

Vanusa Araújo Nunes da Silva

RELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS DOS MÚSCULOS
GLÚTEOS E CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DA
MARCHA: UMA REVISÃO CRÍTICA DA LITERATURA

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2010

Vanusa Araújo Nunes da Silva

RELAÇÃO ENTRE AS CARACTERÍSTICAS DOS MÚSCULOS
GLÚTEOS E CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DA
MARCHA: UMA REVISÃO CRÍTICA DA LITERATURA.

Trabalho de conclusão do curso de especialização apresentado ao Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de Especialista em Fisioterapia com ênfase em Ortopedia.

Orientadora: Prof. Christina Danielli Coelho de
Morais Faria, Ph. D.

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2010

S586r Silva, Vanusa Araújo Nunes da

2010 Relação entre as características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha: uma revisão crítica da literatura. [manuscrito] / Vanusa Araújo Nunes da Silva – 2010.

26 f., enc.: il.

Orientadora: Christina Danielli Coelho de Moraes Faria

Monografia (especialização) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 23-24

1. Biomecânica. 2. Marcha. 3. Eletromiografia. I. Faria, Christina Danielli Coelho de Moraes. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612.76

RESUMO

Técnicas de análise de marcha têm sido utilizadas para fornecer informações quantitativas sobre a cinemática e cinética da locomoção. Porém, apenas recentemente tem havido um entendimento mais abrangente do que ocorre nos músculos e articulações durante esta atividade. Estudos mostram que os músculos glúteos devem ser estudados devido à possível relação entre alterações das suas características musculares e alterações biomecânicas encontradas no ciclo da marcha. Portanto, o objetivo desse estudo foi realizar uma revisão crítica da literatura sobre a associação entre as características musculares dos glúteos e as características biomecânicas da marcha em adultos saudáveis. Foram realizadas buscas nas bases de dados MEDLINE, PEDRO, LILACS, SCIELO e BIREME, através de estratégias de busca elaboradas para cada uma delas, sem restrição quanto ao idioma e data de publicação. Dentre os 396 estudos encontrados, foram incluídos cinco para análise que atenderam aos critérios de inclusão estabelecidos (indivíduos saudáveis, marcha no plano, sem imposição de qualquer fator que alterasse a marcha). Nenhum estudo apresentou informação sobre as características do músculo glúteo mínimo. Segundo os resultados dos estudos incluídos, o músculo glúteo máximo foi ativado principalmente durante o período de transição entre a fase de balanço e de apoio inicial, enquanto o glúteo médio foi ativado principalmente na fase de apoio. A quantidade de ativação do glúteo médio foi semelhante em homens e mulheres durante todo o ciclo da marcha, mas o sexo feminino apresentou maior ativação do glúteo máximo em todo o ciclo e em diferentes velocidades de marcha. A relação entre a força da musculatura abduzora de quadril (medida isocinética) e o momento adutor do quadril durante a marcha não foi observada. Uma grande ativação muscular do glúteo máximo foi associada com uma desaceleração rápida do movimento da tíbia no plano frontal entre 0-20% da fase de apoio. Poucos estudos publicados sobre o tema puderam ser incluídos, pois a maioria apresentou análise das características dos músculos glúteos durante a marcha simulada em modelos biomecânicos, sendo essa uma importante limitação da área de conhecimento.

Palavras chaves: marcha, biomecânica, eletromiografia.

ABSTRACT

Gait analysis techniques have been used to provide quantitative information on locomotion's kinematics and kinetics. However, only recently there has been a more comprehensive understanding of what occurs in muscles and joints during this activity. Studies have shown that the gluteus muscles should be focused because of the possible correlation between changes in their muscular characteristics and biomechanical changes found in the gait cycle. Therefore, the aim of this study was to conduct a critical review of the literature regarding the association between the characteristics of the gluteus muscles and the biomechanical characteristics of gait in healthy adults. Computerized searches were conducted in MEDLINE, PEDro, LILACS, BIREME and SCIELO using specific search strategies for each database, without language or date of publication restrictions. Among the 396 studies found, five met the established inclusion criteria (healthy subjects, walking on a flat surface, without any factor that could alter gait performance) and were included for the analysis. None of the included studies reported information about the characteristics of the gluteus minimum muscle. According to the included studies, the gluteus maximus muscle was mainly activated during the transition between the swing phase and the initial support, while the gluteus medius muscle was mainly activated in the stance phase. The amount of activation of the gluteus medius was similar in men and women throughout the gait cycle, but women showed greater activation of the gluteus maximus during the gait cycle and at different gait speeds. The association between the strength of hip abductor muscles (isokinetic measure) and hip adduction moment during gait was not observed. A large activation of the gluteus maximus muscle was associated with a rapid deceleration of the tibia movement in the frontal plane between 0-20% of the stance phase. Only a few published studies on this topic could be included since most of them presented analyses of the gluteus muscles characteristics during simulated gait in biomechanical models, which is an important limitation of this area.

Keywords: gait, biomechanics, electromyography

LISTA DE ILUSTRAÇÕES/TABELAS

Tabela1- Características da amostra, objetivos, desfechos avaliados e procedimentos dos estudos incluídos na presente revisão.....	12
Tabela 2- Resultados dos estudos incluídos na presente revisão com relação às características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha....	15

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	6
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	10
3 RESULTADOS	12
4 DISCUSSÃO	17
5 CONCLUSÃO.....	21 <u>2</u>
6 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23 <u>3</u>

1 INTRODUÇÃO

Durante a realização das atividades diárias, o corpo humano é constantemente submetido a forças externas, como as forças de reação e as forças de inércias. Essas forças externas são equilibradas por forças internas produzidas ou conservadas durante o movimento por músculos, ligamentos, tendões, fâscias e demais estruturas articulares. (Fonseca *et al.*, 2007; Magee, 2005)

Dentre todas as atividades diárias realizadas, a marcha é a mais comum e a que a maioria das pessoas executa com facilidade. Embora aparentemente simples, a marcha exige várias ações distintas envolvidas, incluindo a progressão do corpo para frente, que é executada com as passadas. Em segundo lugar, o corpo deve ser equilibrado alternadamente sobre um membro e depois sobre outro. Finalmente, existe a sustentação do corpo sobre os dois membros inferiores (Magee, 2005; Correa *et al.*, 2010). Por definição, o ciclo da marcha consiste no intervalo de tempo ou na seqüência de movimentos que ocorrem entre dois contatos iniciais consecutivos do mesmo pé (Magee, 2005). Para cada membro inferior, o ciclo apresenta duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço. Além disso, o ciclo da marcha apresenta dois períodos de duplo apoio e um período de apoio sobre um único membro inferior (Magee, 2005).

A importância da ação muscular dos músculos glúteos durante o movimento do quadril na marcha já foi descrita considerando as ações primárias desses músculos (Neumann, 2006). No apoio inicial, o músculo glúteo máximo é tradicionalmente apontado como tendo uma ação excêntrica para resistir ao momento de flexão e, na resposta a carga, considerando as ações primárias desses músculos, ação concêntrica para posicionar o quadril em extensão. Durante a fase de apoio único, aproximadamente 66% da força de reação da articulação do quadril é tida como originada dos músculos abdutores, em particular o músculo glúteo médio (Magee, 2005; Neumann, 2006). Especificamente, Anderson e Pandy (2003) relataram que na fase de médio apoio, antes da retirada dos dedos, considerando as ações primárias desses músculos o músculo glúteo máximo e a parte posterior do glúteo médio/mínimo contribuíram significativamente para a força de reação vertical do solo, sendo essa importante para o suporte do corpo durante a marcha.

O músculo glúteo mínimo, durante a fase de apoio único, é apontado como executor da ação de mover a pelve no plano horizontal sobre o fêmur relativamente fixo. Além disso, os rotadores mediais, como o glúteo mínimo, também parecem contribuir para a condução do membro contralateral em oscilação. Na marcha rápida, uma maior demanda é exigida dos rotadores mediais para aumentar o comprimento do passo do membro contralateral (Magee, 2005; Neumann, 2006).

Na fase de aceleração até o balanço médio, o glúteo médio é apontado como tendo uma ação concêntrica para manter a posição da pelve contralateral. Na fase de balanço médio até a desaceleração, o glúteo máximo é citado como responsável por desacelerar o membro através de sua contração excêntrica (Magee 2005; Neumann, 2006). Também é citado que as porções anteriores e posteriores dos músculos glúteo médio agem em conjunto para controlar o quadril no plano transversal, se opondo à rotação interna do quadril. (Pandy, Lin, e Kim, 2010). Além disso, Sasaki e Neptune (2010) relataram que a ativação do músculo glúteo máximo, um músculo que não cruza a articulação do joelho (tíbio-femoral), pode ter significativa contribuição para a diminuição da sobrecarga sobre a articulação do joelho na fase de apoio inicial, devido à sua ação desaceleradora no membro.

Técnicas de análise de marcha têm sido utilizadas por mais de um século para fornecer informações quantitativas sobre a cinemática e cinética da locomoção (Zajac, 1993). Porém, apenas recentemente tem havido um entendimento mais objetivo e embasado abrangente do que ocorre nos músculos e articulações durante esta atividade (Pandy e Andriacchi, 2010). Estudar as alterações na marcha usando mensuração da força de reação do solo e eletromiografia, por exemplo, são importantes para entender as diferenças existentes entre os ciclos da marcha de grupos de indivíduos com características distintas, especificamente daqueles que apresentam marcha alterada, para melhorar o entendimento e, conseqüentemente, o tratamento dessas alterações (Jonkers, Stewart e Spaepen, 2003)

Algumas alterações na biomecânica da marcha já foram apontadas quando há deficiência muscular. Por exemplo, quando o músculo glúteo máximo está fraco, pode haver uma impulsão do tórax para trás no momento do contato inicial para manter a extensão do quadril do membro inferior de apoio (Magee, 2005). Quando os músculos glúteos médios e mínimos estão fracos, pode ocorrer uma inclinação lateral excessiva do tronco na qual o tórax é impulsionado lateralmente para manter o centro de gravidade sobre o membro inferior de apoio

(Magee, 2005). Dentre as diferentes alterações na biomecânica da marcha associadas às características dos músculos glúteos, o sinal de *Trendelenburg* positivo, apontado como indicador clássico de fraqueza dos abdutores do quadril, é uma das mais comumente descritas (Correa *et al.*, 2010) e é caracterizado pela queda pélvica para o lado oposto ao do membro inferior de apoio (Magee, 2005).

Outra alteração comum durante a marcha que tem recebido mais atenção nos últimos anos é a pronação excessiva da articulação subtalar (Bellchamber e Van Den Bogert, 2000; Fonseca *et al.*, 2007). Uma hipótese é que uma alteração na magnitude de amplitude de movimento ou no tempo de pronação do pé durante a fase de apoio resulte em uma alteração da rotação interna da tíbia e esteja associada com doenças e/ou alterações musculoesqueléticas (Callaghan e Baltzopolus, 1994; Tiberio, 1987). Uma segunda hipótese apontada é a de que o glúteo médio do mesmo lado é um músculo importante para manter o equilíbrio e evitar esta pronação, junto ao aumento da tensão dos eversores do calcanhar e músculo tensor da fáscia lata. Dessa forma, a pronação excessiva associada a uma possível alteração dos músculos glúteos apresenta o potencial de gerar e/ou estar associada a várias desordens ortopédicas no membro ipsilateral, como síndrome do piriforme, sacroileíte, síndrome patelo femoral, sesamoidite, metatarsalgia, tendinopatias, fascíte plantar e esporão do calcâneo. No membro contralateral, pode gerar e/ou estar associada a tendinopatias, síndrome patelo femoral, síndrome de flexão da banda ilíotibial e bursite trocantérica (Fonseca *et al.*, 2007).

Dessa forma, uma alteração nas características dos músculos glúteos pode estar relacionada não apenas com alterações biomecânicas da marcha relacionadas às articulações de movimentos primários desses músculos, como as articulações dos quadris, mas, também, a articulações distais, como a articulação subtalar, e que, em análises mais superficiais, não seriam diretamente influenciadas pelos músculos glúteos (Fonseca *et al.*, 2007; Preece *et al.*, 2008).

Sabendo da importância da ação da musculatura glútea durante o ciclo da marcha e a possível relação das suas características com a biomecânica da marcha é importante esclarecer objetivamente esta relação para uma melhor compreensão de algumas alterações ortopédicas apresentadas pelos indivíduos e, conseqüentemente, melhor desenvolvimento das decisões clínicas. (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009). Portanto, este estudo teve como objetivo realizar uma revisão crítica da literatura para descrever as características musculares dos glúteos

(máximo, médio e mínimo) durante o ciclo da marcha e a possível relação com as características biomecânicas observadas durante a marcha realizada por adultos saudáveis.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram realizadas pesquisas nas bases de dados *MEDLINE*, *SCIELO*, *LILACS* e *PEDro*, com a finalidade de encontrar estudos que analisaram as características musculares dos músculos glúteos durante a avaliação da marcha. Para isso, foi elaborada uma estratégia de busca específica para cada uma das bases de dados utilizando as seguintes palavras-chave combinadas: gluteus ou “gluteus medius” ou “gluteus maximus” ou “gluteus minimus” ou “hip muscle” ou “hip muscles” ou “hip abductor muscle” ou “hip abductor muscles” ou “hip extensor muscle” ou “hip extensor muscles”; e gait ou walk* ou ambulation ou locomotion.

Os critérios de inclusão dos estudos foram: ter sido encontrado pela estratégia de busca elaborada, serem citados nas bases de dados até o mês de agosto de 2010 e ter realizado a avaliação de um ou mais músculo glúteo durante a marcha, com a apresentação de algum dado objetivo sobre esta avaliação, em indivíduos adultos (idade entre 18 e 60 anos) saudáveis. Foram considerados como critério de exclusão a avaliação da marcha em indivíduos com diagnóstico de doença neurológica ou ortopédica, em pós-operatórios, idosos e quaisquer modificações realizadas para alterar a marcha fisiológica. Não houve nenhuma restrição quanto ao idioma e/ou data de publicação.

Para fazer a seleção dos estudos, segundo os critérios estabelecidos, foram utilizadas quatro etapas. A primeira consistiu na busca nas bases de dados selecionadas. Na segunda etapa, foi realizada a leitura do título de todos os estudos selecionados na primeira, por dois avaliadores independentes. Todos os estudos selecionados por cada um dos avaliadores foram incluídos para a análise da terceira etapa, que consistiu na leitura dos resumos dos respectivos estudos pelos mesmos examinadores independentes. A quarta e última etapa consistiu na leitura completa dos estudos selecionados na etapa anterior pelos mesmos examinadores independentes. Em todas as etapas, foram excluídos aqueles estudos que apresentaram algum dos critérios de exclusão e/ou não apresentaram um dos critérios de inclusão. Além disso, em todos os estudos selecionados com a busca eletrônica, foi realizada uma busca manual ativa na lista de referências apresentada, pelos dois examinadores, também de forma independente, considerando os mesmos

critérios de inclusão e as mesmas etapas para seleção, conforme descrito previamente.

3 RESULTADOS

Foram encontrados 396 estudos na base de dados MEDLINE, 62 na PEDro, três na SCIELO e quatro na LILACS, totalizando 465 estudos. Na segunda etapa da seleção, foram excluídos 400, pois não se enquadravam nos critérios de inclusão previamente estabelecidos ou apresentavam algum critério de exclusão, restando, portanto, 65 para a leitura na íntegra. Após esta quarta etapa, foram excluídos 60, totalizando assim, cinco estudos que foram incluídos na presente revisão. Após a busca manual ativa realizada nestes estudos incluídos, não foram selecionados mais estudos que contemplassem os critérios previamente definidos e que não haviam sido encontrados pela busca eletrônica realizados nas bases de dados. Desta forma, a presente revisão da literatura incluiu cinco estudos, cujas características foram apresentadas na tabela 1.

Tabela1: Características da amostra, objetivos, desfechos avaliados e procedimentos dos estudos incluídos na presente revisão.

Estudo	Amostra	Objetivos, desfechos avaliados e procedimentos
Ericson M.O.; Nisell R.; Ekholm J., (1986)	10 indivíduos saudáveis, sexo masculino, entre 20-32 anos	-Quantificar a atividade muscular através da %CIVM durante a marcha -Quantidade de ativação do glúteo médio e máximo durante a marcha -Indivíduos caminharam 10 m, velocidade confortável
Hashimoto F.; Ogawa R.; Kameyama O. (2000)	33 indivíduos saudáveis, sexo masculino, entre 18-23 anos	-Analisar a seqüência de ativação muscular de membro inferior, incluindo os músculos antagonistas bi-articulares, durante o ciclo normal da marcha e os glúteos -Análise EMG da seqüência de ativação muscular do glúteo máximo -Todos caminharam 12 m, velocidade confortável
Preece <i>et al.</i> (2008)	17 indivíduos saudáveis, sexo masculino, entre 19-23 anos	- Avaliar o efeito da ativação muscular do glúteo máximo no movimento da tíbia no plano transversal - Análise EMG de ativação muscular durante a marcha através da %CIVM do músculo glúteo máximo

		-Todos caminharam durante 10 m, velocidade confortável
Chumanov E.S.; Wall-Scheffler C.; Heiderscheit B.C. (2008)	17 indivíduos do sexo masculino (média de idade de 22 anos) e 17 do feminino (média de idade de 25 anos)	-Caracterizar as diferenças na cinemática da marcha e atividades musculares em função da velocidade, inclinação da superfície, sexo e determinar se a antropometria da extremidade inferior contribue para essas diferenças -Análise EMG unilateral de ativação muscular do glúteo médio e glúteo máximo entre os diferentes sexos -Todos caminharam em três velocidades diferentes (1,2, 1,5 e 1,8m/s) no plano e com inclinação de 10% e 15%. A distância não foi relatada
Rutherford D.J.; Hubley-Kozey C., (2009)	22 indivíduos, 35 e 55 anos. O sexo não foi especificado.	-Determinar se a variabilidade das características do momento adutor do quadril pode ser explicada pela força da musculatura abduzora (dinanômetro isocinético), pela antropometria do indivíduo, velocidade de marcha e as características correspondentes da EMG do músculo glúteo médio, durante a marcha -Análise EMG através da %CIVM do glúteo médio -Todos caminharam 6 m, velocidade confortável

CIVM= Contração Isométrica Voluntária Máxima

EMG= Eletromiografia

Fonte: Elaboração própria

Como pode ser observado na tabela 1, todos os estudos incluídos utilizaram a atividade eletromiográfica dos músculos glúteos como desfecho, obtidas durante a marcha no solo, em plano e realizada por indivíduos saudáveis em velocidade confortável, sendo três estudos apenas com indivíduos do sexo masculino (Ericson, Nisell e Ekholm, 1986; Hashimoto, Ogawa e Kameyama, 2000; Preece *et al.*, 2008), um estudo com indivíduos de ambos os sexos (Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit, 2008) e o outro estudo não especificou o sexo da amostra incluída (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009). As características musculares investigadas pelos estudos foram: quantidade de ativação muscular pela porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit, 2008; Ericson, Nisell e Ekholm, 1986; Preece *et al.*, 2008; Rutherford e Hubley-Kozey, 2009) e seqüência de ativação muscular (Hashimoto, Ogawa e Kameyama, 2000).

Dois estudos investigaram unicamente a ação do músculo glúteo máximo (Preece *et al.*, 2008; Hashimoto, Ogawa e Kameyama, 2000). Preece *et al.* (2008), investigaram o efeito do músculo glúteo máximo no movimento da tíbia no plano transversal. Hashimoto, Ogawa e Kameyama (2000), analisaram a ação do músculo glúteo máximo juntamente com o seu antagonista durante a fase de apoio inicial do ciclo da marcha. Dois estudos analisaram a ação dos músculos glúteos médio e máximo. Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit, (2008), analisaram a ação desses músculos durante o ciclo da marcha, comparando o sexo masculino com o feminino. Ericson, Nisell e Ekholm (1986), realizaram a análise da ação muscular durante o ciclo da marcha através da %CIVM (Contração Isométrica Voluntária Máxima). Um único estudo analisou somente a ação do glúteo médio (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009), este estudo foi realizado para investigar a relação entre a função do músculo glúteo médio e o momento adutor do quadril durante a marcha. O músculo glúteo mínimo não foi avaliado em nenhum estudo incluído nessa revisão.

Como pode ser observado na tabela 2, Ericson, Nisell e Ekholm, (1986), ao analisarem a porcentagem de ativação muscular dos músculos glúteos, reportaram que o glúteo máximo esteve ativo principalmente durante a fase de balanço final até o contato inicial, enquanto o glúteo médio esteve em atividade desde o final da fase de balanço, durante o contato inicial, até a retirada dos dedos do membro contralateral.

Hashimoto, Ogawa e Kameyama (2000), ao investigarem a seqüência e o tempo de ativação do músculo glúteo máximo, relataram que este músculo apresentou um aumento de atividade imediatamente antes do contato inicial, seguida por acentuada atividade na fase de contato inicial, e, finalmente redução da atividade no apoio médio. Segundo os resultados do mesmo estudo, somente quatro músculos foram considerados como envolvidos no controle da parte terminal do contato inicial, e, dentre eles, o glúteo máximo (Hashimoto, Ogawa e Kameyama, 2000).

Tabela 2: Resultados dos estudos incluídos na presente revisão com relação às características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha.

ESTUDO	RESULTADO ENCONTRADO
Ericson M.O.; Nisell R.; Ekholm J. (1986)	<p>-O músculo glúteo máximo esteve ativo principalmente durante o final da fase de balanço até o início da fase de apoio. O pico de atividade dessa musculatura ocorreu antes do apoio inicial sendo de 15% da CIVM</p> <p>-O músculo glúteo médio esteve em atividade desde o final da fase de balanço, durante o contato inicial e até o momento da retirada dos dedos do membro contralateral. O pico de atividade dessa musculatura ocorreu antes da fase de balanço do membro inferior contralateral sendo de 13% da CIVM</p>
Hashimoto F.; Ogawa R.; Kameyama O. (2000)	<p>-Somente quatro músculos foram considerados, pela EMG, estarem envolvidos no controle da parte terminal do contato inicial, dentre eles o músculo glúteo máximo</p> <p>-O músculo glúteo máximo apresentou um aumento da ativação imediatamente antes do contato inicial, em seguida, mostrou acentuado aumento para a fase de apoio inicial, e, finalmente redução da atividade no apoio médio</p>
Preece <i>et al.</i> (2008)	<p>- Não houve diferenças do nível de ativação do glúteo máximo entre o grupo de indivíduos que tinham diferenças no movimento de rotação da tíbia. Entretanto, quando os grupos são definidos pelo tempo de desaceleração da tíbia, há diferenças</p> <p>-Houve uma pequena, mas significativa, correlação ($r=-0,41$ e $p=0,02$) entre a quantidade de ativação do glúteo máximo entre 0-20% da fase de apoio e o tempo de desaceleração da tíbia</p> <p>-Indivíduos com boa ativação do glúteo máximo, geram um torque externo aplicado no quadril levando a uma rápida desaceleração da tíbia</p> <p>-Não houve correlação significativa entre o tempo de início da contração do glúteo máximo ou duração da ativação e nenhum dos parâmetros analisados (amplitude de movimento, tempo para o pico interno de rotação, pico interno de velocidade, e tempo para o pico interno de velocidade)</p>
Chumanov E.S.; Wall- Scheffler C.; Heiderscheit B.C. (2008)	<p>-Indivíduos do sexo feminino apresentam pico de ativação do músculo glúteo máximo significativamente maior, aproximadamente o dobro do sexo masculino, em todos os níveis de velocidade estudados</p> <p>-Indivíduos do sexo feminino apresentam maior adução do quadril que do sexo masculino e esta foi significativamente correlacionada ($r=0,37$ a $0,63$, $p<0,05$) com a proporção da largura bitrocantérica e comprimento da perna</p> <p>-O glúteo médio esteve ativo em ambos os sexos e essa foi similar</p>

	durante todo o ciclo da passada
Rutherford D.J.; Hubley-Kozey C., (2009)	<p>-O pico da quantidade de ativação do glúteo médio durante a marcha foi de 70% do CIVM na fase de apoio inicial. O segundo pico de quantidade de ativação foi de 30% da CIVM na fase de médio apoio</p> <p>-Nesse estudo foi relatado que momento adutor do quadril durante a marcha não pode ser diretamente influenciado por características de força dos músculos abdutores do quadril</p> <p>-Foi encontrado que a massa e a velocidade de marcha explicam a variabilidade do momento adutor de quadril</p>

CIVM= Contração isométrica voluntária máxima.

EMG= Eletromiografia

Fonte: elaboração própria.

Quando foi estudada a diferença entre os sexos na ativação muscular, apesar do sexo feminino apresentar maior adução, rotação interna de quadril e inclinação pélvica, a quantidade de ativação do músculo glúteo médio foi semelhante em homens e mulheres durante todo o ciclo da marcha (Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit, 2008). No estudo realizado para observar a relação entre a força da musculatura abduutora de quadril, avaliada no isocinético na posição sentada, e o momento adutor do quadril durante a marcha, foi observado que, no plano frontal, a diminuição do momento adutor na marcha não foi influenciado pela força da musculatura abduutora de quadril. Por outro lado, foi relatado que a massa corporal e a velocidade da marcha explicaram a variabilidade do momento adutor do quadril (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009).

Em um outro estudo, foi observada uma correlação significativa entre a quantidade de ativação do músculo glúteo máximo entre 0-20% da fase de apoio do ciclo da marcha e o momento em que a tíbia apresentou aceleração de rotação da no plano transversal igual a zero nessa mesma fase (Preece *et al.*, 2008). Portanto, uma maior ativação do músculo glúteo máximo durante esta fase da marcha pode estar associada com uma desaceleração rápida do movimento de rotação da tíbia no plano transversal (Preece *et al.*, 2008).

4 DISCUSSÃO

A presente revisão crítica da literatura teve como objetivo descrever as características musculares dos glúteos (máximo, médio e mínimo) durante o ciclo da marcha e a possível relação com as características biomecânicas observadas durante a marcha realizada por adultos saudáveis. Poucos estudos encontrados puderam ser incluídos, pois a maioria apresentou análise das características dos músculos glúteos durante a marcha simulada em modelos biomecânicos, sendo essa uma importante limitação da área de conhecimento. Além disso, nenhum estudo que foi incluído na presente revisão apresentou informação sobre as características do músculo glúteo mínimo, possivelmente, por este se tratar de um músculo profundo (Neumann, 2006), o que dificulta o uso de eletrodos superficiais de eletromiografia.

Para a reabilitação de pacientes com lesões de membros inferiores ou com distúrbios da marcha, o conhecimento da magnitude e distribuição temporal da atividade muscular dos membros inferiores associada às características cinemáticas e cinéticas durante a marcha deve ser de interesse clínico (Ericson, Nisell e Ekholm, 1986). Saber quais músculos devem estar ativados e em qual grau, sua distribuição temporal de ativação, o tipo de contração que é realizada e, também, o movimento articular que ocorre durante o ciclo normal da marcha, bem como a associação entre os movimentos articulares e as características musculares, é fundamental para o processo de avaliação e tratamento (Ericson, Nisell e Ekholm, 1986). Entretanto, segundo os resultados da presente revisão da literatura, este conhecimento, com relação aos músculos glúteos, ainda é limitado.

De acordo com Ericson, Nisell e Ekholm (1986), o músculo glúteo máximo foi ativado principalmente durante o período de transição entre a fase de balanço e de apoio inicial. O mesmo apresentou um pico da quantidade de ativação de 15% da CIVM antes do apoio inicial. No final da fase de balanço, que corresponde à extensão do quadril do membro inferior de apoio, a atividade do músculo glúteo máximo foi gradualmente aumentada, possivelmente para desacelerar o membro. Conforme apontado pelos autores do estudo, na fase de apoio inicial e resposta à carga, o glúteo contrai concentricamente produzindo o momento extensor do quadril e excêntrica para a absorção da energia vinda da fase de balanço (Ericson,

Nisell e Ekholm, 1986). Hashimoto, Ogawa e Kameyama (2000) apresentaram o mesmo resultado sobre a atividade do músculo glúteo máximo, na fase de apoio inicial, e relataram, ainda, que na fase de apoio médio o músculo glúteo máximo reduziu sua atividade.

Ao analisar a atividade do músculo glúteo máximo nos diferentes sexos, foi relatado por Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit (2008) que em indivíduos do sexo feminino, esse músculo apresentou pico de quantidade de ativação aproximadamente igual ao dobro do sexo masculino durante a fase de balanço em todas as velocidades de marcha investigadas. Esse achado pode ser justificado pelo maior pico de rotação interna de fêmur que foi observado no sexo feminino. Uma outra justificativa pode ser o fato de indivíduos do sexo feminino e masculino apresentarem diferentes estratégias neuromusculares para a realização de uma mesma tarefa (Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit, 2008).

Preece *et al.*(2008) investigaram a relação entre a ativação do músculo glúteo máximo e o movimento da tíbia no plano transversal (rotação da tíbia). Foi relatado que de 0-20% da fase de apoio do ciclo da marcha há uma pequena, mas significativa, correlação entre os graus de ativação do músculo glúteo máximo e a desaceleração rápida da tíbia. É possível que uma elevada ativação do músculo glúteo máximo leve a um maior torque de rotação externa aplicado no fêmur na fase de apoio inicial e, pela ação em cadeia, na tíbia. Por outro lado, este mesmo estudo sugere que o tempo de ativação do glúteo máximo ou duração da sua atividade muscular não apresentou correlação significativa com as características cinemáticas da tíbia no plano transversal (Preece *et al.*, 2008).

Há evidências de que o movimento da tíbia não é normalmente controlado por estruturas que rodeiam o tornozelo, além disso, estruturas do joelho têm uma pequena influência na rotação da tíbia. Desta forma, o controle dos movimentos da tíbia pode originar da musculatura do quadril (Bellchamber e Van Den Bogert, 2000). Durante o período de 20-25% da fase de apoio da marcha é possível que músculos proximais ajam concêntrica para aplicar um momento externo no fêmur e desacelerar a rotação interna da tíbia (Preece *et al.*, 2008). Portanto, a musculatura do quadril pode influenciar no movimento da tíbia. Consequentemente, alterações na magnitude ou no tempo de pronação do ante-pé, resultantes da rotação interna anormal da tíbia, o que parece estar associado a doenças musculoesqueléticas,

dentre elas a dor patelo-femoral, fasciites plantares e tendinopatias de Aquiles (Preece *et al.*, 2008) podem ter origens em alterações nos músculos glúteos.

O glúteo médio é o abductor do quadril mais importante (Ericson, Nisell e Ekholm, 1986). De acordo com Ericson, Nisell e Ekholm (1986), o glúteo médio esteve em atividade desde o final da fase de balanço, durante o contato inicial até a retirada dos dedos no membro contralateral. O pico de ativação foi de 13% da CIVM e ocorreu durante 10% do ciclo da marcha, sendo esse no início da fase de balanço do membro contralateral. Possivelmente, o músculo glúteo médio está ativo durante a fase de apoio devido a tentativa de se opor ao momento adutor do quadril (Ericson, Nisell e Ekholm, 1986).

Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit (2008) analisaram a atividade do músculo glúteo médio nos diferentes sexos e relataram que esse músculo esteve ativo em ambos os sexos similarmente durante todo o ciclo da marcha, em velocidade confortável. Segundo os autores do estudo, essa ativação ser similar entre os sexos foi algo inesperado, considerando as diferenças observadas de inclinação pélvica lateral e adução do quadril presentes em maior grau no sexo feminino (Chumanov, Wall-Scheffler e Heiderscheit, 2008).

A função do músculo glúteo médio na marcha parece ter uma relação potencial com patologias do joelho devido à diminuição no momento adutor do quadril observada nesses indivíduos. Como já foi demonstrado, o momento adutor do quadril pode ser usado como uma medida de sobrecarga na parte medial do joelho (Landry *et al.*, 2007; Newell *et al.*, 2008). Recentemente, a biomecânica no plano frontal do quadril durante a marcha foi investigada como um fator de influência em patologias mediais do joelho, como a osteoartrose medial, lesões ligamentares, dor anterior no joelho e fricção da banda iliotibial. Esta associação entre a articulação do quadril e patologias do joelho é estabelecida pela relação entre o momento adutor da articulação do quadril e as características de força e grau de ativação da musculatura do quadril (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009). Entretanto, Rutherford e Hubley-Kozey (2009) investigaram a relação entre o momento adutor do quadril com a atividade eletromiográfica do músculo glúteo médio e apontaram que o momento adutor do quadril durante a marcha não pode ser diretamente influenciado por características de força dos músculos abdutores do quadril. Durante a marcha, os músculos abdutores do quadril são os responsáveis por gerar o momento e a força para o controle no plano frontal de movimento do quadril. O glúteo médio é o

abductor mais importante do quadril e sua larga porção é ativa no plano frontal para estabilizar a pelve e o membro inferior durante a marcha (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009). Entretanto, pode ser que a relação entre a força dessa musculatura e o controle do quadril no plano frontal não seja direta. No estudo desenvolvido por Rutherford e Hubley-Kozey (2009), foi observado que o pico do momento adutor do quadril ocorre aproximadamente aos 15% do ciclo da marcha, enquanto a EMG demonstra que o glúteo médio foi ativado em 70% da CIVM a aproximadamente 8% do ciclo da marcha, diminuindo rapidamente depois. Durante a fase de médio apoio (20-40% do ciclo da marcha) um segundo pico de ativação foi observado, em média de 29% da CIVM, enquanto um mínimo de ativação foi observado na fase final de apoio e início de balanço. Enquanto o pico do momento e o pico de ativação do glúteo médio não ocorrem ao mesmo tempo durante a fase inicial de apoio, o aumento da ativação do glúteo na fase de médio apoio corresponde ao período do ciclo da marcha onde foi encontrado o pico do momento adutor (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009). Neste estudo, foi apontado que a massa corporal e a velocidade de marcha foram as variáveis que explicaram a variabilidade do momento adutor de quadril. Portanto, a ativação do glúteo médio parece não ter relação direta com a diminuição da queda pélvica durante a marcha e também no momento adutor do quadril (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009). Entretanto, um déficit pequeno de força do glúteo médio em presença de patologias de membros inferiores pode ocorrer e manifestar alterações biomecânicas durante a marcha e, nesses casos, uma investigação detalhada deve ser realizada para um melhor esclarecimento desta relação (Rutherford e Hubley-Kozey, 2009).

Todos os estudos incluídos na presente revisão utilizaram a eletromiografia para analisar as características dos músculos glúteos. Entretanto, esse os resultados deste método devem ser analisados com cuidado, devido a alguns fatores que podem influenciar a detecção do sinal eletromiográfico: espessura do tecido subcutâneo do indivíduo, velocidade de contração muscular, área de secção transversa do músculo, idade, sexo, mudanças súbitas de posturas, distância entre eletrodos, diferenças antropométricas e impedância da pele (CRAM; KASMAN e HOLTZ, 1998 ; KELLIS, 1998). Além disso, o valor mais comumente utilizado para normalizar o sinal eletromiográfico é obtido por uma contração isométrica voluntária máxima do músculo de interesse. Entretanto, a habilidade de

ativar maximamente todas as unidades motoras depende de muitos fatores, tais como nível de treinamento e motivação (Ocarino et al., 2005).

5 CONCLUSÃO

Há poucos estudos que investigaram a relação entre as características dos músculos glúteos e características biomecânicas da marcha em indivíduos adultos saudáveis. Nenhum estudo foi encontrado sobre as características musculares do glúteo mínimo durante a marcha realizada por esta população. A literatura reporta maior quantidade de estudos onde o ciclo da marcha é analisado através de modelos biomecânicos e não em humanos, o que é uma importante limitação desta área do conhecimento.

Como foi evidenciado pelos estudos incluídos na presente revisão, o músculo glúteo máximo foi ativado principalmente durante o período de transição entre a fase de balanço e de apoio inicial e indivíduos do sexo feminino ativaram mais essa musculatura em diferentes velocidades quando comparados a indivíduos do sexo masculino. O grau de ativação do músculo glúteo máximo teve relação com a desaceleração do movimento de rotação da tíbia no plano transversal na fase de 0-20% da fase de apoio. O músculo glúteo médio se apresentou ativo principalmente na fase de apoio, sendo que essa ativação, em ambos os sexos, foi similar em todas as velocidades de marcha analisadas. Além disso, a relação entre a força do músculo glúteo médio e o momento adutor do quadril durante a marcha não foi observada, sendo que esse momento adutor foi associado significativamente com a massa corporal dos indivíduos e a velocidade de marcha.

Para que as afirmações já apontadas de forma teórica sobre as possíveis ações dos músculos glúteos durante a marcha sejam cientificamente estabelecidas é preciso o desenvolvimento de novos estudos, em humanos, para atender a esta finalidade.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G. Individual muscle contributions to support in normal walking. **Gait & Posture**, Stanford, v. 2, n°. 17, p. 159-169, 2003.
2. BELLCHAMBER, T.; VAN DEN BOGERT, A.J. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. **Journal of Biomechanics**, Calgary, n°. 33, p. 1397-1403, 2000.
3. CALLAGHAN, M.J.; BALZOPoulos, V. Gait analysis in patients with anterior knee pain. **Clinical Biomechanics**, Liverpool, n°. 9, p. 79-84, 1994.
4. CHUMANOV, E.S.; WALL-SCHEFFLER, C.; HEIDERSCHEIT, B.C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. **Clinical Biomechanics**, Madison, v. 10, n°. 23, p. 1260-1268, 2008.
5. CORREA, T.A. *et al.* Contributions of individual muscles to hip joint contact force normal walking. *Journal of Biomechanics*, Victoria, v. 15, n°. 43, p. 1618-22, 2010.
6. CRAM JR; KASMAN G.S.; HOLTZ J. Instrumentation to surface electromyography 1a ed Maryland: Aspen Publisher Inc; 1998.p.43-80.
7. DAVID J.; MAGEE D. Avaliação musculoesquelética. Barueri: Manole, 2005, 4 ed.
8. ERICSON, M.O.; NISELL, R.; EKHOLM, J. Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v. 4, n°. 18, p. 159-163, 1986.
9. FONSECA, S.T.; OCARINO, J.M.; SILVA, P.L. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS. **Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**, St. Louis: Saunders; 2007.
10. HASHIMOTO, F.; OGAWA, R.; KAMEYAMA, O. Control engineering and electromyographic kinesiology analyses of normal human gait. **Journal of Orthopaedic Science**, Osaka, v. 2, n°. 5, p. 139-149, 2000
11. JONKERS, I.; STEWART, C.; SPAEPEN, A. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. **Gait & Posture**, Leuven, v. 3, n°. 17, p. 264-272, 2003.
12. KELLIS E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity . *Sports Medicine* 1998;25(1);37-62.
13. LANDRY, SC. *et al.* Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a selfselected and fast walking speed. **Journal of Biomechanics**, Halifax, n° 40, p. 1754–1761, 2007.

14. NEUMANN, D.A. Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
15. NEWELL, R.S. *et al.* Detecting differences between asymptomatic and osteoarthritic gait is influenced by changing the knee adduction moment model. **Gait & Posture**, Halifax, n° 27, p. 485–492, 2008.
16. OCARINO, J. M. *et al.* Eletromiografia: Interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, São Paulo, v. 6, n. 4, p. 305-310, 2005.
17. PANDY, M.G.; ANDRIACCHI, T.P. Muscle and Joint Function in Human Locomotion. **Annual Review of Biomedical Engineering**. Victoria, v° 12, p. 401-433, 2010.
18. PANDY, M.G.; LIN, Y.C.; KIM, H.J.; Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. **Journal of Biomechanics**, Victoria, v. 11, n° 43, p. 2055-2064, 2010.
19. PREECE *et al.* The influence of gluteus maximus on transverse plane tibial rotation. **Gait & Posture**, The Netherlands, v. 4, n. 27, p. 616-621, 2008.
20. RUTHERFORD, D.J., HUBLEY-KOZEY, C. Explaining the hip adduction moment variability during gait: Implications for hip abductor strengthening. **Clinical Biomechanics**, Halifax, v. 3, n° 24, p. 267-273, 2009.
21. SASAKI, K.; NEPTUNE, R.R. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. **Journal of Biomechanics**, Boise, v. 14, n° 43, p. 2780-2784, 2010.
22. TIBERIO, D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patella-femoral mechanics: a theoretical model. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, Connecticut, n° 9, p. 160-165, 1987.
23. ZAJAC, F.E. Muscle coordination of movement: a perspective. **Journal of Biomechanics**, Palo Alto, n° 26, (Suppl. 1), p.109–24, 1993.