das participantes (n=10): idade, estatura, peso, índice de massa corporal (IMC), dismetria real dos membros inferiores (Ass. MMII) e força máxima (F_{máx}) das voluntárias.

| | Características descritivas | | | |
|----------------------------|-----------------------------|--------|-------|---------------|
| | Mínimo | Máximo | Média | Desvio-padrão |
| Idade (anos) | 22 | 25 | 23,5 | $\pm 1,08$ |
| Estatura (metros) | 1,53 | 1,71 | 1,62 | $\pm 0,057$ |
| Peso (kg) | 46 | 62,7 | 55,85 | $\pm 5,61$ |
| IMC (kg/m ²) | 19,62 | 23,5 | 21,13 | $\pm 1,46$ |
| Ass. MMII (metros) | 0 | 0,007 | 0,002 | $\pm 0,003$ |
| F _{máx} . (kgf) | 34,42 | 47,44 | 41,09 | $\pm 4,62$ |
| Perímetro pélvico (metros) | 0,68 | 0,92 | 0,84 | $\pm 0,077$ |

Tabela 2. Valores médios obtidos nas angulações da pelve do lado direito (AP_D), esquerdo (AP_E) e assimetria entre os ângulos de inclinação das hemipelvas (Ass. HP) antes e depois da realização do protocolo e seus respectivos níveis de significância estatísticos.

| | Angulações da pelve antes e depois do protocolo de fadiga | | | | | |
|-------------------------|---|---------------|--------|---------------|--------|---------|
| | Antes | | Depois | | t | p-valor |
| | Média | Desvio-padrão | Média | Desvio-padrão | | |
| AP _D (graus) | 17,58° | $\pm 3,60$ | 19,93° | $\pm 4,20$ | -3,760 | 0,004* |
| AP _E (graus) | 16,61° | $\pm 5,66$ | 17,39° | $\pm 5,74$ | -2,162 | 0,059* |
| Ass. HP (graus) | 0,97° | $\pm 2,89$ | 2,54° | $\pm 3,15$ | -2,599 | 0,029* |

*níveis de significância de $p < 0,05$.

Package for Social Sciences (SPSS®), versão 15.0 e com nível de significância $\alpha = 0,05$.

Resultados

Descrição da amostra

Todas as voluntárias relataram que o membro inferior direito era o membro dominante. As informações descritivas sobre idade, estatura, peso, IMC, perímetro pélvico, assimetria entre os comprimentos dos MMII, assimetria entre as angulações das hemi-pelvas direita e esquerda e a força máxima das voluntárias que concluíram as avaliações podem ser visualizadas na Tabela 1.

Resultados inferenciais

Os testes de *Pearson r* revelaram não haver correlação entre as possíveis variáveis de confusão (IMC, perímetro pélvico e dismetria real de MMII) com a assimetria das angulações das hemipelvas.

Os valores das angulações das hemipelvas direita e esquerda, a assimetria entre esses ângulos antes e depois da realização do protocolo de fadiga para a porção extensora do músculo glúteo máximo do lado dominante e o nível de significância deles estão disponibilizados na Tabela 2.

Discussão

As voluntárias deste estudo caracterizam uma amostra homogênea que possibilitou que não houvesse influência de variáveis não controladas sobre a força da porção extensora do glúteo máximo e da influência dessa sobre a posição da pelve. A ausência de correlação entre as possíveis variáveis de confusão com a assimetria das angulações das hemipelvas garantiu que nenhuma outra variável estava gerando influência sobre a determinação da angulação da posição da pelve na amostra avaliada.

Segundo Faria, Lima e Teixeira-Salmela²⁵, não se encontram, na literatura, valores normativos sobre a assimetria entre as angulações das hemipelves que determinem a presença, ou não, de torção pélvica. Assim, não foi possível prever se o grau de assimetria entre as hemipelves encontrado nas voluntárias deste estudo tratava-se de valores considerados acima ou abaixo do padrão de normalidade.

Com os resultados obtidos na variação dos ângulos de inclinação da pelve, pode-se inferir que houve uma alteração real de todas as medidas de inclinação avaliadas. Dessa forma, ocorreu uma alteração significativa e positiva da angulação das hemipelves e uma alteração da assimetria entre elas nas voluntárias avaliadas. Além disso, a assimetria dos ângulos das hemipelves sofreu uma alteração estatisticamente significativa dos valores obtidos antes e depois do protocolo de fadiga. Esses dados indicam que, uma vez gerada uma situação de insuficiência na porção extensora do músculo glúteo máximo em um antímero, ocorrerá um aumento da inclinação anterior homolateral, podendo ocorrer, também, contralateralmente. Em virtude disso, essa condição pode acarretar um agravamento da assimetria entre as angulações do posicionamento das hemipelves. Deve-se considerar, também, a possibilidade de ter ocorrido algum grau de fadiga no músculo glúteo máximo do lado não-dominante em função da posição assumida durante o protocolo de fadiga, contribuindo, assim, para o resultado encontrado neste estudo.

Há, ainda, a necessidade de se considerar a grande variação encontrada quando se observam os desvios-padrão da variável assimetria entre os ângulos de inclinação da pelve no plano sagital antes e depois da realização do protocolo de fadiga. Esses resultados demonstram uma grande variação antes do protocolo e uma variação ainda maior depois dele. Isso pode indicar que, apesar de as voluntárias apresentarem, aparentemente, aparatos musculoesqueléticos semelhantes, a utilização deles é feita de forma díspare em cada uma delas. É possível, portanto, que sejam utilizadas diferentes estratégias de controle motor na manutenção da estabilidade da pelve no plano sagital. Consequentemente, a assimetria pode ter sofrido maior incremento naquelas voluntárias que utilizavam mais a porção extensora do músculo glúteo máximo e menor naquelas que faziam uso de outras estratégias não avaliadas neste estudo. Contudo, essas diferenças podem ter-se acentuado em virtude da indução do músculo à fadiga ter sido feita unilateralmente, não obstante, a posição da pelve, como um todo, sofre alteração no sentido de aumento da inclinação anterior da mesma, ou seja, a pelve assume uma posição de anteversão maior do que a pré-existente.

Os resultados apontados no estudo de Walker et al.⁵, que relacionaram a angulação da pelve aos dados da performance da musculatura abdominal e não encontraram correlação entre eles, podem se dever não apenas à moderada confiabilidade intraxaminador citada por eles. Pode ser que, de fato, a influência da

musculatura abdominal na manutenção da inclinação da pelve no plano sagital seja menos relevante do que o esperado pela literatura. Entretanto, de acordo com Huijing²⁶, existem mecanismos de transmissão de forças entre músculos sinergistas, e essa transmissão depende da rigidez relativa apresentada por cada um desses músculos. Dessa forma, é possível que os resultados encontrados neste estudo tenham sido decorrentes não só da fadiga na porção extensora do músculo glúteo máximo, mas também sejam consequência da ineficiência da transmissão da força proveniente dos músculos isquiotibiais na manutenção da inclinação da pelve. Assim, ter-se-ia involuntariamente afetado negativamente a capacidade de gerar força de dois músculos e não de um único. Entretanto, faz-se necessário que novos estudos avaliem todos os grupamentos musculares apontados como reguladores da inclinação da pelve para que se possa discriminar qual deles, de fato, contribui de forma mais efetiva para o posicionamento pélvico.

É importante citar que, para a realização do protocolo de fadiga para a porção extensora do músculo glúteo máximo, as voluntárias permaneceram por muito tempo em apoio unipodal e, muitas delas, durante esse período, relataram cansaço e/ou dor no membro inferior de sustentação que, nesse caso, não era o membro dominante. Isso pode ter feito, em alguns casos, com que o protocolo de fadiga tenha sido interrompido antes do tempo necessário para, de fato, fadigar a musculatura que foi objeto de estudo. Assim, uma limitação deste estudo foi não se ter realizado a medida da CIVM após a realização do protocolo de fadiga, o que poderia ter confirmado a incapacidade muscular glútea em gerar força. Porém, uma vez que os resultados foram significativos do ponto de vista estatístico, esse viés pode ter sido minimizado pelo percentual de alteração na posição da pelve que foi encontrado após o protocolo de fadiga.

De acordo com Fonseca, Ocarino e Silva²⁷, as propriedades mecânicas dos músculos conferem a essas estruturas a capacidade de resistir à deformação, e a sua rigidez é modificável dinamicamente pelo nível de ativação muscular. Essas alterações na rigidez muscular podem ser consideradas como mecanismos de estabilização empregados durante a realização de atividades funcionais²⁸. Dessa forma, os resultados deste estudo sugerem que o fisioterapeuta, em sua prática clínica, pode gerar alterações na inclinação pélvica no plano sagital a partir da interferência sobre o nível de ativação muscular²⁸ da porção extensora do músculo glúteo máximo. De acordo com Mahieu et al.²⁹, a rigidez muscular pode ser aumentada implementando-se um treinamento de força. Assim, se o objetivo fosse diminuir a anteversão pélvica e, consequentemente, reduzir a curvatura lombar do paciente, um treino de força e hipertrofia seria o indicado. Em contrapartida, a implementação de um programa de alongamento dessa musculatura aumentaria a anteversão pélvica e, por conseguinte, a curvatura lombar, uma

vez que, segundo Mahieu et al.²⁹, o alongamento geraria uma tendência a diminuir a rigidez muscular.

Adicionalmente, em função da influência, observada neste estudo, da fadiga da porção extensora do músculo glúteo máximo na posição da pelve no plano sagital, é importante que o fisioterapeuta tome precauções, caso pretenda executar protocolos de fortalecimento para esse músculo, para que não ocorra um alcance indesejado do limiar de fadiga desse músculo, pois ela poderia gerar consequências na estabilidade de tal segmento.

Segundo Ragonese³⁰, o período, a sobrecarga e a repetição de determinados tipos de atividade com posições e movimentos habituais provocam um processo de adaptação que provoca efeitos deletérios na postura. Sendo assim, estes resultados sugerem que o fisioterapeuta, durante a avaliação do paciente no qual se pretende promover modificações no grau de inclinação pélvica, deve investigar tanto a força quanto a capacidade de resistência à fadiga da musculatura envolvida na manutenção da inclinação pélvica no plano sagital. Essas variáveis podem interferir a curto e/ou a longo prazo na manutenção da posição mantida da pelve.

Conclusões

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, a porção extensora do músculo glúteo máximo do lado dominante de mulheres jovens saudáveis que não possuem sobrepeso ou dismetria real significativa de MMII gera uma influência considerável na manutenção da inclinação pélvica no plano sagital. Assim, a insuficiência desse músculo pode gerar uma modificação positiva, ou seja, um aumento do ângulo de inclinação anterior encontrado na posição original do mesmo lado. Dessa forma, há uma contribuição, quando se atinge a fadiga desse músculo em um antímero, para a ocorrência de um aumento na assimetria entre as hemipelves. Portanto, caso seja objetivo do fisioterapeuta interferir na posição de equilíbrio da pelve e, conseqüentemente, em um dos mecanismos de estabilização da coluna lombar, ele deverá levar em consideração programas de exercícios que incluam fortalecimento e/ou alongamento da porção extensora do músculo glúteo máximo, uma vez que, interferindo em sua rigidez, haverá interferência na influência que tal músculo exerce sobre a inclinação pélvica no plano sagital.

Referências bibliográficas

- Teixeira-Salmela LF, Sakamoto ACL, Siqueira FB. Mecanismos de estabilização da coluna lombar: uma revisão de literatura. *Fisioter Mov*. 2004;17(4):51-8.
- Day JW, Smidt GL, Lehmann T. Effect of pelvic tilt on standing posture. *Phys Ther*. 1984;64(4):510-6.
- Levine D, Whittle MW. The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;24(3):130-5.
- Neumann DA. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação física*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2006.
- Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. Relationship between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Phys Ther*. 1987;67(4):512-6.
- Simm KTA. Estudo da relação entre a acentuação da lordose lombar e condição muscular abdominal, dorso lombar e glútea. *Rev Bras Ciênc Mov*. 1988;2(3):14-8.
- Levangie PK. The association between static pelvic asymmetry and low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999;24(12):1234-42.
- Alviso DJ, Dong GT, Lentell GL. Intertester reliability for measuring pelvic tilt in standing. *Phys Ther*. 1988;68(9):1347-51.
- Leroux MA, Zabjek K, Simard G, Badeaux J, Coillard C, Rivard CH. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: as application for idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(13):1689-94.
- Lewis J, Green A, Reichard Z, Wright C. Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Man Ther*. 2002;7(1):26-30.
- Lowe BD. Accuracy and validity observational estimates of shoulder and elbow posture. *Appl Ergon*. 2004;35(2):159-71.
- Sacco ICN, Alibert S, Queiroz BWC, Pripas D, Kieling I, Kimura AA, et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação à goniometria para avaliação postural de membros inferiores. *Rev Bras Fisioter*. 2007;11(5):411-7.
- Bove SE, Flatters SJ, Inglis JJ, Mantyh PW. New advances in musculoskeletal pain. *Brain Res Rev*. 2009;60(1):187-201.
- Rubin DL. Epidemiology of risk factors for spine pain. *Neurol Clin*. 2007;25(2):353-71.
- Van den Velden J, De Bakker DH, Claessens AAMC, Schellevis FG. A national study of illness encountered in general practitioners' surgeries. Basic report: morbidity in general practice. Utrecht: Nivel; 1991.
- An KN. Muscle force and its role in joint dynamic stability. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(403 Suppl):S37-42.
- Comeford MJ, Mottram SL. Movement and stability dysfunction-contemporary developments. *Man Ther*. 2001;6(1):15-26.
- Nicholls RA. Intra-articular disorders of the hip in athletes. *Phys Ther Sport*. 2004;5:17-25.
- Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*. 1997;74(2):219-27.

20. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hänninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(1):32-7.
21. Beattie P, Isaacson K, Riddle DL, Rothstein JM. Validity of derived measurements of leg-length differences obtained by use of a tape measure. *Phys Ther.* 1990;70(3):150-63.
22. Gardner E, Gray DJ, O'Rahilly R. Anatomia, estudo regional do corpo humano. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1978.
23. Silva SR, Gonçalves M. Comparação de protocolos para verificação de fadiga muscular pela eletromiografia de superfície. *Motriz (online).* 2003;9(1):41-7.
24. Portney LG, Walkins MP. Foundations of clinical research: applications to practice. 2ª ed. New Jersey: Prentice Hall Health; 2000.
25. Faria CDCM, Lima FFP, Teixeira-Salmela LF. Estudo da relação entre o comprimento da banda iliotibial e o desalinhamento pélvico. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(4):373-9.
26. Huijing PA. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003;31(4):167-75.
27. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP. Ajuste da rigidez muscular via sistema fuso-muscular-gama: implicações para o controle da estabilidade articular. *Rev Bras Fisioter.* 2004;8(3):187-95.
28. Koo TK, Mak AF, Hung L, Dewald JP. Joint position dependence of weakness during maximum isometric voluntary contractions in subjects with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(9):1380-6.
29. Mahieu NN, McNair P, De Muynck M, Stevens V, Blanckaert I, Smits N, et al. Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(3):494-501.
30. Ragonese G. Compensação muscular [dissertação]. Rio Claro (SP): Universidade Estadual Paulista; 1987.