

Mariana Asmar Alencar

**ESTUDO DA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DURANTE
A FASE DE CONTATO INICIAL DA MARCHA EM
MULHERES JOVENS E IDOSAS**

Belo Horizonte

Mestrado em Ciências da Reabilitação - UFMG

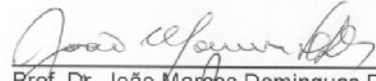
2006



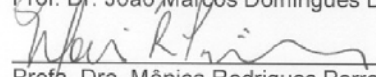
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
E-MAIL: mesreab@eef.ufmg.br SITE: www.eef.ufmg.br/mreab
Fone: 31- 34994781

PARECER


Considerando que a dissertação da aluna **MARIANA ASMAR ALENCAR** intitulada "ESTUDO DA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DURANTE A FASE DE CONTATO INICIAL DA MARCHA EM MULHERES JOVENS E IDOSAS", defendida junto ao Mestrado em Ciências da Reabilitação, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:


Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias

Aprovada



Prof.ª. Dra. Mônica Rodrigues Perracini

aprovada


Prof.ª. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

Aprovada

Belo Horizonte, 09 de março de 2006.


Mestrado em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG
Prof.ª. Dr.ª. Verônica Franco Perreira
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Parecerfinal defesa tese

Mariana Asmar Alencar

**ESTUDO DA CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DURANTE
A FASE DE CONTATO INICIAL DA MARCHA EM
MULHERES JOVENS E IDOSAS**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Ciências da Reabilitação

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias
Co-orientadora: Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2006

A368e Alencar, Mariana Asmar
2006 Estudo da co-contracção muscular durante a fase de contato inicial da marcha em
mulheres jovens e idosas [manuscrito] / Mariana Asmar Alencar. – 2006.
109 f., enc.: il.

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias.
Co-orientadora: Prof^a. Dra. Renata Noce Kirkwood.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de
Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 36-44

1. Idosos. 2. Gerontologia. 3. Biomecânica. 4. Contração muscular. 5. Articulações.
I. Dias, João Marcos Domingues. II. Kirkwood, Renata Noce. III. Universidade
Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia
Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76 - 053.9

Aos meus pais, Clarisse e Edgard, pessoas que amo e admiro. Vocês são exemplos de vida, respeito e dedicação incondicional. Sem o apoio de vocês este trabalho não poderia ser concluído.

Ao meu irmão, pelo carinho e força que sempre me estimularam a seguir em frente.

Ao meu grande companheiro, Guilherme, pelo amor, apoio e incentivo à busca de mais esta conquista. Você sabe que tem participação em cada linha deste trabalho. Você é minha vida!

AGRADECIMENTOS

Meu agradecimento especial ao Professor João Marcos Domingues Dias pela sua valiosa contribuição para a minha formação científica e profissional. Agradeço pelo carinho, pela confiança e dedicação demonstrados ao longo destes anos. Obrigada por sempre ter acreditado em mim.

À professora Renata Kirkwood, co-orientadora do trabalho, pelas contribuições no aprendizado de marcha e por sempre estar disponível a me ajudar.

À professora Rosângela Corrêa Dias, por contribuir para a minha formação científica e por me fazer apaixonar pela gerontologia.

Ao Professor Sérgio Teixeira da Fonseca, que, em suas aulas, inspirou a formulação da pergunta aqui desenvolvida e, aos demais professores do Departamento de Fisioterapia, pelos ensinamentos que possibilitaram a construção da base deste trabalho.

Ao Miguel Hourí, pelos ensinamentos e contribuição na análise estatística deste trabalho.

Agradeço à Paula simplesmente por tudo! Pela amizade, pelo incentivo, pela energia, pelo carinho, pela cumplicidade, pelo colo, pela “orientação”, pelos aprendizados, pela dedicação.... Não sei nem como te agradecer! Você sabe que foi imprescindível para a elaboração e conclusão desta dissertação. Obrigada por ter sido a minha fiel companheira ao longo destes anos.

Ao João Lucas, meu anjo da guarda! Sem a sua ajuda, com certeza, teria sido muito mais difícil concluir este trabalho. Além de facilitar a minha vida na adaptação do programa do MatLab, participou, sempre sorrindo e com uma inteligência “invejável”, de todas as etapas de realização desta dissertação. Obrigada por sempre estar disponível a me ajudar. Muito obrigada! Serei eternamente grata a você.

À Priscila, a “mamãe” do sistema de análise do movimento. Pri, sem a sua dedicação em tentar descobrir como o Qualysis funciona, sem a sua alegria contagiante ao fazer uma nova descoberta, não teria sido possível aprender a utilizar este equipamento. Obrigada, pelo carinho e apoio.

Ao Renato, o “Magaiver” brasileiro. Sem suas engenhocas e disposição para sempre me auxiliar na coleta dos dados, essa etapa teria sido muito mais difícil. Obrigada por tudo!

Aos alunos que me ajudaram durante as coletas: Roberta, Renata, Carla e Bruno. Obrigada pela dedicação e colaboração no transcorrer deste projeto. A ajuda de vocês foi de extrema valia.

À Flávia Camargos, por sempre estar presente, me apoiando e incentivando em todas as minhas conquistas. Obrigada por sempre estar disposta a me ajudar. Você contribuiu muito para a finalização deste trabalho.

À Cecília Aquino, pessoa muito especial e um exemplo a ser seguido por todos os fisioterapeutas. Muito obrigada pelos ensinamentos e esclarecimentos. Você me ajudou a vencer mais uma etapa da minha vida. Obrigada por sempre estar disposta a ajudar e sem medir esforços.

Às grandes fisioterapeutas, professoras e amigas, Jennifer e Katy. Obrigada pelo constante incentivo, apoio, torcida e por todos os ensinamentos.

À Sabrina Viana, pelo grande apoio e incentivo na realização da prova do mestrado.

À Juliana Ocarino e Paula Lanna, por terem me ajudado no início das minhas pesquisas, quando ainda fazia iniciação científica.

À Marilane, pela grande ajuda durante todos esses anos. Sua dedicação e apoio foram valiosos.

A todos os funcionários e alunos do Mestrado em Ciências da Reabilitação, que me apoiaram e contribuíram para a realização desta dissertação, em especial à Fabiane, uma grande amiga que ganhei com o mestrado.

Ao Haroldo, por ter confeccionado os “clusters”. Muito obrigada pela disponibilidade em me ajudar.

As minhas grandes amigas, Priscilla, Polyana, Lívia, Sabrina, Juliana Faria, Carolina Machala que mesmo distantes, me incentivaram, torceram e me apoiaram. A amizade de vocês foi muito importante, em todos os momentos dessa jornada.

Aos meus amigos, Paulinha e Marden, Manú e Toninho, Flávia e Breno, Carol e Lola e, Roberta e Léo, que estiveram do meu lado durante esta etapa, pelo companheirismo, pela risada e pela grande amizade.

À todas as pessoas que direta ou indiretamente, deram sua contribuição para que este trabalho fosse concluído.

Enfim, agradeço a Deus por tudo.

“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original.” (Albert Einstein)

RESUMO

A co-contracção muscular tem sido descrita como uma estratégia adotada pelos idosos para aumentar a estabilidade durante determinadas atividades. Esta estratégia permite que o idoso seja capaz de resistir às perturbações impostas pelas atividades cotidianas, apesar das limitações decorrentes do envelhecimento. Entretanto, pouco tem sido estudado os mecanismos e adaptações relacionadas ao ganho de estabilidade durante a marcha e os fatores que podem estar associados a eles. O objetivo deste estudo foi comparar o nível de co-contracção dos músculos do joelho (vasto lateral e bíceps femoral: VL-BF) e tornozelo (tibial anterior e gastrocnêmio: TA-GAS) 200 ms antes e após o contato inicial (CI), durante a marcha, em mulheres jovens e idosas e correlacioná-los com o ângulo do joelho e tornozelo no CI e com o trabalho normalizado pela massa corporal (T/MC). Ainda, comparar, entre mulheres jovens e idosas, as variáveis: velocidade da marcha, ângulo do joelho e tornozelo no CI e o T/MC. Participaram 40 mulheres, sendo 20 jovens (20-27 anos) e 20 idosas (65-79 anos). A co-contracção foi avaliada durante a marcha usual, utilizando um eletromiógrafo e os parâmetros cinemáticos através do sistema de análise de movimento. O T/MC foi obtido por meio de contrações concêntricas pelo dinamômetro isocinético. Utilizou-se a ANOVA (teste de *Fisher*), com posterior comparação das médias amostrais pelo teste *t-Student* para comparar as variáveis entre os grupos e, o teste de *Pearson* para avaliar a correlação entre a co-contracção e os parâmetros cinemáticos e o T/MC. As idosas co-contraiam mais o VL-BF e o TA-GAS que as jovens antes e após o CI ($p \leq 0,0005$). A velocidade da marcha e o T/MC das musculaturas

analisadas foram menores nas idosas ($p \leq 0,0003$). Não foi verificada diferença entre os ângulos articulares entre jovens e idosas ($p \geq 0,493$). Correlação moderada foi observada somente entre a co-contracção TA-GAS antes do CI e T/MC dorsiflexores ($r=0,504$; $p=0,024$) e T/MC flexores plantares ($r=0,602$; $p=0,005$) no grupo das jovens. As demais correlações não foram significativas ($r \leq 0,392$; $p \geq 0,057$). Concluiu-se que as idosas utilizam níveis elevados de co-contracção no CI durante a marcha, provavelmente para manterem a estabilidade articular e, conseqüentemente, a funcional. Os possíveis fatores associados a este fenômeno ainda não estão completamente elucidados, necessitando que futuros estudos tentem esclarecer esta questão.

Palavras-chave: idosos, marcha, contato inicial, estabilidade articular, co-contracção

ABSTRACT

Muscular co-contraction has been described as a strategy adopted by the elderly to increase stability during certain activities. This strategy allows the elderly to be capable to resist the disturbances imposed by the daily activities, in spite of the current limitations of the aging. However, little has been studied the mechanisms and adaptations related to the gain of stability during gait and the factors that can be associated to them. The objective of this study was to compare the co-contraction level of the knee (vastus lateralis and biceps femoris: VL-BF) and the ankle (tibialis anterior and gastrocnemius: TA-GAS) muscles 200 ms before and after initial contact (IC), during gait, between young and elderly women, as well as to correlate co-contraction levels with the knee and ankle angles at IC and with work normalized by body mass (W/BM). Comparisons of gait velocity, knee and ankle angles at IC and W/BM between young and elderly women were also analyzed. The sample was composed of 40 women, being 20 young (20-27 years) and 20 old (65-79 years). Muscular co-contraction, during usual gait, was assessed by surface eletromyography and kinematic parameters by motion analysis system. W/BM was obtained through concentric contractions by isokinetic dynamometer. The ANOVA (Fisher test), with posterior comparison of the averages by t-student test were used to identify significant differences between the variables, and the Pearson's test to verify the correlation between co-contraction and kinematic parameter and W/BM. Elderly women co-contact more the VL-BF and TA-GAS than the young before and after the IC ($p \leq 0.0005$). Gait velocity and W/BM of analyzed muscles were lower in elderly women ($p \leq 0.0003$). No significant differences

were observed between the joint angles between young and elderly women ($p \geq 0.493$). Moderate correlations were observed between TA-GAS co-contractions before IC and dorsiflexor ($r=0.504$; $p=0.024$) and plantar flexor ($r=0.602$; $p=0.005$) W/BM for the young group. The others correlations were not significant ($r \leq 0.392$; $p \geq 0.057$). It was concluded that the elderly women used high levels of co-contraction at IC during gait, probably to maintain the joint stability and, consequently, the functional. The possible factors associated with this phenomenon were not still completely elucidated and require that future studies try to clarify this issue.

Key-words: elderly, gait, initial contact, joint stability, co-contraction

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Objetivos do estudo	20
1.1.1 Objetivo geral	20
1.1.2 Objetivos específicos	20
1.2 Hipóteses	21
2 MATERIAIS E MÉTODOS	22
2.1 Amostra	22
2.2 Instrumentação	23
2.2.1 Eletromiógrafo	23
2.2.2 Sistema de análise de movimento	24
2.2.3 Dinamômetro isocinético	26
2.3 Procedimentos	27
2.4 Redução dos dados	32
2.5 Análise estatística	34
3 REFERÊNCIAS	36
4 ARTIGO VERSÃO INGLÊS	45
5 ARTIGO VERSÃO PORTUGUÊS	69
APÊNDICES	94
APÊNDICE A: Termo de consentimento livre e esclarecido	94
APÊNDICE B: Ficha de avaliação inicial	100
ANEXO	102
ANEXO A: Aprovação do Comitê de Ética	102
ANEXO B: Normas de publicação	103

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, observou-se um nítido processo de envelhecimento demográfico mundial¹⁻³ e o Brasil destaca-se por apresentar uma das maiores taxas de crescimento da população idosa¹⁻⁴. Segundo dados do IBGE, em 1970, cerca de 4,95% da população brasileira eram de idosos, percentual que subiu para 8,47% na década de 90, chegando a 10% no ano de 2004, o que representa aproximadamente 15,5 milhões de pessoas⁴.

Além do aumento do número de pessoas idosas, está ocorrendo um acréscimo significativo do número de anos vividos pela população brasileira^{1,2,4,5}. Entre 1980 e 2004 a expectativa de vida do brasileiro apresentou um acréscimo de 9,1 anos, ao passar de 62,6 anos para 71,7 anos em 2004⁴. Entretanto, este aumento da longevidade não está necessariamente associado à qualidade de vida e à capacidade do idoso em manter seu desempenho funcional^{5,6}.

O processo de envelhecimento caracteriza-se por inúmeras mudanças fisiológicas que causam um declínio progressivo da função dos sistemas biológicos^{7,8}. Dentre as diversas alterações que acompanham tal processo, as mudanças que ocorrem nos sistemas responsáveis pela percepção da informação (sistema sensorial), pela sua condução e processamento (sistema nervoso) e pela execução da ação (sistema músculo-esquelético) são aspectos importantes a serem considerados nos estudos com idosos.

Alterações sensoriais, com o envelhecimento, podem ser observadas nos sistemas visual, auditivo, vestibular e somatossensorial. Os idosos apresentam um declínio da acuidade visual, ou seja, diminuição da capacidade

de discriminação de detalhes finos, dificuldade em focar objetos próximos, perda da capacidade de percepção do contraste e redução da adaptação ao escuro⁹. O sistema auditivo apresenta diminuição de sua função, o que normalmente ocasiona em uma bilateral e gradual perda de audição a tons de alta frequência¹⁰. Com o avançar da idade, também ocorre uma perda significativa das células vestibulares ciliadas e nervosas, o que pode acarretar em uma diminuição de informações sobre a posição da cabeça no espaço e ou mudanças repentinas de direção do movimento cefálico¹¹. No sistema somatossensorial, estudos mostram uma diminuição do número de receptores periféricos, uma alteração do limiar de sensibilidade tátil e vibratória^{12,13} e um declínio da acuidade proprioceptiva¹⁴.

No sistema nervoso, com o envelhecimento, ocorre atrofia dos giros cerebrais, redução da liberação de neurotransmissores, diminuição da velocidade de condução nervosa, perda de neurônios motores que resulta em uma diminuição do número de unidades motoras e degeneração da junção neuromuscular^{7,15,16}.

No sistema músculo-esquelético, dentre as alterações mais comumente observadas com o avançar da idade, está a redução da massa muscular ou sarcopenia^{8,16}. Esta redução pode ocorrer devido à diminuição do tamanho e número de fibras musculares, principalmente das fibras tipo II (contração rápida)^{7,8,16,17}. Além das alterações das fibras musculares, ocorre, no músculo, uma infiltração de estruturas não contráteis, como tecido conjuntivo e adiposo¹⁸⁻²⁰. A redução de tecido contrátil, associada ao aumento da porcentagem de tecido não contrátil, tem sido considerada como o principal

fator de diminuição da capacidade de produção de força que ocorre no idoso^{7,8,16,17,21}. Outra modificação importante no sistema músculo-esquelético decorrente do envelhecimento é a redução do diâmetro máximo das fibras de colágeno, o aumento do número de ligações cruzadas entre moléculas adjacentes ao tropocolágeno e uma relativa diminuição de água, elastina e proteoglicanos que proporciona uma maior densidade na matriz extracelular e uma diminuição da hidratação e da elasticidade do músculo²²⁻²⁴.

Todas essas alterações que ocorrem nos sistemas sensorial, nervoso e músculo-esquelético, principalmente quando associadas a um menor nível de atividade física, podem levar ao comprometimento do desempenho funcional do idoso²⁵⁻³⁰. Entretanto, ainda não está bem claro na literatura o real impacto destas modificações que ocorrem com o processo de envelhecimento sobre o desempenho funcional de idosos aparentemente hígidos.

A marcha é uma das atividades funcionais mais importantes para que o idoso se mantenha capaz de realizar suas tarefas cotidianas³⁰, visto que este movimento é um requisito fundamental para a realização de atividades, tais como ir ao banheiro, sair de casa, fazer compras e participar da sociedade. Para que o idoso continue vivendo na comunidade de forma independente, é necessário que este permaneça deambulando e que esta marcha seja de maneira segura^{30,31}. A perda funcional da marcha, além de limitar o idoso na realização de suas atividades, está diretamente relacionada com a institucionalização³² e ao aumento de risco de quedas³³⁻³⁵.

Diversos estudos descreveram modificações na marcha com o processo de envelhecimento³⁶⁻⁴⁰. Dentre as principais alterações espaço-temporais

descritas estão a redução da velocidade da marcha e da cadência, a diminuição do tamanho da passada e o aumento da fase de duplo apoio e da base de suporte³⁶⁻³⁸. Em relação às variáveis cinemáticas está relatada a redução do deslocamento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante todo o ciclo da marcha ao se comparar os idosos com os jovens^{36,37}.

Associadas a essas modificações, mudanças na atividade muscular durante as fases da marcha^{40,41} também estão presentes no envelhecimento. Brown *et al.* (2002), em um estudo com idosos saudáveis, encontraram um aumento da ativação muscular de membro inferior no grupo de idosos durante todo o ciclo da marcha quando comparado com um grupo de jovens⁴⁰.

Alguns autores sugerem que estas modificações na marcha do idoso se assemelham à de uma pessoa andando de maneira contida ou em defesa, como se tivesse andando sobre uma superfície escorregadia ou no escuro^{25,40}. Logo, estas modificações seriam adaptações realizadas pelos idosos para manterem a estabilidade articular e, conseqüentemente, a funcional e, assim, continuarem desempenhando a atividade^{25,26,40,42,43}. Entretanto, ainda pouco se sabe sobre os mecanismos e adaptações relacionadas ao ganho de estabilidade durante a marcha do idoso.

Estabilidade pode ser definida como a habilidade que um sistema tem de retornar à sua posição de equilíbrio após uma pequena perturbação ou de resistir a esta perturbação^{44,45}. Um fator que confere estabilidade ao indivíduo em situações funcionais e que tem um papel importante na sua capacidade de

se adaptar às constantes mudanças do ambiente e às diversas tarefas funcionais é a estabilidade das articulações^{46,47}.

A estabilidade articular depende da ação de múltiplos fatores, como, tensão passiva dos tecidos^{48,49}, congruência entre as superfícies articulares^{44,50}, descarga de peso sobre a articulação^{48,49} e ações musculares^{47-49,51,52}. A interação destes fatores confere rigidez à articulação. A rigidez é uma propriedade mecânica definida como a razão de uma força aplicada em uma estrutura ou tecido pela magnitude de deformação produzida por esta força. Portanto, a rigidez de uma articulação está diretamente relacionada à sua capacidade de resistir à perturbação ou a deslocamentos angulares, conferindo, assim, estabilidade^{48,49}.

Para garantir uma adequada estabilidade em situações funcionais como a marcha^{46,47}, durante a descida de um degrau⁵³ ou em situações ameaçadoras, como, por exemplo, andar sobre uma superfície estreita^{40,54,55} é necessário que ocorram ajustes dinâmicos na rigidez articular, ou seja, que a rigidez se modifique de acordo com a demanda imposta^{45,52}. Estes ajustes são alcançados por meio de ações musculares em torno das articulações, que levam ao aumento da rigidez articular^{46,53,56}. Este aumento, normalmente, ocorre devido à co-contracção muscular^{46,53,57-59} e ou pelo aumento da contração isométrica ou excêntrica de um músculo se opondo ao momento de força externo, durante as atividades funcionais^{54,57-59}.

A co-contracção dos pares antagonistas em torno da articulação⁴⁷ tem sido descrita como uma estratégia utilizada pelos idosos para aumentar a estabilidade, permitindo, assim, que o sistema motor seja capaz de responder

às perturbações impostas pelas atividades cotidianas^{20,43,53,60-63}. Muitas vezes, a co-contração muscular pode estar presente não só durante a realização do movimento, mas durante a fase preparatória ao movimento, durante um momento crítico de impacto ou nos casos de uma súbita perturbação^{25,53,60,61,64}. Nestes casos, este mecanismo proporcionaria a estabilidade por meio de um ajuste preparatório e contínuo da rigidez de uma articulação⁵².

Hortobagyi *et al.* (2000) observaram que idosas, acima de 60 anos de idade, ao descerem um degrau de 20% da altura corporal, aumentavam em 64% a rigidez das articulações dos membros inferiores e que este aumento tinha uma alta associação com a co-contração da musculatura ao redor do joelho e tornozelo. Os níveis de co-contração entre os músculos vasto lateral e bíceps femoral e entre tibial anterior e gastrocnêmio foram, respectivamente, 122% e 120% maiores no grupo das idosas em relação ao de jovens. Os autores também observaram que a co-contração estava presente mesmo antes do contato com o solo e em níveis maiores nas idosas. Os autores concluíram que as idosas aumentavam o nível de co-contração durante a descida do degrau para aumentar a estabilidade do membro inferior⁵³. Similarmente, em um estudo conduzido por Manchester *et al.* (1989), os idosos apresentaram um aumento da co-contração da musculatura ao redor do tornozelo, antes e durante uma perturbação postural, sobre uma plataforma, estratégia essa não observada no grupo de jovens²⁵.

Os estudos que avaliaram a co-contração em idosos atribuem os níveis elevados, encontrados nesta população, como sendo uma forma de compensar alterações decorrentes do processo de envelhecimento^{20,25,43,53,60,61}. Dentre as

principais causas descritas está a reduzida capacidade de captar informações do ambiente devido às mudanças no sistema sensorial²⁵. Como a habilidade de perceber mudanças no ambiente está diminuída, o idoso poderia utilizar a co-contracção para aumentar a rigidez de todo o membro e, assim, garantir a estabilidade no caso de uma perturbação. Outro fator freqüentemente mencionado é a diminuição da função muscular. Como o idoso tem uma reduzida capacidade de produzir força para recuperar a estabilidade, a co-contracção seria a maneira mais eficiente de ele garantir a estabilidade durante todo o movimento^{43,53,61,65}. Além destes fatores, alguns autores relatam que as modificações nos ângulos articulares, verificadas em diversas atividades funcionais, também podem estar envolvidas com os níveis elevados de co-contracção observados nos idosos^{53,65}. Estas modificações angulares, muitas vezes, levam a uma menor congruência entre as superfícies articulares, o que aumentaria a necessidade de ativação muscular para manter a estabilidade^{47,53,65}. Entretanto, pouco se tem investigado sobre a associação entre estas possíveis causas e o aumento da co-contracção nos idosos .

Apesar da literatura descrever a presença de co-contracção como uma estratégia adotada pelos idosos no ganho de estabilidade durante determinadas atividades, não foram encontrados estudos que avaliaram a co-contracção durante a marcha em idosos hígidos.

Dentre as fases da marcha, o momento que impõe maior demanda sobre os mecanismos de estabilização é o contato inicial, pois, é uma situação de transição entre uma fase em que a articulação está sem carga e receberá o peso transferido do outro membro⁶⁶. Além disso, alguns autores citam que o

contato inicial é uma fase de risco de queda, pois, coloca a pessoa em risco de escorregar^{35,67-69}. Outro fator importante a ser considerado no contato do pé com o solo é o posicionamento do membro inferior para o recebimento da carga. Um mau alinhamento das articulações nesta fase levaria a uma maior instabilidade articular, o que poderia demandar uma maior ação muscular para garantir a estabilidade^{66,68}. Apesar da grande importância desta fase, pouco se tem estudado sobre as possíveis alterações que os idosos realizam para alcançarem a estabilidade durante o contato inicial.

Devido à importância funcional da marcha e a escassez de estudos investigando os mecanismos que contribuem para a estabilização durante o contato inicial no envelhecimento, torna-se necessário estudá-los. Logo, a investigação da presença de co-contração como uma possível estratégia adotada pelos idosos e sua correlação com alterações cinemáticas da marcha e com o desempenho muscular poderão contribuir para uma melhor compreensão dos mecanismos de estabilização utilizados pelos idosos. Além de essas evidências acrescentarem informações relevantes ao corpo de conhecimento existente, ainda poderão auxiliar na elaboração de estratégias mais eficientes de treinamento de marcha com idosos.

1.1 Objetivos do estudo

1.1.1 Objetivo geral

Comparar o nível de co-contração da musculatura do joelho e tornozelo na fase de contato inicial durante a marcha entre mulheres idosas e jovens, e correlacioná-lo com o ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial e com o desempenho muscular.

1.1.2 Objetivos específicos

1. Comparar o nível de co-contração dos músculos da articulação do joelho (vasto lateral e bíceps femoral: VL-BF) e tornozelo (tibial anterior e gastrocnêmio: TA-GAS) na fase de contato inicial da marcha entre um grupo de idosas e um grupo de mulheres jovens.
2. Comparar as variáveis velocidade da marcha e ângulo do joelho e tornozelo, no plano sagital, no momento do contato inicial da marcha entre um grupo de idosas e um grupo de mulheres jovens.
3. Comparar a variável de desempenho muscular trabalho normalizado pela massa corporal (T/MC) das musculaturas do joelho e tornozelo entre um grupo de idosas e um grupo de mulheres jovens.
4. Determinar a correlação entre os valores de co-contrações observados e o ângulo das articulações no contato inicial e desempenho muscular encontrados em cada grupo.

1.2 Hipóteses

H₁: Mulheres idosas apresentam um nível de co-contração maior na articulação do joelho e tornozelo que mulheres jovens no contato inicial da marcha.

H₂: Mulheres idosas apresentam menor velocidade da marcha, maior ângulo da articulação do joelho e maior flexão plantar no contato inicial quando comparadas às mulheres jovens.

H₃: Mulheres idosas apresentam menor capacidade de produzir trabalho pela massa corporal nas musculaturas do joelho e tornozelo que as mulheres jovens.

H₄: As co-contrações observadas estão diretamente correlacionadas com os parâmetros cinemáticos e inversamente correlacionadas com o desempenho muscular nos grupos.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Amostra

Participaram desse estudo 40 voluntárias do sexo feminino, sendo 20 idosas e 20 jovens. O cálculo amostral foi baseado em teste piloto realizado com 10 participantes, com nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 80%.

As mulheres jovens, entre 20 e 27 anos (média=22,5 anos; desvio padrão=2,21 anos), foram recrutadas entre as estudantes de graduação e pós-graduação dos cursos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). As idosas, entre 65 e 79 anos (média=71 anos; desvio padrão=4,23 anos), foram recrutadas de grupos de convivência da cidade de Belo Horizonte, MG.

Foram incluídas no estudo as voluntárias que atenderam aos seguintes critérios: viver na comunidade, ser capaz de andar sem dispositivo de auxílio à marcha e ser sedentária de acordo com a classificação do *Center for Disease Control/American College of Sports Medicine (CDC/ACSM)*. Essa classificação considera sedentário aquele indivíduo que não realiza atividade física moderada por, no mínimo, 30 minutos em cinco ou mais dias da semana ou 20 minutos de atividade de intensidade vigorosa em três ou mais dias da semana⁷⁰⁻⁷³

Foram excluídas do estudo as voluntárias que apresentavam histórias prévias de cirurgia de membro inferior e de entorse de tornozelo, dor ou edema nos membros inferiores, limitações das amplitudes articulares do joelho e

tornozelo, doenças reumáticas, ortopédicas ou neurológicas, história de quedas nos últimos seis meses⁶⁸, alteração cognitiva que comprometesse a compreensão dos testes e queixas de tonturas⁶⁸.

2.2 Instrumentação

2.2.1 Eletromiógrafo

Para o registro da atividade elétrica dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio cabeça medial (GAS), durante a marcha, foi utilizado o eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac Systems*[®], Goleta, Califórnia). Este aparelho possui dois amplificadores com impedância de entrada de dois mega Ohms ($M\Omega$) e capacidade de Rejeição do Modo Comum de 110 decibéis (dB).

Quatro eletrodos ativos de superfície (TSD-150A) da *Biopac Systems*[®], com configuração bipolar, com 11,4 milímetros (mm) de diâmetro e 35 mm de distância entre as superfícies de detecção, foram utilizados na captação do sinal eletromiográfico. Um eletrodo terra ou de referência foi colocado em contato com uma superfície óssea (i.e. tuberosidade da tíbia).

Para a determinação precisa do instante em que ocorreram as fases de contato inicial e pré-balanço durante a marcha, foram utilizados dois *footswitches* (*Heel/Toe strike Transducer - Biopac Systems*[®], Goleta, Califórnia) conectados ao aparelho de eletromiografia (EMG). Os *footswitches* são transdutores sensíveis à força que, ao serem pressionados, produzem sinal analógico de +1volt ou -1volt. O *software Acqnowledge (Biopac System*[®]) foi

utilizado para a aquisição dos sinais eletromiográficos e dos *footswitches*. A coleta dos dados eletromiográficos foi feita a uma frequência de 1000 Hz⁷⁴.

2.2.2 Sistema de análise de movimento

Os parâmetros temporal e cinemáticos da marcha, velocidade e ângulo do joelho e do tornozelo no contato inicial, foram obtidos por meio do Sistema de análise de movimento *Qualisys-ProReflex* MCU[®] (*QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden*). O *Qualysis ProReflex* é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo que possui quatro câmeras com iluminação produzida por um grupo de refletores infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. A luz infravermelha projetada de cada câmera é refletida por marcadores passivos colocados sobre pontos específicos no corpo dos participantes. O reflexo da luz sobre as marcas é captado pela lente de cada câmera, gerando uma imagem bidimensional (2D) das posições dos marcadores. Pela triangulação das imagens de, no mínimo, duas câmeras, este sistema permite a reconstrução em três dimensões (3D) da posição das marcas passivas refletoras.

Para que o sistema possa criar o modelo biomecânico do indivíduo e, assim, identificar o tamanho dos segmentos e os centros de rotação das articulações é necessário colocar marcas passivas sobre proeminências ósseas (marcas anatômicas) e um mínimo de três marcas por segmento (marcas de rastreamento)⁷⁵ e, ainda, fazer uma coleta com o indivíduo na posição ortostática (posição de referência).

A calibração do sistema foi realizada utilizando-se uma estrutura metálica em forma de “L” que contém quatro marcas refletoras. As marcas refletoras presas ao eixo mais longo “x” determinam a direção látero–medial e as marcas presas ao eixo mais curto “y” determinam a direção ântero–posterior (FIG. 1). Esta calibração tem por objetivo determinar as coordenadas de referência global, ou seja, as coordenadas do laboratório. Para informar ao sistema a localização e a orientação exata das câmeras, foi feita uma varredura do volume de coleta com uma batuta em forma de “T” que contém duas marcas refletoras, a uma distância de 750,1 mm (FIG. 1). A batuta foi movida em todos os planos dentro do volume por 15 segundos, de acordo com as instruções do manual ⁷⁶. A freqüência de coleta da calibração utilizada foi de 240 Hz⁷⁶.

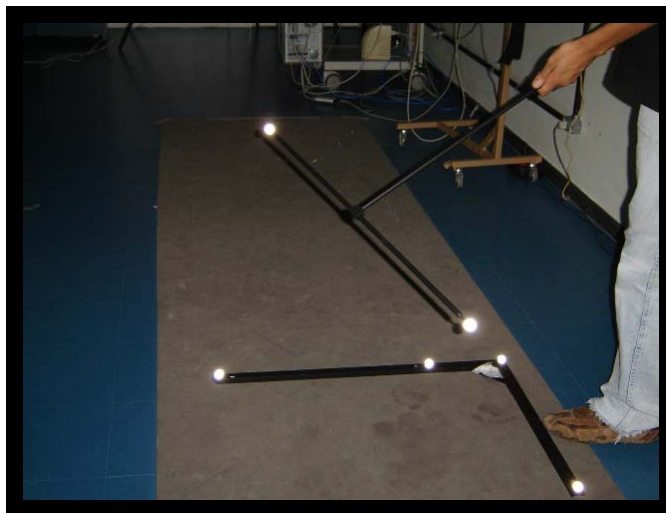


FIGURA 1: Instrumentos de calibração do sistema de análise de movimento

Para a coleta dos dados temporal e cinemático foram utilizados o parâmetro de predição de erro de 15 mm, o residual máximo de 5 mm e uma freqüência de captação de 60 Hz (60 quadros por segundo)^{68,76}.

Os dados da EMG e do sistema de análise de movimento foram coletados simultaneamente. A sincronização foi possível de ser realizada por meio de um disparador manual (*trigger*) que foi conectado ao módulo analógico dos dois instrumentos. Ao ser acionado, este *trigger* ativava o início das duas coletas. A sincronização dos dois instrumentos permitiu que o dado gerado pelo *footswitch*, que informava o instante do contato do pé com o solo, também fosse utilizado para determinar o momento do contato inicial no *software Visual 3D™* (C-Motion, Inc, Rockville, MD, USA) usado para analisar os dados coletados pelo *Qualisys*.

2.2.3 Dinamômetro isocinético

Para a avaliação do desempenho muscular do joelho e tornozelo foi utilizado o dinamômetro isocinético *Biodex System 3 Pro®* (Biodex Medical Systems Inc., Shirley, NY, USA). O dinamômetro isocinético é um equipamento eletromecânico controlado por microcomputador que oferece a possibilidade de avaliar, objetiva e quantitativamente, parâmetros físicos da função muscular, tais como força, trabalho, potência e resistência, em diversas velocidades angulares. A variável selecionada para análise do desempenho muscular foi o trabalho normalizado pela massa corporal (T/MC), pois, representa a força produzida em situações dinâmicas, ou seja, a capacidade de um indivíduo de produzir torque durante uma determinada amplitude de movimento^{77,78}.

A calibração do equipamento isocinético foi realizada, conforme instrução do fabricante, antes da avaliação.

2.3 Procedimentos

As participantes foram orientadas a comparecerem para os testes nos Laboratórios de Análise do Movimento e de Desempenho Motor e Funcional Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, onde receberam uma explicação mais detalhada sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A). Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da UFMG (ANEXO A), parecer número ETIC 579/04.

Inicialmente, foram coletadas informações sobre os aspectos demográficos e clínicos das participantes. Os dados coletados foram: data do nascimento, estado civil, massa corporal, estatura, índice de massa corporal (IMC), membro inferior dominante, presença de edema nos membros inferiores, limitação da amplitude de movimento (ADM) do joelho e tornozelo, dados sobre a saúde e medicamentos em uso (APÊNDICE B).

Os dados eletromiográficos e cinemáticos da marcha foram coletados no membro inferior dominante, que foi definido como aquele com o qual a voluntária chutaria uma bola⁴³.

A pele no local de colocação dos eletrodos foi limpa com um algodão embebido em álcool para retirar a oleosidade cutânea⁷⁹. Após a limpeza, os eletrodos ativos de superfície foram posicionados sobre o ventre dos quatro músculos, que foram identificados por palpação durante a contração voluntária, conforme preconizado por Cram *et al.*⁷⁹. No músculo VL, o eletrodo foi colocado na face lateral da coxa, aproximadamente três a cinco centímetros acima da patela; no BF, lateralmente, na face posterior da coxa a dois terços

de distância da linha glútea; no TA, lateralmente, à tibia no terço médio de distância entre o joelho e o maléolo lateral e no GAS, na face pósteromedial da perna, aproximadamente quatro centímetros abaixo da fossa poplíteia. Um eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade tibial ipsilateral. Em seguida, os *footswitches* foram fixados com fita adesiva dupla face no calcâneo e na cabeça do 1º metatarso.

Para a coleta das variáveis temporal e cinemática, foram fixadas marcas passivas infravermelhas reflectivas de 19 mm sobre proeminências ósseas localizadas na coxa (trocânter maior bilateralmente, epicôndilo lateral e medial do fêmur), perna (maléolo lateral e medial) e no pé (cabeça do primeiro e quinto metatarsos e calcâneo). Em seguida, duas placas de polipropileno (*clusters*) foram colocadas lateralmente no terço distal da coxa e da perna. Estes *clusters* possuíam três marcas passivas, não colineares, formando um triângulo escaleno e foram fixados nas participantes por meio de faixas elásticas com velcro⁸⁰ (FIG. 2).

Antes de iniciar a coleta da marcha, foi realizada uma coleta com o indivíduo na posição ortostática, com a finalidade de obter dados para a construção do modelo biomecânico de cada voluntária. Para efetuar esta coleta, as participantes tiveram os pés alinhados sobre os eixos “x e y” desenhados sobre a passarela e orientadas a cruzar os braços na frente do tronco (FIG. 2). A coleta estática teve a duração de um segundo.



FIGURA 2: Posicionamento das marcas passivas e coleta na posição estática

Após esta coleta, foram retiradas as marcas anatômicas da coxa e da perna, permanecendo apenas os *clusters* e as marcas anatômicas do pé, que também foram utilizadas para o rastreamento (FIG. 3). Para dar início à coleta da marcha, foi solicitado às participantes que caminhassem confortavelmente sobre uma passarela de piso emborrachado de 6 metros de comprimento e 1 metro de largura, descalças, com os membros superiores livres, em velocidade natural, auto-selecionada^{39,68}. Visando à familiarização com os procedimentos, as primeiras voltas sobre a passarela não foram incluídas na análise⁶⁸. A partir

da terceira volta, sem que a participante fosse avisada, foi acionado o disparador manual e foram coletadas as atividades elétricas dos músculos através da EMG, bem como as informações cinemáticas pelo sistema de análise de movimento. Foram coletadas 10 voltas por indivíduo para garantir a qualidade dos dados (FIG. 3).

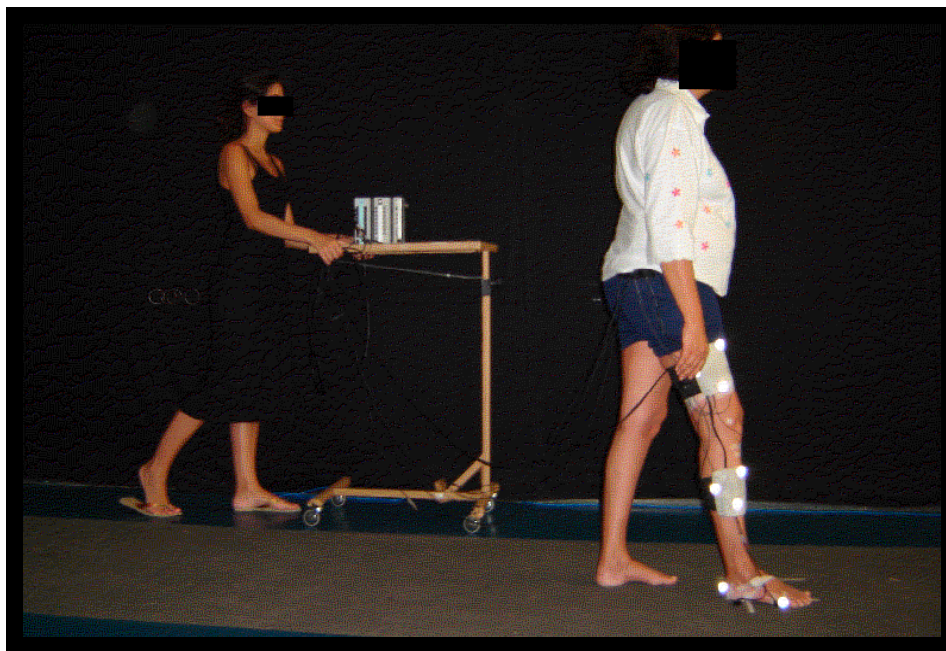


FIGURA 3: Coleta da marcha

Após a coleta da marcha, as participantes foram conduzidas para o dinamômetro isocinético para a realização do teste de desempenho muscular do quadríceps (Q), isquiossurais (IS - isquiotibiais), dos flexores plantares (FP) e dorsiflexores (DF) do tornozelo. A avaliação muscular foi realizada em cinco contrações concêntricas, na velocidade angular de $60^{\circ}/s^{81}$. A correção da gravidade foi realizada antes de cada coleta, conforme orientações do fabricante. Para a familiarização com o equipamento, as participantes realizaram três repetições submáximas antes dos testes. Foi dado um intervalo

de descanso de 30 segundos entre a familiarização e o teste. Durante a realização dos testes isocinéticos foi dado o estímulo verbal para a obtenção de força máxima⁸¹.

O teste foi realizado com o encosto da cadeira inclinado a 85° e com os segmentos coxa, pelve e tronco estabilizados por faixas próprias do aparelho. Primeiramente, foi feita a avaliação do tornozelo. Para esta avaliação, o joelho foi posicionado a 30° de flexão e o eixo da articulação do tornozelo (2,5 cm distal ao eixo do maléolo lateral) alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro. O pé e o tornozelo foram presos por faixas ao acessório próprio do aparelho para testar esta articulação. A ADM testada foi de 10° de dorsiflexão a 30° de flexão plantar⁸² (FIG.4).

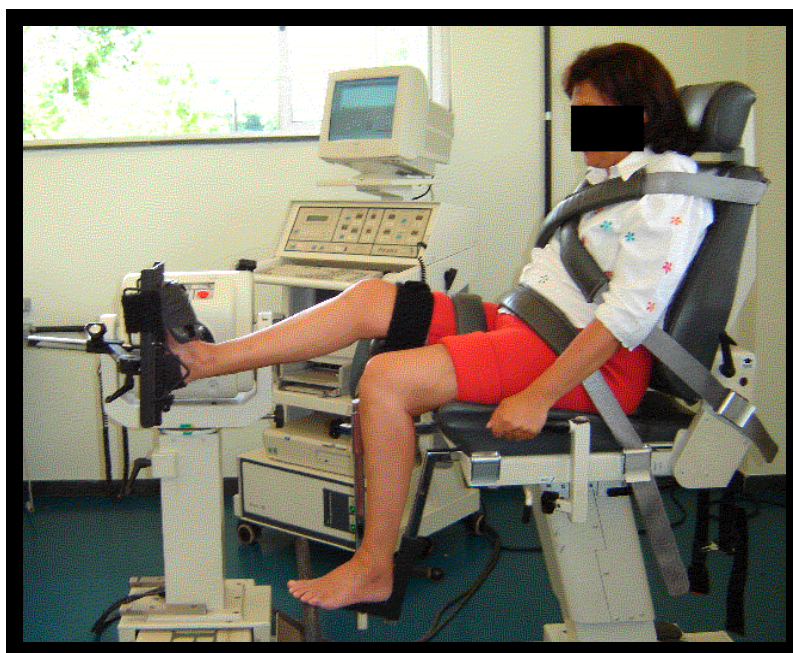


FIGURA 4: Posicionamento para a realização do teste isocinético com a musculatura do tornozelo

Em seguida, foi realizado o teste da musculatura do joelho. O eixo rotacional do aparelho foi, então, alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur e o

braço de alavanca fixado acima do maléolo lateral. O teste foi realizado dentro de uma ADM de 5° a 90° de flexão do joelho⁸¹. (FIG. 5)



FIGURA 5: Posicionamento para a realização do teste isocinético com a musculatura do joelho

2.4 Redução dos dados

O processamento do sinal coletado pelo eletromiógrafo foi realizado por meio de um programa desenvolvido no *software* MatLab[®] (*Matrix Laboratory*). O sinal da EMG foi filtrado usando um “*high pass*” de 10 Hz e “*low pass*” de 500 Hz^{55,83} e, posteriormente, retificado. Para desprezar os dois primeiros e dois últimos passos que são relativos à aceleração e desaceleração, respectivamente, o programa possibilitava selecionar os ciclos da marcha a serem analisados em cada coleta.

Para a normalização dos dados, o sinal eletromiográfico de cada músculo foi dividido pela média dos picos de atividade eletromiográfica das

passadas de cada coleta de marcha^{84,85}. Logo, foram produzidas curvas de proporções das atividades eletromiográficas dos músculos analisados⁸⁵.

A obtenção do valor da co-contracção dos grupos musculares vasto lateral e bíceps femoral (VL-BF), tibial anterior e gastrocnêmio (TA-GAS) foi baseada no método descrito por Unnithan *et al.*⁸⁶, cuja confiabilidade foi verificada por Fonseca *et al.*⁸⁷. Este método envolve a identificação da área comum entre as curvas de contrações normalizadas. Esta área comum representou a intensidade de atividade muscular simultânea ou co-contracção. No presente estudo, o nível médio de co-contracção foi quantificado no período de 200 milissegundos (ms) antes e 200 ms depois do contato inicial.

Para o cálculo da velocidade da marcha e ângulo do joelho e do tornozelo no contato inicial, no plano sagital, os dados captados foram inicialmente processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager*[®] 1.6.0.x – *QTM*. O processamento neste *software* consistiu de interpolar os dados quando a trajetória dos marcadores foi perdida em até 10 quadros. O processo de interpolação utiliza um algoritmo que reconstrói o possível trajeto da marca perdida.

Posteriormente, os dados foram transferidos para o *software* de análise *Visual 3D*. Neste *software* foi construído o modelo biomecânico de cada participante, a partir dos dados fornecidos pela coleta na posição de referência e de informações sobre peso e altura da participante. Com a criação deste modelo biomecânico estático foi possível criar os segmentos corporais (coxa, perna e pé) e determinar os centros de rotação das articulações.

Foi realizado também neste *software*, a filtragem da trajetória dos marcadores utilizando um filtro “*low pass*” Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz, para reduzir os ruídos decorrentes da movimentação das marcas^{35,88}.

A partir dos dados gerados pelos *footswitches* foi estabelecido o momento exato do contato inicial no *Visual 3D*, uma vez que as coletas da EMG e da cinemática foram simultâneas. O próprio *Visual 3D* calculava e fornecia o valor médio do ângulo articular do joelho e tornozelo no contato inicial e a velocidade da marcha. Os ângulos articulares foram definidos pela orientação de um segmento em relação ao outro, utilizando a seqüência de Cardan e calculados pela técnica de Euler.

O cálculo do trabalho dos músculos Q, IQT, FP e DF normalizados pela massa corporal, foi realizado pelo *software* do próprio dinamômetro isocinético. O T/MC é calculado dividindo-se a área abaixo da curva torque/ângulo (Joules) pela massa corporal (Kg) e multiplicando este valor por cem⁷⁸.

2.5 Análise estatística

As análises foram processadas utilizando-se os programas computacionais *Statistical Analyse System (SAS)*® Versão 6.12 (*SAS Institute Inc. Cary, Nc, USA*) e Sistema para Análises Estatísticas (SAEG)® Versão 9.0 (UFV-Universidade Federal de Viçosa, Viçosa, MG). O estudo foi planejado e desenvolvido na forma de um delineamento inteiramente casualizado, sendo suas conclusões obtidas pelos testes F de *Fisher*, T de *Student* e correlação produto-momento de *Pearson*.

A distribuição normal de cada uma das variáveis estudadas foi verificada pelos testes *Shapiro-Wilk* e *Lilliefors* demonstrando probabilidade de erros $p > 0,05$ em todas as suas análises, o que confirmou a normalidade na distribuição dos dados. A homogeneidade de variâncias entre os grupos experimentais foi verificada pelos testes *Cochran* e *Bartlett*, tendo sido confirmada esta condição na maioria das respostas medidas. Exceções foram observadas para as variáveis VL-BF 200 ms depois do contato inicial e T/MC dos flexores do joelho sendo, por isso, processada a transformação logarítmica de seus valores. Estas logaritimizicações foram feitas somente para atender aos cálculos estatísticos, sendo os resultados de suas médias descritos com seus valores naturais.

Primeiramente, foram realizadas análises descritivas das variáveis idade, massa corporal, estatura e IMC. Em seguida a comparação entre os grupos experimentais para as variáveis: nível de co-contração, velocidade da marcha, ângulo do joelho e tornozelo no plano sagital, no momento do contato inicial e T/MC, foram feitas através de uma análise de variância baseada em um delineamento inteiramente casualizado (ANOVA – Teste de F), com posterior comparação das médias amostrais pelo teste T de *Student*.

Para analisar a correlação entre os níveis de co-contração observados e os parâmetros cinemáticos e o desempenho muscular em cada um dos grupos, foi utilizado o coeficiente de correlação de *Pearson*.

Os testes de ANOVA, comparação de médias e as correlações pesquisadas foram feitos assumindo-se a ocorrências de erro do tipo I, com nível de significância $\alpha = 0,05\%$.

3 REFERÊNCIAS

1. SIQUEIRA R.L.; BOTELHO, M.I.V.; COELHO, F.M.G. A velhice:algumas considerações teóricas e conceituais. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 7, n.4, p. 899-906, 2002.
2. CARVALHO, J.A.M.; GARCIA, R.A. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. **Cad Saúde Pública**, v. 19, n.3, p. 725-733, 2003.
3. PEREIRA, R.S.; CURIONI, C.C.; VERAS, R. Perfil demográfico da população idosa no Brasil e no Rio de Janeiro em 2002. **Textos Envelhecimento**, v. 6, n.1, p. 1-14, 2003.
4. FUNDAÇÃO INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA -IBGE **Pesquisa Nacional Por Amostra De Domicílios 2004**, v. 25, 2005.
5. RAMOS, L.R. A explosão demográfica da terceira idade no Brasil: uma questão de saúde pública. **Gerontologia**, v. 1, n.1, p. 3-8, 1993.
6. LIMA-COSTA, M.F.; BARRETO, S.M.; GIATTI, L. Condições de saúde, capacidade funcional, uso de serviços de saúde e gastos com medicamentos da população idosa brasileira: um estudo descritivo baseado na Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios. **Cad Saúde Pública**, v. 19, n.3, p. 1-11, 2003.
7. WILLIAMS, G.N.; HIGGINS, M.J.; LEWEK, M.D. Aging skeletal muscle: physiologic changes and the effects of training. **Phys Ther**, v. 82, n.1, p. 62-68, Jan. 2002.
8. DOHERTY, T.J. Invited review: Aging and sarcopenia. **J Appl Physiol**, v. 95, n.4, p. 1717-1727, Oct. 2003.
9. SPEAR, P.D. Neural bases of visual deficits during aging. **Vision Res**, v. 33, n.18, p. 2589-2609, Dec. 1993.
10. GRATTON, M.A.; VAZQUEZ, A.E. Age-related hearing loss: current research. **Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg**, v. 11, n.5, p. 367-371, Oct. 2003.

11. PARK, J.J.; TANG, Y.; LOPEZ, I.; ISHIYAMA, A. Age-related change in the number of neurons in the human vestibular ganglion. **J Comp Neurol**, v. 431, n.4, p. 437-443, Mar. 2001.
12. BRUCE, M.F. The relation of tactile thresholds to histology in the fingers of elderly people. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 43, n.8, p. 730-734, Aug. 1980.
13. MERCHUT, M.P.; TOLEIKIS, S.C. Aging and quantitative sensory thresholds. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 30, n.5, p. 293-297, Aug. 1990.
14. MADHAVAN, S.; SHIELDS, R.K. Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. **Exp Brain Res**, v. 164, n.1, p. 18-28, July 2005.
15. MCCOMAS, A.J.; GALEA, V.; DE BRUIN, H. Motor unit populations in healthy and diseased muscles. **Phys Ther**, v. 73, n.12, p. 868-877, Dec. 1993.
16. VANDERVOORT, A.A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle Nerve**, v. 25, n.1, p. 17-25, Jan. 2002.
17. FRONTERA, W.R.; SUH, D.; KRIVICKAS, L.S.; HUGHES, V.A.; GOLDSTEIN, R.; ROUBENOFF, R. Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **Am J Physiol Cell Physiol**, v. 279, n.3, p. C611-C618, Sept. 2000.
18. OVEREND, T.J.; CUNNINGHAM, D.A.; PATERSON, D.H.; LEFCOE, M.S. Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. **Clin Physiol**, v. 12, n.6, p. 629-640, Nov. 1992.
19. KENT-BRAUN, J.A.; NG, A.V.; YOUNG, K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. **J Appl Physiol**, v. 88, n.2, p. 662-668, Feb. 2000.
20. KLEIN, C.S.; RICE, C.L.; MARSH, G.D. Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. **J Appl Physiol**, v. 91, n.3, p. 1341-1349, Sept. 2001.

21. GAJDOSIK, R.L.; VANDER LINDEN, D.W.; WILLIAMS, A.K. Concentric isokinetic torque characteristics of the calf muscles of active women aged 20 to 84 years. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 29, n.3, p. 181-190, Mar. 1999.
22. AMIEL, D.; KUIPER, S.D.; WALLACE, C.D.; HARWOOD, F.L.; VANDEBERG, J.S. Age-related properties of medial collateral ligament and anterior cruciate ligament: a morphologic and collagen maturation study in the rabbit. **J Gerontol**, v. 46, n.4, p. B159-B165, July 1991.
23. STROCCHI, R.; DE, P., V; GUIZZARDI, S.; GOVONI, P.; FACCHINI, A.; RASPANTI, M.; GIROLAMI, M.; GIANNINI, S. Human Achilles tendon: morphological and morphometric variations as a function of age. **Foot Ankle**, v. 12, n.2, p. 100-104, Oct. 1991.
24. NEUMANN, D.A. **Artrokinesiologic considerations in the aged adult**. In: GUCCIONE, A.A. **Geriatric Physical Therapy**. second ed. St Louis: 2000. cap., p.56-77.
25. MANCHESTER, D.; WOOLLACOTT, M.; ZEDERBAUER-HYLTON, N.; MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **J Gerontol**, v. 44, n.4, p. M118-M127, July 1989.
26. MOXLEY, S.D.; KREBS, D.E.; HARRIS, B.A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait Posture**, v. 10, n.1, p. 10-20, Sept. 1999.
27. KENT-BRAUN, J.A.; NG, A.V. Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. **J Appl Physiol**, v. 87, n.1, p. 22-29, July 1999.
28. TOPP, R.; MIKESKY, A.; THOMPSON, K. Determinants of four functional tasks among older adults: an exploratory regression analysis. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 27, n.2, p. 144-153, Feb. 1998.
29. ROSENGREN, K.S.; MCAULEY, E.; MIHALKO, S.L. Gait adjustments in older adults: activity and efficacy influences. **Psychol Aging**, v. 13, n.3, p. 375-386, Sept. 1998.
30. PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HERBERT, R.; WINTER, D.A. Gait in the elderly. **Gait Posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.

31. BAHANNON, R. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. **Age Ageing**, v. 26, p. 15-19, 1997.
32. SUDARSKY, L. Geriatrics: gait disorders in the elderly. **N Engl J Med**, v. 322, n.20, p. 1441-1446, May 1990.
33. MENZ, H.B.; LORD, S.R.; FITZPATRICK, R.C. Age-related differences in walking stability. **Age Ageing**, v. 32, n.2, p. 137-142, Mar. 2003.
34. MAKI, B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. **J Am Geriatr Soc**, v. 45, n.3, p. 313-320, Mar. 1997.
35. MILLS, P.M.; BARRETT, R.S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Hum Mov Sci**, v. 20, n.4-5, p. 427-446, Nov. 2001.
36. WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, J.S.; WALT, S.E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Phys Ther**, v. 70, n.6, p. 340-347, June 1990.
37. HAGEMAN, P.A.; BLANKE, D.J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Phys Ther**, v. 66, n.9, p. 1382-1387, Sept. 1986.
38. KERRIGAN, D.C.; TODD, M.K.; DELLA, C.U.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n.3, p. 317-322, Mar. 1998.
39. OSTROSKY, K.M.; VANSWEARINGEN, J.M.; BURDETT, R.G.; GEE, Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Phys Ther**, v. 74, n.7, p. 637-644, July 1994.
40. BROWN, L.A.; GAGE, W.H.; POLYCH, M.A.; SLEIK, R.J.; WINDER, T.R. Central set influences on gait. Age-dependent effects of postural threat. **Exp Brain Res**, v. 145, n.3, p. 286-296, Aug. 2002.
41. SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Uma perspectiva da mobilidade no decorrer da vida. In: SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. Controle Motor- Teoria e aplicações práticas. 1ed ed. São Paulo: 2003. cap.13, p.321-349.**

42. MCKENZIE, N.C.; BROWN, L.A. Obstacle negotiation kinematics: age-dependent effects of postural threat. **Gait Posture**, v. 19, n.3, p. 226-234, June 2004.
43. THELEN, D.G.; MURIUKI, M.; JAMES, J.; SCHULTZ, A.B.; ASHTON-MILLER, J.A.; ALEXANDER, N.B. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n.2, p. 93-101, Apr. 2000.
44. STOKES, I.A.; GARDNER-MORSE, M. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n.4, p. 397-402, Aug. 2003.
45. GARDNER-MORSE, M.G.; STOKES, I.A. Trunk stiffness increases with steady-state effort. **J Biomech**, v. 34, n.4, p. 457-463, Apr. 2001.
46. DUAN, X.H.; ALLEN, R.H.; SUN, J.Q. A stiffness-varying model of human gait. **Med Eng Phys**, v. 19, n.6, p. 518-524, Sept. 1997.
47. BARATTA, R.; SOLOMONOW, M.; ZHOU, B.H.; LETSON, D.; CHUINARD, R.; D'AMBROSIA, R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **Am J Sports Med**, v. 16, n.2, p. 113-122, Mar. 1988.
48. MARKOLF, K.L.; BARGAR, W.L.; SHOEMAKER, S.C.; AMSTUTZ, H.C. The role of joint load in knee stability. **J Bone Joint Surg Am**, v. 63, n.4, p. 570-585, Apr. 1981.
49. AN, K.N. Muscle force and its role in joint dynamic stability. **Clin Orthop Relat Res**, v. n.403 Suppl, p. S37-S42, Oct. 2002.
50. MILNER, T.E. Contribution of geometry and joint stiffness to mechanical stability of the human arm. **Exp Brain Res**, v. 143, n.4, p. 515-519, Apr. 2002.
51. TEIXEIRA, D.F.; SILVA, P.L.; OCARINO, J.M.; GUIMARAES, R.B.; OLIVEIRA, M.T.; LAGE, C.A. Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 14, n.2, p. 239-247, Apr. 2004.

52. JOHANSSON, H.; SJOLANDER, P.; SOJKA, P. A sensory role for the cruciate ligaments. **Clin Orthop Relat Res**, v. n.268, p. 161-178, July 1991.
53. HORTOBAGYI, T.; DEVITA, P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n.2, p. 117-126, Apr. 2000.
54. CARPENTER, M.G.; FRANK, J.S.; SILCHER, C.P.; PEYSAR, G.W. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Exp Brain Res**, v. 138, n.2, p. 210-218, May 2001.
55. PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M.F.; VAN DIEEN, J.H. EMG modulation in anticipation of a possible trip during walking in young and older adults. **J Electromyogr Kinesiol**, v. Aug. 2005.
56. ETTEMA, G.J.; HUIJING, P.A. Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. **J Biomech**, v. 27, n.11, p. 1361-1368, Nov. 1994.
57. HOLT, K.G.; OBUSEK, J.P.; FONSECA, S.T. Constraints on disordered locomotion A dynamical systems perspective on spastic cerebral palsy. **Human Movement Science**, v. 15, p. 177-202, 1996.
58. HOLT, K.G.; WAGENAAR, R.C.; LAFIANDRA, M.E.; KUBO, M.; OBUSEK, J.P. Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. **J Biomech**, v. 36, n.4, p. 465-471, Apr. 2003.
59. SILVA, P.L.P. Avaliação da contribuição da co-contração e da atividade excêntrica muscular para a regulação da rigidez da articulação do cotovelo. Dissertação de Mestrado em Ciências da Reabilitação, UFMG, p. 1-73, 2004.
60. DARLING, W.G.; COOKE, J.D.; BROWN, S.H. Control of simple arm movements in elderly humans. **Neurobiol Aging**, v. 10, n.2, p. 149-157, Mar. 1989.
61. LAUGHTON, C.A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J.F.; KERRIGAN, D.C.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait Posture**, v. 18, n.2, p. 101-108, Oct. 2003.

62. KESHNER, E.A. Modulating active stiffness affects head stabilizing strategies in young and elderly adults during trunk rotations in the vertical plane. **Gait Posture**, v. 11, n.1, p. 1-11, Feb. 2000.
63. HAKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MALKIA, E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **J Appl Physiol**, v. 84, n.4, p. 1341-1349, Apr. 1998.
64. DAMIANO, D.L.; MARTELLOTTA, T.L.; SULLIVAN, D.J.; GRANATA, K.P.; ABEL, M.F. Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n.7, p. 895-900, July 2000.
65. ZACARON, K.A.M. Estudo da co-contração dos musculos quadriceps e isquiotibiais durante a marcha de idosos assintomáticos e com osteoartrite de joelhos. Dissertação de Mestrado em Ciências da Reabilitação, UFMG, p. 1-83, 2005.
66. KONRADSEN, L.; VOIGT, M. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. **Scand J Med Sci Sports**, v. 12, n.6, p. 329-336, Dec. 2002.
67. KARST, G.M.; HAGEMAN, P.A.; JONES, T.F.; BUNNER, S.H. Reliability of foot trajectory measures within and between testing sessions. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 54, n.7, p. M343-M347, July 1999.
68. CHIBA, H.; EBIHARA, S.; TOMITA, N.; SCHULTZ, A.B.; BUTLER, J.P. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. **Geriatrics and Gerontology International**, v. 5, p. 127-134, 2005.
69. LOCKHART, T.E.; KIM, S. Relationship between hamstring activation rate and heel contact velocity: Factors influencing age-related slip-induced falls. **Gait Posture**, v. Aug. 2005.
70. KAHN, E.B.; RAMSEY, L.T.; BROWNSON, R.C.; HEATH, G.W.; HOWZE, E.H.; POWELL, K.E.; STONE, E.J.; RAJAB, M.W.; CORSO, P. The effectiveness of interventions to increase physical activity. A systematic review. **Am J Prev Med**, v. 22, n.4 Suppl, p. 73-107, May 2002.

71. MATSUDO, S.M.; MATSUDO, V.R.; ARAUJO, T.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E. Nível de atividade física da população do estado de São Paulo: análise de acordo com gênero, idade, nível sócio-econômico, distribuição geográfica e de conhecimento. **Revista Brasileira De Ciência e Movimento**, v. 10, n.4, p. 41-50, 2002.
72. US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES & CDC Increasing physical activity. A report on recommendations of the task force on community preventive services. **Morbidity and Mortality Weekly Report**, v. 50, p. 1-18, 2001.
73. US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES Physical activity and health: a report of the surgeon general. v. 1996.
74. CHILDS, J.D.; SPARTO, P.J.; FITZGERALD, K.G.; BIZZINI, M.; IRRGANG, J.J. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. n.19, p. 44-49, 2004.
75. COSTIGAN, P.A.; WYSS, U.P.; DELUZIO, K.J.; LI, J. Semiautomatic three-dimensional knee motion assessment system. **Med Biol Eng Comput**, v. 30, n.3, p. 343-350, May 1992.
76. QUALISYS MEDICAL QUALISYS TRACK MANAGER USER MANUAL. Suécia, v. 2004.
77. YI, C.; CURRENT, M.E.; KIM, D.; PARK, Y.; YOON, J. Total work changes at different angular velocities during isokinetic exercise. **J Phys Ther Sci**, v. 8, n.2, p. 39-44, 1996.
78. PERRIN, D.H. **Isokinetic exercise and assessment**. ed. Champaign: Human Kinetic Publishers, 1993.
79. CRAM, J.R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography**. ed. Maryland: Aspen Publication, 1998.
80. MANAL, K.; MCCLAY, I.; STANHOPE, S.; RICHARDS, J.; GALINAT, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. **Gait Posture**, v. 11, n.1, p. 38-45, Feb. 2000.

81. DIAS, J.M.D.; ARANTES, P.M.M.; ALENCAR, M.A.; FARIA, J.C.; MACHALA, C.C.; CAMARGOS, F.F.O.; DIAS, R.C.; ZAZÁ, D.C. Relação isquiotibiais/Quadríceps em mulheres idosas utilizando o dinamômetro isocinético. **Revista Brasileira De Fisioterapia**, v. 8, n.2, p. 111-115, 2004.
82. WIKSTEN, D.L.; PERRIN, D.H.; HARTMAN, M.L.; GIECK, J.; WELTMAN, A. The relationship between muscle and balance performance as a function of age. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 6, p. 125-132, 1996.
83. DEMONT, R.G.; LEPHART, S.M. Effect of sex on preactivation of the gastrocnemius and hamstring muscles. **Br J Sports Med**, v. 38, n.2, p. 120-124, Apr. 2004.
84. WU, G.; LIU, W.; HITT, J.; MILLON, D. Spatial, temporal and muscle action patterns of Tai Chi gait. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 14, n.3, p. 343-354, June 2004.
85. YANG, J.F.; WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 65, n.9, p. 517-521, Sept. 1984.
86. UNNITHAN, V.B.; DOWLING, J.J.; FROST, G.; VOLPE, A.B.; BAR-OR, O. Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 36, n.8, p. 487-494, Dec. 1996.
87. FONSECA, S.T.; SILVA, P.L.P.; OCARINO, J.M.; URSINE, P.G.S. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Revista Brasileira De Ciência e Movimento**, v. 9, n.3, p. 23-30, 2001.
88. MANAL, K.; MCCLAY, D., I; GALINAT, B.; STANHOPE, S. The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 18, n.2, p. 126-131, Feb. 2003.

4 ARTIGO VERSÃO INGLÊS

MUSCULAR CO-CONTRACTION DURING WALKING: COMPARISONS BETWEEN YOUNG AND ELDERLY WOMEN

Mariana Asmar Alencar¹; João Marcos Domingues Dias²; Renata Noce Kirkwood²

¹Physical therapist, MSc in Science of Rehabilitation, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

² Physical therapist, PhDs, Department of Physical Therapy, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil

Federal University of Minas Gerais – Department of Physical Therapy, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG.

Key-words: elderly, gait, initial contact, joint stability, co-contraction

ABSTRACT

Muscular co-contraction is a strategy adopted by the elderly to increase stability. The objective of this study were to compare co-contraction levels of the vastus lateralis and biceps femoris (VL-BF) and the tibialis anterior and gastrocnemius (TA-GAS) muscles 200 ms before and after initial contact (IC) during gait between young and elderly women. Co-contraction levels at knee and ankle angles at IC were correlated with work normalized by body mass (W/BM). Comparisons of gait velocity, knee and ankle angles at IC and W/BM were also analyzed. The sample was composed of 40 women: 20 young (20-27 yrs) and 20 elderly (65-79 yrs). Muscular co-contraction was assessed by surface eletromyography and kinematic parameters by a motion analysis system. W/BM was obtained through concentric contractions using isokinetic dynamometry. Elderly women co-contracted the VL-BF and TA-GAS more than the young, both before and after the IC ($p \leq 0,0005$). Gait velocity and W/BM were lower for older women ($p \leq 0,0003$). No differences were observed between the joint angles ($p \geq 0,493$). Moderate correlations were observed between TA-GAS co-contractions before IC and for dorsiflexors ($r=0,504$; $p=0,024$) and plantar flexors ($r=0,602$; $p=0,005$) W/BM for the younger group. It was concluded that elderly women used high levels of co-contraction at IC during gait, to maintain joint stability.

1. Introduction

Several studies describe modifications in gait with the aging process. (Brown *et al.*, 2002; Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998) Among the main changes are decreases in gait velocity and cadence reduction of stride length, the single limb support time and angular displacement of the hip, knee and ankle joints.(Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998) Associated with these alterations, are changes in the muscular activity during the gait phases in relation to aging.(Brown *et al.*, 2002) Some authors suggest that these modifications in gait are adaptations performed by the elderly to maintain stability and, in this way, continue walking.(Brown *et al.*, 2002; Manchester *et al.*, 1989; Thelen *et al.*, 2000) Although, many studies have been published on this field, knowledge about the mechanisms and adaptations related to gains of stability during gait of the elderly it is still unclear.

One factor that provides stability for the individual in functional situations and that plays an important role in their capacity to adapt to constant changes in the environment and in various functional tasks is the stability of the joints.(Baratta *et al.*, 1988) Some authors outline that co-contraction of the antagonistic pairs around a joint(Baratta *et al.*, 1988) is a strategy used by the elderly to increase joint stability. This allows the motor system to appropriately adjust to disturbances encountered during daily activities.(Darling *et al.*, 1989; Hortobagyi and DeVita, 2000; Klein *et al.*, 2001; Laughton *et al.*, 2003; Thelen *et al.*, 2000) Co-contraction promotes this stability through adjustments of joint stiffness.(An, 2002) Therefore, with increases in intensity of joint co-contraction and stiffness, the elderly would be better prepared for potential environmental disturbances and would be more capable to adjust.

Studies that evaluated co-contractions in the elderly attribute these high levels found in this population as being a means of compensating for changes in the functional capacities

due to the aging process.(Hortobagyi and DeVita, 2000; Klein *et al.*, 2001; Laughton *et al.*, 2003; Manchester *et al.*, 1989; Thelen *et al.*, 2000) The suggested principal causes are the reduced capacity to process environmental information,(Manchester *et al.*, 1989) decreases of muscular function(Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003; Thelen *et al.*, 2000; Zacaron, 2005) and modifications in the joint angles during gait.(Hortobagyi and DeVita, 2000; Zacaron, 2005) However, not many studies have been investigated the association between these possible causes and increases in co-contractions of the elderly. Despite attempts in the literature to describe the presence of co-contractions as a strategy adopted by the elderly to gain stability during certain activities, no studies were found that evaluated co-contractions during gait of the healthy elderly.

Of all gait phases, the moment that creates the greatest demands on the stabilization mechanisms is the initial contact, because it is a transition period between a phase where the joint is non-weight bearing and then receives the weight transferred from the other limb.(Konradsen and Voigt, 2002) Moreover, some authors mention that this initial contact is the phase with the highest risk of falls through slipping.(Chiba *et al.*, 2005; Mills and Barrett, 2001) In spite of the importance of this phase, little has been studied regarding possible adjustments that the aged use to maintain stability.

Investigation of the presence of co-contractions as a possible strategy adopted by the elderly during this initial contact phase and its correlations with kinematic alterations of gait and muscular performance may contribute to a better understanding of the mechanisms of stabilization. In addition, this evidence may add important information to the existing body of knowledge, and assist in the elaboration of more efficient strategies for gait training with the elderly.

Thus, the objective of this study was to compare the co-contraction levels of the vastus lateralis and biceps femoris (VL-BF) and the tibialis anterior and gastrocnemius (TA-GAS)

muscles 200 ms before and after initial contact during gait between young and elderly women, and to correlate co-contraction levels of the knee and ankle joint angles at initial contact with work normalized by body mass (W/BM). Comparisons of gait velocity, knee and ankle joint angles at initial contact and W/BM between young and elderly women were also analyzed. Due to changes that occur in the aging process, the hypothesis of this study was that elderly women demonstrate higher levels of co-contraction of the musculature at the knee and ankle than the young at the initial contact phase.

2. Methods

2.1. Subjects

Forty women, 20 young and 20 elderly participated in this study. The young women, between the ages of 20 and 27 yrs (22.5 ± 2.21 yrs), had a body mass index (BMI) of 20.74 ± 1.98 Kg/m² were on average 1.62 ± 0.058 m tall. The elderly, between 65 and 79 yrs (71 ± 4.23 yrs) had a BMI of 26.43 ± 4.75 Kg/m² and were on average, 1.53 ± 0.065 m tall. To participate in this study, the volunteers had to demonstrate the following criteria: live independently in the community, be capable of walking without an assistance device and be sedentary, in accordance with the classification of the Center for Disease Control/American College of Sports Medicine (CDC/ACSM). CDC/ACSM considers sedentary individuals people as those who not exercise for at least 30 mins of moderate intensity activity for ≥ 5 days/week or 20 mins of vigorous-intensity physical activity for ≥ 3 days/week.(US Department of Health and Human Services & CDC, 2001) Volunteers who reported previous histories of surgery on the lower limb or had ankle sprains; pain or edema of the lower limbs; limitations of the range of motion (ROM) of the knee and ankle joints; rheumatic, orthopedic or neurological diseases; a history of falls over the last six months; cognitive impairments that limited the understanding of the tests and complaints of dizziness were excluded from the study.(Chiba *et al.*, 2005) All participants signed the informed consent term and their rights were assured by the Research Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais.

2.2. Instrumentation

To record the electrical activity of the vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles during gait, an electromyographer MP150WSW was used (*Biopac Systems*[®], California). Four active surface electrodes (TSD-150A) from *Biopac Systems*[®], with bipolar configurations were used to record the electromyographic signals. For the precise determination of the instant that the initial contact occurred during gait, two footswitches (*Toe strike Transducer - Biopac System*[®]), connected to the electromyography (EMG) device were used. The software *Acqnowledge (Biopac System*[®]) was used for acquisition of the electromyographic data and the footswitch signals. Data were collected at a frequency of 1000 Hz.

Gait velocity and knee and ankle joint angles at initial contact were obtained by a motion analysis system Qualisys ProReflex MCU (*Qualisys Medical AB*[®], Sweden). Qualisys ProReflex is composed of four cameras, connected to each other, that emit infra-red light, which is reflected by passive markers placed on specific points on the participants' body. Data are registered by each lens of the camera, generating a bidimensional image of the marker position. With the triangulation of the images of at least two cameras, the reconstruction in three dimensions of the positions of the reflecting passive markers is possible. Calibration of the system was accomplished with the objective of determining the global reference laboratory coordinates and to inform the system of the exact location and orientation of the cameras. Frequency data collection used for calibration was at 240 Hz. For the gait analysis, a prediction error of 15 mm, a maximum residual of 5 mm, and a frequency of 60 Hz (60 frames per sec) were accepted. (Chiba *et al.*, 2005) Synchronization of the EMG and motion analysis system data was acquired by a manual trigger that was connected to the analogical module of both instruments. When pressed, this trigger activated the initiation of the two data collection procedures.

The muscular performance of the knee and ankle joints was evaluated using the isokinetic dynamometer Biodex System 3 Pro (*Biodex Medical Systems Inc.*[®], NY). The calibration of the dynamometer was carried out according to the manufacturer's manual.

2.3. Procedures

EMG and kinematic data during gait were collected for the dominant lower limb, which was defined as the limb with which the volunteer would kick a ball.(Thelen *et al.*, 2000) During the placement of the electrodes, the skin was cleaned with alcohol to remove cutaneous oil.(Cram *et al.*, 1998) After the cleansing, the active surface electrodes were positioned on the belly of the four muscles that were identified by palpation during the voluntary contraction, as suggested by Cram *et al.*(Cram *et al.*, 1998) A reference electrode was positioned over the tibial tubercle ipsilateral area and the footswitches were fixed at calcaneus and head of the 1st metatarsal.

For the collection of the temporal and kinematic variables, passive reflective markers of 19 mm in diameter were placed on the bony prominences of the thigh (bilateral greater trochanter, lateral and medial femoral condyles), leg (lateral and medial malleolus) and on the foot (first and fifth metatarsal heads and calcaneus). Two clusters were placed laterally in the distal third of the thigh and leg, and attached with velcro elastic bands. These clusters had three non-collinear passive markers forming a scalene triangle.

A reference position was obtained with the individuals standing with the feet aligned on the "x and y" axes drawn on the floor with their arms folded in front of the trunk. The purpose of reference position is to obtain information for the construction of a biomechanical model for each subject. This procedure took about one second.

After this data acquisition procedure, the reference landmarks of the thigh and leg were removed, leaving only the reference markers of the foot and the clusters for tracking. The participants were requested to comfortably walk barefoot over the walkway of 6 m in length

and 1m in width, with the superior limbs free, at a natural, self-selected speed.(Chiba *et al.*, 2005) With the intent of being familiarized with the procedures, the initial trials over the walkway were not included in the analysis.(Chiba *et al.*, 2005) From the third trial onwards, without the participants' knowledge, the trigger was activated and the electrical activities of the muscles were collected, as well as the kinematic data. Ten trials were collected for all subjects, to enhance the quality of the procedures.

After the collection of the gait data was complete, the tests for muscular performance of the quadriceps (Q), hamstrings (H), plantar flexors (PF) and dorsiflexors (DF) muscles of the ankle were assessed with an isokinetic dynamometer. Muscular evaluation was performed with five concentric contractions at an angular velocity of 60°/s.(Dias *et al.*, 2004) The correction for gravity was made before each assessment. For the familiarization with the equipment, the participants performed three submaximal repetitions before the tests. A rest interval of 30 secs was given between the familiarization and the evaluation periods. During the isokinetic tests, all individuals were verbally encouraged to attempt to reach their maximal performance.(Dias *et al.*, 2004)

The assessments were performed with the chair inclined at 85° and with their thigh, pelvis and trunk segments stabilized by the restraining straps of the apparatus. The evaluation of the ankle joint was taken initially, with the knee positioned at 30° of flexion and the ankle axis aligned with the rotation axis of the dynamometer. The foot and the ankle were attached to the foot-ankle apparatus by a bandage wrap. The ROM tested was from 10° of dorsiflexion to 30° of plantar flexion, and subsequently, the test of the knee muscles was carried out. The rotational axis of the equipment was then, aligned with the lateral epicondyle of the femur and the lever arm fastened above the lateral malleolus and performed in a ROM of 5 ° to 90 ° of knee flexion.(Dias *et al.*, 2004)

2.4. Data reduction

Electromyographic data were processed using the software MatLab[®] (*Matrix Laboratory*). EMG signals were filtered using a high pass filter of 10 Hz and low pass of 500 Hz (Pijnappels *et al.*, 2006) and later rectified. The first two and last two steps relative to acceleration and deceleration, respectively, were excluded by the program, which selected the trials to be analyzed. EMG signal of each muscle was normalized to the average of the activity peaks of the strides for each gait trial. (Yang and Winter, 1984)

Calculation of the values for the co-contractions of the vastus lateralis and biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius muscular groups were based on the methods described by Unnithan *et al.*, (Unnithan *et al.*, 1996) whose reliability was verified by Fonseca *et al.* (Fonseca *et al.*, 2001). This method involves the identification of the common area between the normalized curves, and represents the intensity of simultaneous muscular activity or co-contraction. In the present study, the average level of co-contraction was quantified during the period of 200 milliseconds (ms) before and 200 ms after the initial contact.

Kinematic data were initially processed with acquisition software Qualisys Track Manager[®] (1.6.0.x-QTM), for the calculation of gait velocity and the knee and ankle joint angles at initial contact in the sagittal plane. The processing consisted of interpolating the data when the trajectory of the markers was missing in up to 10 frames. Then, the data were transferred to the analysis software Visual 3DTM[®], (C-Motion, Inc, USA). With this software, the biomechanical model of each participant was constructed from the data supplied by the collection of the reference position and by the body mass and height of the participant. Also, this software permitted the filtering of the trajectory of the markers using a low pass filter of 6 Hz, to reduce the noise of the movement markers. (Mills and Barrett, 2001) From the footswitch data, the exact instant of the initial contact at *Visual 3D* was established, since the collection of the EMG and of kinematic data were simultaneous. The *Visual 3D* calculated and supplied the average values of the knee and ankle joint angles at initial contact as well as

the gait velocity. The joint angles were defined by the orientation of one segment in relation to the other, using the sequence of *Cardan* and calculated by the *Euler* technique.

Muscular performance variable selected was the W/BM, that was calculated by dividing the area below the curved torque/angle (Joules) for the body mass (Kg) and multiplying this value by 100. The calculation of W/BM of muscles Q, H, PF and DF were accomplished by the dynamometer software.

2.5. Data analysis

Analyses were processed using the computational programs Statistical Analysis System (SAS)[®] Version 6.12 and *Sistema para Análises Estatísticas* (SAEG)[®] Version 9.0. Distribution of data was tested by the Shapiro-Wilk and Lilliefors tests and the homogeneity of variance by the Cochran and Bartlett tests. Since the data showed normal distribution and homogeneity of variance, ANOVA was performed with posterior comparisons of the averages by the student-t test to compare the groups in relation to the variables of co-contraction levels, gait velocity, knee and ankle joint angles at initial contact and W/BM. To evaluate the correlations between the observed co-contraction levels and the kinematic parameters and the muscular performance in each group, the Pearson correlation test was used with a significance level set at $\alpha = 0,05$.

3. Results

3.1. Co-contraction 200 ms before and after the initial contact during gait.

A significant difference was found between the level of co-contraction 200 ms before and 200 ms after the initial contact for the muscular groups of VL-BF ($p=0.0005$; 0.0001) and TA-GAS ($p=0.0002$; 0.0001) between the young and elderly women. Sedentary elderly women showed higher levels of co-contraction in the musculature of the knee and the ankle than the young women (Table 1). Illustrative examples of the electromiographic tracings of

the co-contraction curve of a single young woman and an elderly woman are presented in Figure 1.

3.2. *Gait velocity, knee and ankle joint angles at initial contact and muscular performance.*

Elderly women walked with significantly slower gait velocity than young women ($p=0.0003$) (Table 1). There were no significant differences between the groups in relation to the knee and ankle joint angles at initial contact ($p = 0.493$ and $p = 0.517$, respectively) (Table 1). Regarding the parameter of muscular performance, significant differences were found between the young and elderly group for all muscles tested. The elderly showed lower W/BM of the flexors and extensors of the knee and the dorsiflexors and plantar flexors ($p=0.0001$) for all variables, when compared with the young women (Table 1).

3.3. *Correlations between co-contraction and the knee and ankle joint angles at initial contact during gait and W/BM*

No statistically significant correlations were found between the co-contraction measures before and after the initial contact, and the knee and ankle joint angles at initial contact ($r \leq 0.392$; $p \geq 0.097$) for both groups. In the elderly group, no significant correlations were found between the co-contraction measures and the variables W/BM Q, W/BM H, W/BM DF and W/BM PF ($r \leq -0.462$; $p \geq 0.057$). In the young group, correlations between VL-BF and W/BM Q and W/BM H ($r \leq 0.397$; $p \geq 0.093$) and between the TA-GAS after the initial contact and W/BM DF and PF ($r \leq 0.507$; $p \geq 0.144$) were also non-significant. However, in this group, a moderate and significant correlation was observed between the co-contraction TA-GAS, before the initial contact and W/BM DF ($r = 0.504$; $p=0.024$) and W/BM PF ($r = 0.602$; $p=0.005$).

4. Discussion

In this study, co-contraction was investigated as a possible strategy adopted by the elderly to guarantee joint stability during gait and the factors that could be associated with this

mechanism. The groups were constituted only of sedentary women, since some researchers have shown that gender and the level of physical activity influence co-contraction levels,(Fonseca *et al.*, 2006; Klein *et al.*, 2001) muscular performance(Frontera *et al.*, 2000; Klein *et al.*, 2001) and kinematic parameters of gait.(Mills and Barrett, 2001; Oberg *et al.*, 1994)

The findings of this research confirm the hypothesis that elderly women demonstrate higher levels of co-contraction of the knee (VL-BF) and ankle (TA-GAS) muscles than young women, before and after initial contact during gait. Increases in co-contraction may represent strategies adopted by the elderly to actively increase their limb stiffness and thus, enhance dynamic joint stability and consequently, greater functionality.

These results are similar to those of other studies that evaluated differences of co-contraction between the young and elderly in other functional tasks(Darling *et al.*, 1989; Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003; Manchester *et al.*, 1989) Hortobagyi *et al.* found greater co-contractions of the musculature of the knee (VL-BF) and the ankle (TA-GAS) in the elderly during descending stairs.(Hortobagyi and DeVita, 2000) In a reaching task study, Darling *et al.* also observed higher co-contractions of the brachial biceps and triceps in the elderly before and during the execution of the task.(Darling *et al.*, 1989) Even during the maintenance of static posture, it has been shown that the elderly co-contrast more the VL-BF and TA-soleus than the young.(Laughton *et al.*, 2003)

In this study, the calculation of joint stiffness was not assessed. However, the association between increases of stiffness, as a consequence of co-contraction, has been already established in the literature.(Gardner-Morse and Stokes, 2001; Granata *et al.*, 2004; Lee *et al.*, 2006) This association was demonstrated in several joints, such as the ankle,(Granata *et al.*, 2004) knee(Hortobagyi and DeVita, 2000) and spine,(Gardner-Morse and Stokes, 2001; Lee *et al.*, 2006) and in addition, was reinforced by studies that showed

modifications in co-contraction intensities in situations in which adjustments in the stiffness were necessary, due to a greater stability demands imposed on the joint.(Granata and Orishimo, 2001; Milner, 2002)

Changes related to aging of the sensorial and neuromuscular systems could be responsible for the higher co-contraction levels observed in the elderly.(Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003; Manchester *et al.*, 1989) With the aging process, elderly people demonstrate decreases in the ability of processing environmental information and adjusting the coordination both between body segments and the body and space.(Light, 1990) These changes are associated with a slowing of motor responses,(Light, 1990) a lower capacity to adjust to environmental disturbances and the production of necessary forces to regain stability.(Thelen *et al.*, 2000) Co-contraction may be the way that the elderly is able to prepare for possible risky situations of instability. In this way, with increases in co-contractions, the elderly increase their joint stiffness, preparing themselves for ground impact of the lower limb and, also, reducing the necessary degrees of freedom during gait.(Damiano, 2006) Moreover, co-contraction would be a most effective strategy for the elderly to prevent reaction delays to an eventual unpredictable situation.(Hortobagyi and DeVita, 2000; Thelen *et al.*, 2000)

Another factor associated with the muscular system can also involve the increases of the co-contraction found in elderly women. As stability is composed of the sum of the passive components with active components, one possible explanation for the increase of the co-contraction, or active stiffness, would be the decrease of the passive stiffness of muscles and tendons found in the elderly.(Gajdosik *et al.*, 1999; Narici *et al.*, 2003) During aging, there are decreases in the number of muscular fibers and, consequently, a reduction of muscular mass(Frontera *et al.*, 2000) and in addition, a modification in the structure of the collagen fibers.(Strocchi *et al.*, 1991) Thus, the passive properties of muscles and tendons are reduced,

leading the elderly to increase their joint stiffness by co-activation of antagonistic pairs.(Gajdosik *et al.*, 1999; Ochala *et al.*, 2004) Frequently, is reported that the elderly's joint is more stiff, however in spite of this, they have smaller joint ROM. Thus, for the same ROM, the elderly have smaller passive stiffness than young people.(Gajdosik *et al.*, 1999) Since during gait, the ROM used is inferior to the total available range at the joint, thus it can be inferred that during this task, the decreased passive stiffness may have influenced the increases in co-contraction to improve joint stability.

It is still unknown to what extent and amount, increases in co-contraction can be beneficial for the performance of functional activities. Some authors mention negative implications in the use of increased levels of co-contraction which are related to the increases of energy cost and fatigue attributed to its presence during functional tasks.(Frost *et al.*, 1997) Moreover, some authors also suggest that high levels of co-contraction can increase the overload of tissues(Gardner-Morse and Stokes, 2001) and could decrease the quality of the movement.(Damiano, 2006) However, in the perspective of joint stability, co-contractions would have a positive role of encountering environmental disturbances, limit the degrees of freedom and increase the relationships between joints surfaces and the capacity to absorb energy.(Baratta *et al.*, 1988; Damiano, 2006) Even if co-contraction is capable of creating some disadvantageous situations, it can also be the way that the elderly maintain their daily functions.

The natural gait velocity of elderly women was lower than of the younger group. Other studies have corroborated this finding.(Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) However, the mean gait velocity found in this study (elderly: 0.989 m/s and young: 1.194 m/s) was inferior to the values reported in the literature, that varied from 1.17 to 1.43 m/s for elderly people(DeVita and Hortobagyi, 2000; Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006;

Riley *et al.*, 2001) to 1.34 to 1.60 m/s for the young.(Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) This difference could have occurred due to the fact that these studies included both sexes(DeVita and Hortobagyi, 2000; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006) or that they did not control the level of physical activity of its participants.(DeVita and Hortobagyi, 2000; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) Gait velocity is an important variable, since it has been shown that there is an association between gait velocity and co-contraction levels.(Frost *et al.*, 1997; Gunther and Blickhan, 2002; Holt *et al.*, 2003) Some authors demonstrated that walking at a higher than normal velocity, increased co-contraction occurred in the muscles of the lower limbs.(Frost *et al.*, 1997; Gunther and Blickhan, 2002; Holt *et al.*, 2003) In this way, evaluation of walking at normal velocity adopted in the present study, was a means of avoiding some erroneous conclusions with this baseline measure.

No significant differences were found between the young and elderly in relation to the knee and ankle joint angles at the moment of initial contact. The angles were similar to those reported in literature.(Winter, 1991) The results are consistent with the findings of other authors who failed to find significant difference between the joint angles during gait when comparing young and health elderly individuals.(Mills and Barrett, 2001; Oberg *et al.*, 1994) Studies that found statistical significant difference did not evaluate the participants at a self-selected normal gait velocity. They previously determined the gait velocity for both groups or requested them to walk faster or slower than normal.(DeVita and Hortobagyi, 2000; Prince *et al.*, 1997) Another factor that could have also influenced the absence of difference between the groups is the participants' physical condition. Although the elderly women were sedentary according to CDC/ACSM, they were also healthy and living independently in the community.

Some authors have suggested an association between the kinematic characteristics of the lower limb joints at initial contact phase and the co-contraction muscles.(Gunther and Blickhan, 2002; Kerrigan *et al.*, 1998; Zacaron, 2005) Possible changes in the kinematics of the elderly, such as an increase of the flexion angle of the knee and the plantar flexion angle of the ankle at the moment of initial contact.(DeVita and Hortobagyi, 2000) These changes could lead to a lack of congruence between the joint surfaces at the moment of weight acceptance, and thus creating greater demands on the soft tissues and muscular activity to maintain joint stability.(Gunther and Blickhan, 2002; Kerrigan *et al.*, 1998; Zacaron, 2005) However, significant correlations between the knee and ankle joint angles at initial contact and the co-contractions of VL-BF and TA-GAS before and after this moment were not found. As was previously indicated, the angles of the joints were not different between the groups, but the co-contraction levels were, suggesting that other factors such as aging and passive stiffness could be associated with the increases in co-contraction.

Muscular work is a measure of great clinical importance in many functional activities, since it is not only necessary for the generation of peak tension, but also the maintenance of the required torque during total joint movement. In spite of its relevance, no studies were found in the literature that used this variable to compare the elderly and the young, thus making comparisons with this study difficult. In this study, a lower and significant work production capacity in the group of elderly women was found for the muscles of the knee and the ankle. However, it has already been well established that comparing other variables, such as peak torque, the capacity of muscular performance is reduced with aging.

Force production capacity has frequently been reported as a factor that influences joint stability. Some authors suggest that individuals with lower muscular performance capacity co-contract more to assure joint stability.(Fonseca *et al.*, 2006; Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003) Therefore, it is possible that muscular weakness due to the aging

process has forced elderly women to engage in greater co-contractions during initial contact. In this study, the elderly women presented lower W/BM levels and co-contracted more than the young, which suggests the existence of an association between these factors. However, in the elderly group, no correlations were found between W/BM and the co-contractions of VL-BF and TA-GAS before and after the initial contact. This finding is consistent with one study that also did not find relationships between W/BM of the knee extensors and flexors and co-contraction of VL-BF before and after initial contact during gait with the healthy elderly.(Zacaron, 2005) Similarly, Klein *et al.* did not find significant correlations between the force of the elbow flexors, extensors and the co-contraction levels during maximum voluntary isometric contractions in the elderly.(Klein *et al.*, 2001)

Similarly, in the younger group, no significant correlations were found between co-contractions of VL-BF before and after the initial contact and W/BM of the knee extensors and flexors and between co-contractions of TA-GAS after initial contact and W/BM of the dorsiflexors and plantar flexors. These results differ from another study, that found inverse and significant correlations between W/BM of the knee extensors and flexors and co-contractions of VL-BF before the initial contact in young women.(Fonseca *et al.*, 2006) However, the study analyzed this association in a group of young women that was constituted of sedentary individuals and athletes, thus, the relation between increased work production and lower co-contractions may have been due to greater differences between these groups in relation to these variables.(Fonseca *et al.*, 2006)

Since, in the present study, the groups were composed only of sedentary women, and the variability between the co-contraction levels and work within each group was small, therefore, they may not have been large enough to find significant correlations. Since association tests are sensitive to the variability of the sample, it is difficult to demonstrate associations in homogeneous groups without larger sample sizes.

A significant correlation was observed in the young group between the co-contractions of TA-GAS before the initial contact and W/BM DF and W/BM PF. Finding this positive correlation was unexpected, since most studies suggest that increased levels of co-contraction would be the means of increasing the stability in individuals with strength deficits. However, no other studies were found that correlated these two variables for the ankle. Possibly, the explanation for this finding would be related to the amount of W/BM accomplished by the young women and to the ankle joint. Since the correlations were found within of this group of young, healthy women, the lower W/BM may not represent muscular deficits that could lead to the necessity of using co-contractions to increase stability. Probably, the greater co-contractions in women with more capacity to generate work would be related to the ability to absorb at impact,(Thelen *et al.*, 2000) or to transfer energy, since the ankle joint already is an anatomically congruent joint. Therefore, it is important that future studies investigate the relationships between muscular function and co-contractions to explain this issue and to provide innovative solutions that may assist clinicians attending to the elderly.

Co-contractions were probably one of the ways that elderly women found to compensate for their current deficits in their aging process. Since compensatory strategies have not often been the objective of therapeutic interventions, it is important that the factors that cause the elderly to use increased levels of co-contraction should be better investigated before intervention proposals are elaborated.

5. Conclusions

Elderly women showed higher levels of co-contraction of the VL-BF and TA-GAS during the initial contact phase of gait when compared with young women. These increases in co-contraction may have been the strategy adopted by the elderly to guarantee dynamic joint stability and in this way, become better prepared for potentially unstable situations during gait. These adaptations were probably strategies adopted to compensate for their present

limitations because of the aging process and a means of the elderly to maintain functionality. However, the possible factors associated to this phenomenon are not still completely known and require that future studies elucidate this issue.

6. Reference List

- An, K.N. (2002) Muscle force and its role in joint dynamic stability. *Clin. Orthop. Relat Res.* S37-S42.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B.H., Letson, D., Chuinard, R., and D'Ambrosia, R. (1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am. J. Sports Med.* 16, 113-122.
- Brown, L.A., Gage, W.H., Polych, M.A., Sleik, R.J., and Winder, T.R. (2002) Central set influences on gait. Age-dependent effects of postural threat. *Exp. Brain Res.* 145, 286-296.
- Chiba, H., Ebihara, S., Tomita, N., Schultz, A.B., and Butler, J.P. (2005) Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. *Geriatrics Gerontol International* 127-134.
- Cram, J.R., Kasman, G.S., and Holtz, J. (1998) *Introduction to surface electromyography*. Aspen Publication, Maryland.
- Damiano, D.L. (2006) Reviewing muscle cocontraction: is it a development, pathological or motor control issue? *Phys. Occup. Ther. Pediatr.* 3-20.
- Darling, W.G., Cooke, J.D., and Brown, S.H. (1989) Control of simple arm movements in elderly humans. *Neurobiol. Aging* 10, 149-157.
- DeVita, P. and Hortobagyi, T. (2000) Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J. Appl. Physiol* 88, 1804-1811.
- Dias, J.M.D., Arantes, P.M.M., Alencar, M.A., Faria, J.C., Machala, C.C., Camargos, F.F.O., and Dias, R.C. (2004) Relação isquiotibiais/quadríceps em mulheres idosas utilizando o dinamômetro isocinético. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 8, 111-115.
- Fonseca, S.T., Silva, P.L.P., Ocarino, J.M., and Ursine, P.G.S. (2001) Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento* 9, 23-30.
- Fonseca, S.T., Vaz, D.V., de Aquino, C.F., and Bricio, R.S. (2006) Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: comparison between genders and influence of activity level. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 16, 273-280.
- Frontera, W.R., Suh, D., Krivickas, L.S., Hughes, V.A., Goldstein, R., and Roubenoff, R. (2000) Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *Am. J. Physiol Cell Physiol* 279, C611-C618.
- Frost, G., Dowling, J., Dyson, K., and Bar-Or, O. (1997) Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion. *J. Electromyogr. Kinesiol* 7, 179-186.
- Gajdosik, R.L., Vander Linden, D.W., and Williams, A.K. (1999) Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys. Ther.* 79, 827-838.

- Gardner-Morse, M.G. and Stokes, I.A. (2001) Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J.Biomech.* 34, 457-463.
- Granata, K.P. and Orishimo, K.F. (2001) Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J.Biomech.* 34, 1117-1123.
- Granata, K.P., Wilson, S.E., Massimini, A.K., and Gabriel, R. (2004) Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 14, 599-609.
- Gunther, M. and Blickhan, R. (2002) Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *J.Biomech.* 35, 1459-1474.
- Hageman, P.A. and Blanke, D.J. (1986) Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys.Ther.* 66, 1382-1387.
- Holt, K.G., Wagenaar, R.C., LaFiandra, M.E., Kubo, M., and Obusek, J.P. (2003) Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J.Biomech.* 36, 465-471.
- Hortobagyi, T. and DeVita, P. (2000) Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 10, 117-126.
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., Della, C.U., Lipsitz, L.A., and Collins, J.J. (1998) Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 79, 317-322.
- Klein, C.S., Rice, C.L., and Marsh, G.D. (2001) Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *J.Appl.Physiol* 91, 1341-1349.
- Konradsen, L. and Voigt, M. (2002) Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scand.J.Med.Sci.Sports* 12, 329-336.
- Laughton, C.A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J.F., Kerrigan, D.C., Phillips, E., Lipsitz, L.A., and Collins, J.J. (2003) Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait.Posture.* 18, 101-108.
- Lee, P.J., Rogers, E.L., and Granata, K.P. (2006) Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 16, 51-57.
- Light, K.E. (1990) Information processing for motor performance in aging adults. *Phys.Ther.* 70, 820-826.
- Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., and Marin, O. (1989) Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J.Gerontol.* 44, M118-M127.
- Menz, H.B., Lord, S.R., and Fitzpatrick, R.C. (2003) Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 32, 137-142.
- Mills, P.M. and Barrett, R.S. (2001) Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum.Mov Sci.* 20, 427-446.

- Milner,T.E. (2002) Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction. *Exp.Brain Res.* 143, 406-416.
- Narici,M.V., Maganaris,C.N., and Reeves,N. (2003) Muscle and tendon adaptations to ageing and spaceflight. *J.Gravit.Physiol.* 137-138.
- Oberg,T., Karsznia,A., and Oberg,K. (1994) Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J.Rehabil.Res.Dev.* 31, 199-213.
- Ochala,J., Lambertz,D., Pousson,M., Goubel,F., and Hoecke,J.V. (2004) Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing. *Exp.Gerontol.* 39, 349-358.
- Pijnappels,M., Bobbert,M.F., and van Dieen,J.H. (2006) EMG modulation in anticipation of a possible trip during walking in young and older adults. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 16, 137-143.
- Prince,F., Corriveau,H., Herbert,R., and Winter,D.A. (1997) Gait in the elderly. *Gait.Posture.* 128-135.
- Riley,P.O., DellaCroce,U., and Kerrigan,D.C. (2001) Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait.Posture.* 14, 264-270.
- Strocchi,R., De,P., V, Guizzardi,S., Govoni,P., Facchini,A., Raspanti,M., Girolami,M., and Giannini,S. (1991) Human Achilles tendon: morphological and morphometric variations as a function of age. *Foot Ankle* 12, 100-104.
- Thelen,D.G., Muriuki,M., James,J., Schultz,A.B., Ashton-Miller,J.A., and Alexander,N.B. (2000) Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 10, 93-101.
- Unnithan,V.B., Dowling,J.J., Frost,G., Volpe,A.B., and Bar-Or,O. (1996) Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyogr.Clin.Neurophysiol.* 36, 487-494.
- US Department of Health and Human Services & CDC (2001) Increasing physical activity. A report on recommendations of the task force on community preventive services. *Morbidity and Mortality Weekly Report.*
- Winter,D.A. (1991) *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.* University of Waterloo Press, Ontario.
- Yang,J.F. and Winter,D.A. (1984) Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 65, 517-521.
- Zacaron,K.A.M. (2005) Estudo da co-contracção dos músculos quadríceps e isquiotibiais durante a marcha de idosos assintomáticos e com osteoartrite de joelhos. Universidade Federal de Minas Gerais.

TABLE 1. Mean and standard deviations of co-contraction of the VL-BF and TA-GAS muscles 200 ms before and after initial contact; gait velocity; knee and ankle angle at initial contact; and work for body mass of the quadriceps, hamstrings, dorsiflexors and plantar flexors of young and elderly women

Variable	Group	Mean	SD	<i>p</i>
VL-BF before	Young	0.054	0.010	0.0005*
	Elderly	0.069	0.014	
VL-BF after	Young	0.051	0.013	0.0001*
	Elderly	0.075	0.024	
TA-GAS before	Young	0.011	0.008	0.0002*
	Elderly	0.024	0.011	
TA-GAS after	Young	0.020	0.008	0.0001*
	Elderly	0.037	0.012	
Velocity (m/s)	Young	1.194	0.174	0.0003*
	Elderly	0.989	0.156	
Knee (°)	Young	4.34	3.74	0.493
	Elderly	5.20	4.09	
Ankle (°)	Young	-3.08	2.73	0.517
	Elderly	-3.82	4.27	
W/BM Q (J/Kg)	Young	214.66	23.70	0.0001*
	Elderly	118.80	25.30	
W/BM H (J/Kg)	Young	118.17	21.23	0.0001*
	Elderly	61.72	12.67	
W/BM DF (J/Kg)	Young	13.58	2.85	0.0001*
	Elderly	6.99	2.23	
W/BM PF (J/Kg)	Young	35.80	6.05	0.0001*
	Elderly	16.93	8.05	

VL= vastus lateralis; BF= biceps femoris; TA= tibialis anterior; GAS=gastrocnemius; W/BM= work normalized for body mass; Q=quadriceps; H=hamstrings; DF=dorsiflexors; PF= plantar flexors; (J/Kg)= joules/kilogram; SD= standard deviation; * = statistic significance;

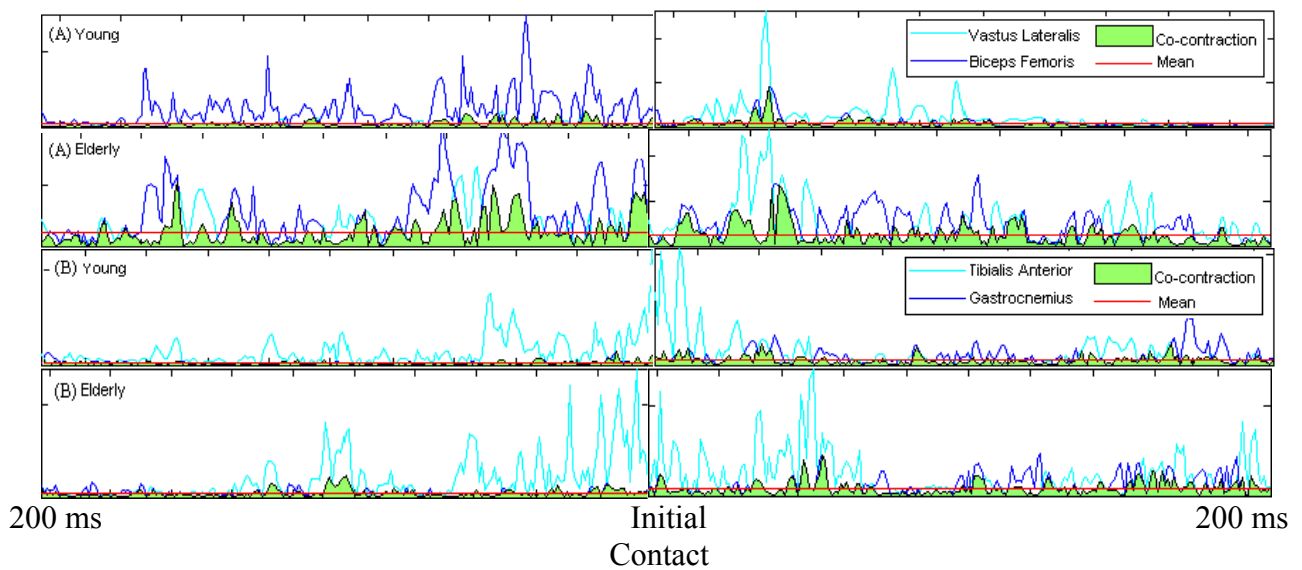


FIGURE 1: Electromyographic curve of one young and one elderly woman from 200 ms before initial contact to 200 ms after. The co-contraction curve is represented by the common area between the normalized contraction curves of the vastus lateralis and biceps femoris (A) and of the tibialis anterior and gastrocnemius (B). Notice that the co-contraction curve of the elderly woman has a greater area than the co-contraction curve of the young woman. The horizontal straight line represents the co-contraction average.

5 ARTIGO VERSÃO PORTUGUÊS

CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DURANTE A FASE DE CONTATO INICIAL DA MARCHA: ESTUDO COMPARATIVO ENTRE MULHERES JOVENS E IDOSAS

Mariana Asmar Alencar¹; João Marcos Domingues Dias²; Renata Noce Kirkwood²

¹ Fisioterapeuta, Mestre em Ciências da Reabilitação, Universidade Federal de Minas Gerais,

Belo Horizonte, MG, Brasil

²Fisioterapeuta, Professor Doutor (a), Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de

Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

Universidade Federal de Minas Gerais – Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Avenida Antônio Carlos, 6627, Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG.

Palavras- chave: idosos, marcha, contato inicial, estabilidade articular, co-contração

RESUMO

Co-contração muscular é uma estratégia adotada pelos idosos para aumentar a estabilidade. O objetivo deste estudo foi comparar o nível de co-contração dos músculos vasto lateral e bíceps femoral (VL-BF) e tibial anterior e gastrocnêmio (TA-GAS) 200 ms antes e após o contato inicial (CI), durante a marcha, entre mulheres jovens e idosas e correlacioná-los com o ângulo do joelho e tornozelo no CI e com o trabalho normalizado pela massa corporal (T/MC). Ainda, comparar, entre mulheres jovens e idosas as variáveis: velocidade da marcha, ângulo do joelho e tornozelo no CI e o T/MC. Participaram 40 mulheres, sendo 20 jovens (20-27 anos) e 20 idosas (65-79 anos). A co-contração foi avaliada utilizando um eletromiógrafo e os parâmetros cinemáticos por um sistema de análise de movimento. O T/MC foi obtido através de contrações concêntricas pelo dinamômetro isocinético. As idosas co-contraem mais o VL-BF e o TA-GAS que as jovens antes e após o CI ($p \leq 0,0005$). A velocidade da marcha e o T/MC das musculaturas analisadas foram menores nas idosas ($p \leq 0,0003$). Não foi verificada diferença entre os ângulos articulares entre jovens e idosas ($p \geq 0,493$). Correlação moderada foi observada somente entre a co-contração TA-GAS antes do CI e T/MC dorsiflexores ($r=0,504$; $p=0,024$) e T/MC flexores plantares ($r=0,602$; $p=0,005$) no grupo das jovens. Concluiu-se que as idosas utilizam níveis elevados de co-contração no CI durante a marcha, provavelmente para manterem a estabilidade articular.

1. Introdução

Diversos estudos descrevem modificações na marcha com o processo de envelhecimento.(Brown *et al.*, 2002; Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998) Dentre as principais alterações descritas estão a diminuição da velocidade da marcha e da cadência, a redução do tamanho da passada, da fase de apoio unipodal e do deslocamento angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante esta atividade.(Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998) Associadas a essas alterações, mudanças na atividade muscular durante as fases da marcha também estão presentes no envelhecimento.(Brown *et al.*, 2002) Alguns autores sugerem que estas modificações na marcha seriam adaptações realizadas pelos idosos para manterem a estabilidade e, assim, continuarem desempenhando a atividade.(Brown *et al.*, 2002; Manchester *et al.*, 1989; Thelen *et al.*, 2000) Entretanto, apesar de muitos estudos publicarem nesta área, pouco se sabe sobre os mecanismos e adaptações relacionados ao ganho de estabilidade durante a marcha do idoso.

Um fator que confere estabilidade ao indivíduo em situações funcionais e que tem um papel importante na sua capacidade de se adaptar às constantes mudanças do ambiente e às diversas tarefas funcionais é a estabilidade das articulações.(Baratta *et al.*, 1988) Alguns autores descrevem que a co-contração dos pares antagonistas em torno de uma articulação(Baratta *et al.*, 1988) é a estratégia utilizada pelos idosos para aumentar a estabilidade articular, permitindo assim, que o sistema motor seja capaz de responder às perturbações impostas pelas atividades cotidianas.(Darling *et al.*, 1989; Hortobagyi and DeVita, 2000; Klein *et al.*, 2001; Laughton *et al.*, 2003; Thelen *et al.*, 2000) A co-contração promove a estabilidade por meio de ajustes da rigidez articular.(An, 2002) Logo, com o aumento da intensidade da co-contração, aumentaria a rigidez da articulação e o idoso se prepararia para uma eventual perturbação ou estaria apto a resistir a ela.

Os estudos que avaliaram a co-contração em idosos atribuem os níveis elevados encontrados nesta população como sendo uma forma de compensar alterações decorrentes do processo de envelhecimento.(Hortobagyi and DeVita, 2000; Klein *et al.*, 2001; Laughton *et al.*, 2003; Manchester *et al.*, 1989; Thelen *et al.*, 2000) As principais causas descritas são a reduzida capacidade de captar informações do ambiente,(Manchester *et al.*, 1989) a diminuição da função muscular(Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003; Thelen *et al.*, 2000; Zacaron, 2005) e as modificações nos ângulos articulares durante a realização da atividade.(Hortobagyi and DeVita, 2000; Zacaron, 2005) Entretanto, pouco se tem investigado sobre a associação entre estas possíveis causas e o aumento da co-contração nos idosos. Apesar da literatura descrever a presença de co-contração como uma estratégia adotada pelos idosos no ganho de estabilidade durante determinadas atividades, não foram encontrados estudos que avaliaram a co-contração durante a marcha em idosos hígidos.

Dentre as fases da marcha, o momento que impõe maior demanda sobre os mecanismos de estabilização é o contato inicial, pois, é uma situação de transição entre uma fase em que a articulação está sem carga e receberá o peso transferido do outro membro.(Konradsen and Voigt, 2002) Além disso, alguns autores citam que o contato inicial é uma fase de risco de queda, pois, coloca a pessoa em risco de escorregar.(Chiba *et al.*, 2005; Mills and Barrett, 2001) Apesar da grande importância desta fase, pouco se tem estudado sobre as possíveis alterações que os idosos realizam para alcançarem a estabilidade durante esta fase.

A investigação da presença de co-contração como uma possível estratégia adotada pelos idosos durante o contato inicial e sua correlação com alterações cinemáticas da marcha e com o desempenho muscular poderão contribuir para uma melhor compreensão dos mecanismos de estabilização utilizados pelos idosos. Além destas evidências acrescentarem informações relevantes ao corpo de conhecimento existente, ainda poderão auxiliar na

elaboração de estratégias mais eficientes de treinamento de marcha com idosos. Desta forma, o objetivo deste estudo foi comparar o nível de co-contracção dos músculos vasto lateral e bíceps femoral (VL-BF) e tibial anterior e gastrocnêmio (TA-GAS) 200 ms antes e após o contato inicial, durante a marcha, entre mulheres jovens e idosas e correlacioná-los com o ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial e com o trabalho normalizado pela massa corporal (T/MC). Ainda, comparar, entre mulheres jovens e idosas as variáveis: velocidade da marcha, ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial e o T/MC. Devido às alterações que ocorrem com o processo de envelhecimento, a hipótese deste estudo foi que as idosas apresentam níveis mais elevados de co-contracção da musculatura do joelho e tornozelo que as jovens, na fase de contato inicial.

2. Metodologia

2.1. Amostra

Participaram deste estudo 40 voluntárias do sexo feminino, sendo 20 jovens e 20 idosas. As mulheres jovens, entre 20 e 27 anos ($22,5 \pm 2,21$ anos), apresentavam um índice de massa corporal (IMC) de $20,74 \pm 1,98$ Kg/m² e tinham, em média, $1,62 \pm 0,058$ metros de altura. As idosas, entre 65 e 79 anos ($71 \pm 4,23$ anos) apresentavam um IMC de $26,43 \pm 4,75$ Kg/m² e tinham, em média, $1,53 \pm 0,065$ metros de altura. Para participar deste estudo, as voluntárias tiveram que atender aos seguintes critérios: viver de forma independente na comunidade, ser capazes de andar sem dispositivo de auxílio à marcha e ser sedentárias, de acordo com a classificação do *Center for Disease Control/American College of Sports Medicine (CDC/ACSM)*. O *CDC/ACSM* considera sedentário aquele indivíduo que não realiza atividade física moderada por, no mínimo, 30 minutos em cinco ou mais dias da semana ou 20 minutos de atividade de intensidade vigorosa em três ou mais dias da semana. (US Department of Health and Human Services & CDC, 2001) Foram excluídas as voluntárias que apresentavam histórias prévias de cirurgia de membro inferior e de entorse de tornozelo; dor

ou edema nos membros inferiores; limitações das amplitudes articulares do joelho e tornozelo; doenças reumáticas, ortopédicas ou neurológicas; história de quedas nos últimos seis meses; alteração cognitiva que comprometesse a compreensão dos testes e queixas de tonturas.(Chiba *et al.*, 2005) Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e tiveram seus direitos assegurados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, parecer ETIC 579/04.

2.2. Instrumentação

Para o registro da atividade elétrica dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio cabeça medial durante a marcha, foi utilizado o eletromiógrafo MP150WSW (*Biopac Systems*[®], *Califórnia*). Quatro eletrodos ativos de superfície (TSD-150A) da *Biopac Systems*[®], com configuração bipolar, foram utilizados na captação do sinal eletromiográfico. Para a determinação precisa do instante em que ocorreu o contato inicial durante a marcha foram utilizados dois *footswitches* (*Toe strike Transducer - Biopac System*[®]), conectados ao aparelho de eletromiografia (EMG). O *software Acqnowledge* (*Biopac System*[®]) foi utilizado para a aquisição dos sinais eletromiográficos e dos *footswitches* e a coleta foi feita a uma frequência de 1000 Hz.

A velocidade da marcha e o ângulo do joelho e do tornozelo no contato inicial foram obtidos por meio do sistema de análise de movimento *Qualisys-ProReflex* MCU (*Qualisys Medical AB*[®], *Sweden*). O *Qualisys* possui quatro câmeras, conectadas entre si, que emitem luz infravermelha, que é refletida por marcadores passivos colocados sobre pontos específicos no corpo dos participantes. Este reflexo é captado pela lente de cada câmera, gerando uma imagem bidimensional (2D) das posições dos marcadores. Pela triangulação das imagens de, no mínimo, duas câmeras, este sistema permite a reconstrução em três dimensões (3D) da posição das marcas passivas refletoras. Foi realizada a calibração do sistema com o objetivo de determinar as coordenadas de referência global, ou seja, as coordenadas do laboratório e

informar ao sistema a localização e orientação exata das câmeras. A frequência de coleta da calibração utilizada foi de 240 Hz. Para a coleta da marcha foi utilizado o parâmetro de predição de erro de 15 mm, o residual máximo de 5mm e uma frequência de captação de 60 Hz (60 quadros por segundo).(Chiba *et al.*, 2005)

Os dados da EMG e do sistema de análise de movimento foram coletados simultaneamente. A sincronização foi realizada por meio de um disparador manual (*trigger*) que foi conectado ao módulo analógico dos dois instrumentos. Ao ser acionado, este *trigger* ativava o início das duas coletas.

Para a avaliação do desempenho muscular do joelho e tornozelo foi utilizado o dinamômetro isocinético *Biodex System 3Pro* (*Biodex Medical Systems Inc.*[®], NY). A calibração do dinamômetro foi realizada, conforme instrução do manual do fabricante, imediatamente antes da avaliação.

2.3. Procedimentos

Os dados eletromiográficos e cinemáticos da marcha foram coletados no membro inferior dominante, que foi definido como aquele com o qual a voluntária chutaria uma bola.(Thelen *et al.*, 2000) A pele, no local de colocação dos eletrodos, foi limpa com álcool para retirar a oleosidade cutânea.(Cram *et al.*, 1998) Após a limpeza, os eletrodos ativos de superfície foram posicionados sobre o ventre dos quatro músculos, que foram identificados por palpação durante a contração voluntária, conforme preconizado por Cram *et al.*.(Cram *et al.*, 1998) O eletrodo terra foi posicionado na tuberosidade tibial ipsilateral e os *footswitches* fixados no calcâneo e na cabeça do 1^o metatarso.

Para a coleta das variáveis temporal e cinemática, as marcas passivas reflectivas de 19 mm de diâmetro foram colocadas sobre proeminências ósseas localizadas na coxa (trocânter maior bilateralmente, epicôndilo lateral e medial do fêmur), perna (maléolo lateral e medial) e

no pé (cabeça do primeiro e quinto metatarsos e calcâneo). Duas placas de polipropileno (*clusters*) foram colocadas lateralmente no terço distal da coxa e da perna. Estes *clusters* possuíam três marcas passivas, não colineares, formando um triângulo escaleno e foram fixados nas participantes por meio de faixas elásticas com velcro.

Antes de iniciar a coleta da marcha, foi realizada uma coleta com o indivíduo na posição ortostática com a finalidade de obter dados para a construção do modelo biomecânico de cada voluntária. Para efetuar esta coleta, as participantes tiveram os pés alinhados sobre os eixos “x e y” desenhados sobre a passarela e orientadas a cruzar os braços na frente do tronco. A coleta estática teve a duração de um segundo.

Após esta coleta, foram retiradas as marcas anatômicas da coxa e da perna permanecendo apenas os *clusters* e as marcas anatômicas do pé, que também foram utilizadas para o rastreamento. Para dar início à coleta da marcha, foi solicitado às participantes que caminhassem confortavelmente sobre uma passarela de piso emborrachado de 6 m de comprimento e 1 m de largura, descalças, com os membros superiores livres, em velocidade natural, auto-selecionada.(Chiba *et al.*, 2005) Visando à familiarização com os procedimentos, as primeiras voltas sobre a passarela não foram incluídas na análise.(Chiba *et al.*, 2005) A partir da terceira volta, sem que a participante fosse avisada, foi acionado o *trigger* e foram coletadas as atividades elétricas dos músculos, bem como as informações cinemáticas. Foram coletadas 10 voltas por indivíduo, para garantir a qualidade dos dados.

Após a coleta da marcha, foi realizado o teste de desempenho muscular do quadríceps (Q), isquiosurais (IS - isquiotibiais), dos flexores plantares (FP) e dorsiflexores (DF) do tornozelo no dinamômetro isocinético. A avaliação muscular foi realizada em cinco contrações concêntricas, na velocidade angular de 60°/s.(Dias *et al.*, 2004) A correção da gravidade foi realizada antes de cada coleta. Para a familiarização com o equipamento, as participantes realizaram três repetições submáximas antes dos testes. Foi dado um intervalo de

descanso de 30 segundos entre a familiarização e o teste. Durante a realização dos testes isocinéticos, foi dado o estímulo verbal para a obtenção de força máxima.(Dias *et al.*, 2004)

O teste foi realizado com o encosto da cadeira inclinado a 85° e com os segmentos coxa, pelve e tronco estabilizados por faixas próprias do aparelho. Primeiramente, foi feita a avaliação do tornozelo. Para esta avaliação, o joelho foi posicionado a 30° de flexão e o eixo da articulação do tornozelo alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro. O pé e o tornozelo foram presos por faixas ao acessório próprio do aparelho para testar esta articulação. A amplitude de movimento (ADM) testada foi de 10° de dorsiflexão a 30° de flexão plantar. Em seguida, foi realizado o teste da musculatura do joelho. O eixo rotacional do aparelho foi, então, alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur e o braço de alavanca fixado acima do maléolo lateral. O teste foi realizado dentro de uma ADM de 5° a 90° de flexão do joelho.(Dias *et al.*, 2004)

2.4. Redução dos dados

O processamento do sinal coletado pelo eletromiógrafo foi realizado por um programa desenvolvido no *software MatLab*® (*Matrix Laboratory*). O sinal da EMG foi filtrado usando um “*high pass*” de 10 Hz e “*low pass*” de 500 Hz(Pijnappels *et al.*, 2006) e, posteriormente, retificado. Para desprezar os dois primeiros e dois últimos passos que são relativos à aceleração e desaceleração, respectivamente, o programa possibilitava selecionar os ciclos da marcha a serem analisados em cada coleta. Para a normalização dos dados, o sinal eletromiográfico de cada músculo foi dividido pela média dos picos de atividade eletromiográfica das passadas de cada coleta de marcha.(Yang and Winter, 1984)

A obtenção do valor da co-contração dos grupos musculares vasto lateral e bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio foi baseada no método descrito por Unnithan *et al.*, (Unnithan *et al.*, 1996) cuja confiabilidade foi verificada por Fonseca *et al.*.(Fonseca *et al.*, 2001) Este método envolve a identificação da área comum entre as curvas normalizadas. Esta

área comum representa a intensidade de atividade muscular simultânea ou co-contracção. No presente estudo, o nível médio de co-contracção foi quantificado no período de 200 milissegundos (ms) antes e 200 ms depois do contato inicial.

Para o cálculo da velocidade da marcha e ângulo do joelho e do tornozelo no contato inicial, no plano sagital, os dados captados foram inicialmente processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager*[®] 1.6.0.x-*QTM*. O processamento neste *software* consistiu de interpolar os dados quando a trajetória dos marcadores foi perdida em até 10 quadros. Posteriormente, os dados foram transferidos para o *software* de análise *Visual 3D*TM[®] (*C-Motion, Inc, Rockville, MD, USA*). Neste *software* foi construído o modelo biomecânico de cada participante, a partir dos dados fornecidos pela coleta na posição ortostática e de informações sobre massa corporal e altura da participante. Com a criação deste modelo biomecânico foi possível criar os segmentos corporais (coxa, perna e pé) e determinar os centros de rotação das articulações. Também foi realizado neste *software*, a filtragem da trajetória dos marcadores utilizando um filtro “*low pass*” de 6 Hz, para reduzir os ruídos decorrentes da movimentação das marcas. (Mills and Barrett, 2001) A partir dos dados gerados pelos *footswitches* foi estabelecido o momento exato do contato inicial no *Visual 3D*, uma vez que as coletas da EMG e da cinemática foram simultâneas. O próprio *Visual 3D* calculou e forneceu o valor médio do ângulo articular do joelho e tornozelo no contato inicial e a velocidade da marcha. Os ângulos articulares foram definidos pela orientação de um segmento em relação ao outro, utilizando a seqüência de Cardan e calculados pela técnica de Euler.

A variável selecionada para análise do desempenho muscular foi o trabalho normalizado pela massa corporal, que foi calculado dividindo-se a área abaixo da curva torque/ângulo (Joules) pela massa corporal (Kg) e multiplicando-se este valor por 100. O

cálculo do T/MC dos músculos Q, IS, FP e DF foi realizado pelo *software* do próprio dinamômetro isocínético.

2.5. Análise estatística

As análises foram processadas utilizando-se os programas computacionais *Statistical Analysis System (SAS)*® Versão 6.12 e Sistema para Análises Estatísticas (SAEG)® Versão 9.0. Foi testada a distribuição dos dados por meio dos testes *Shapiro-Wilk* e *Lilliefors* e a homogeneidade de variâncias pelos de *Cochran* e *Bartlett*. Uma vez que os dados apresentaram uma distribuição normal e homocedasticidade, foi utilizada a ANOVA (teste de *Fisher*), com posterior comparação das médias pelo teste *t-student* para comparar os grupos quanto às variáveis: nível de co-contração, velocidade da marcha, ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial e T/MC. Para avaliar a correlação entre os níveis de co-contração observados e os parâmetros cinemáticos e o desempenho muscular em cada grupo, foi utilizado o teste de correlação de *Pearson*. O nível de significância utilizado foi de $\alpha = 0,05$.

3. Resultados

3.1. Co-contração 200 ms antes e após o contato inicial na marcha

Foi encontrada uma diferença significativa no nível de co-contração 200 ms antes e 200 ms após o contato inicial para os grupos musculares VL-BF ($p=0,0005$; $0,0001$, respectivamente) e TA-GAS ($p=0,0002$; $0,0001$, respectivamente) ao se comparar mulheres jovens e idosas. Mulheres idosas sedentárias apresentaram níveis mais altos de co-contração na musculatura ao redor do joelho e do tornozelo que as mulheres jovens (Tabela 1). Exemplos ilustrativos do traçado eletromiográfico da curva de co-contração de uma mulher jovem e de uma idosa encontram-se na Figura 1.

3.2. Velocidade de marcha, ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial e desempenho muscular

As mulheres idosas andaram com uma velocidade significativamente menor que as mulheres jovens ($p=0,0003$) (Tabela 1). Não houve diferença significativa entre os grupos do ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial ($p= 0,493$ e $p= 0,517$, respectivamente) (Tabela 1).

No parâmetro de desempenho muscular, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre o grupo de jovens e o grupo de idosas para todos os músculos testados. As idosas apresentaram menor T/MC dos flexores e extensores do joelho e dos dorsiflexores e flexores plantares ($p=0,0001$ para todas as variáveis), quando comparadas com as mulheres jovens (Tabela 1).

3.3. Correlação entre o nível de co-contracção e as variáveis ângulo do joelho e do tornozelo no contato inicial durante a marcha e T/MC

Não houve correlações estatisticamente significantes entre as medidas de co-contracção antes e após o contato inicial, e as variáveis ângulo do joelho e tornozelo no contato inicial ($r \leq 0,392$; $p \geq 0,097$), para os dois grupos.

No grupo de idosas não foram encontradas correlações entre as medidas de co-contracção e as variáveis T/MC Q, T/MC IS, T/MC DF e T/MC FP ($r \leq -0,462$; $p \geq 0,057$). No grupo das jovens, também não foi verificada correlação entre VL-BF e o T/MC Q e T/MC IS ($r \leq 0,397$; $p \geq 0,093$) e entre o TA-GAS após o contato inicial e T/MC DF e FP ($r \leq 0,507$; $p \geq 0,144$). Entretanto, neste grupo, foi observada uma correlação moderada e significativa entre a co-contracção TA-GAS, antes do contato inicial e T/MC DF ($r= 0,504$ $p=0,024$) e T/MC FP ($r= 0,602$ $p=0,005$).

4. Discussão

Neste estudo, foi investigada a co-contracção como uma possível estratégia adotada pelas idosas para garantir a estabilidade articular durante a marcha e fatores que podem estar correlacionados com este mecanismo. Os grupos foram constituídos apenas por mulheres

sedentárias, devido ao fato de vários trabalhos mostrarem que sexo e nível de atividade física influenciam o nível de co-contracção,(Fonseca *et al.*, 2006; Klein *et al.*, 2001) o desempenho muscular(Frontera *et al.*, 2000; Klein *et al.*, 2001) e os parâmetros cinemáticos da marcha.(Mills and Barrett, 2001; Oberg *et al.*, 1994)

Os achados desta pesquisa confirmam a hipótese de que as idosas apresentam maiores níveis de co-contracção da musculatura do joelho (VL-BF) e tornozelo (TA-GAS) que as mulheres jovens, antes e após o contato inicial durante a marcha. Este aumento da co-contracção pode representar a estratégia adotada pelas idosas para aumentar ativamente a rigidez e, assim, garantir a estabilidade articular dinâmica e, conseqüentemente, a funcional.

Estes resultados são semelhantes aos de estudos que avaliaram a diferença de co-contracção entre jovens e idosos em outras tarefas funcionais.(Darling *et al.*, 1989; Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003; Manchester *et al.*, 1989) Hortobagyi *et al.* encontraram maior co-contracção tanto da musculatura do joelho (VL-BF) quanto do tornozelo (TA-GAS) nos idosos na descida de um degrau.(Hortobagyi and DeVita, 2000) Em um estudo de alcance, Darling *et al.* também observaram maior co-contracção do bíceps braquial e tríceps nos idosos, antes e durante a execução da tarefa. (Darling *et al.*, 1989) Mesmo durante a manutenção da postura estática foi verificado que os idosos co-contraiem mais o VL-BF e o TA-sóleo que os jovens.(Laughton *et al.*, 2003)

Neste estudo, não foi realizado o cálculo da rigidez articular. Entretanto, a associação entre aumentos da rigidez em conseqüência da co-contracção já está bem estabelecida na literatura.(Gardner-Morse and Stokes, 2001; Granata *et al.*, 2004; Lee *et al.*, 2006) Esta associação foi verificada em várias articulações, como tornozelo, (Granata *et al.*, 2004) joelho,(Hortobagyi and DeVita, 2000) e coluna,(Gardner-Morse and Stokes, 2001; Lee *et al.*, 2006) e ainda, reforçada por estudos que constataram modificações na intensidade de co-

contração em situações nas quais ajustes na rigidez eram necessários, devido a uma maior demanda de estabilidade imposta à articulação.(Granata and Orishimo, 2001; Milner, 2002)

As alterações relacionadas com o envelhecimento dos sistemas sensorial e neuromuscular podem ter sido responsáveis pela maior co-contração observada nas idosas. (Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003; Manchester *et al.*, 1989) Com o processo de envelhecimento, as idosas apresentam uma diminuição da habilidade de captar as informações do ambiente e de perceber o posicionamento entre os segmentos corporais e entre o corpo e o espaço.(Light, 1990) Como estas alterações estão associadas a uma lentificação da resposta motora(Light, 1990) e a uma menor capacidade de resistir à perturbação e de produzir força para recuperar a estabilidade,(Thelen *et al.*, 2000) a co-contração pode ser a maneira que as idosas encontraram de se prepararem para uma possível situação de risco de instabilidade. Dessa forma, com o aumento de co-contração, a idosa aumentaria a rigidez articular, preparando-se para o impacto do membro inferior com o solo e, também, reduzindo os graus de liberdade a serem controlados durante a execução da marcha.(Damiano, 2006) Além disso, a co-contração seria a estratégia mais efetiva para as idosas evitarem atrasos na reação a uma eventual perturbação. (Hortobagyi and DeVita, 2000; Thelen *et al.*, 2000)

Outro fator ligado ao sistema muscular também pode estar envolvido com o aumento da co-contração verificado nas idosas. Como a estabilidade é alcançada por meio da soma dos componentes passivos com os ativos, uma possível explicação para o aumento da co-contração (rigidez ativa) seria a diminuição da rigidez passiva dos músculos e tendões verificada nos idosos.(Gajdosik *et al.*, 1999; Narici *et al.*, 2003) Como, durante o envelhecimento, ocorre uma diminuição do número de fibras musculares e, conseqüentemente, uma redução na massa muscular(Frontera *et al.*, 2000) e, ainda, uma modificação na estrutura das fibras do colágeno,(Strocchi *et al.*, 1991) as propriedades passivas dos músculos e tendões se encontram reduzidas, levando à necessidade do idoso

aumentar a rigidez articular pela co-ativação dos pares antagonistas.(Gajdosik *et al.*, 1999; Ochala *et al.*, 2004) Apesar de, frequentemente, as articulações dos idosos serem consideradas mais rígidas, o fato é que estes apresentam, na realidade, uma menor ADM articular, visto que, para uma mesma ADM, os idosos possuem, em média, uma menor rigidez passiva que os jovens.(Gajdosik *et al.*, 1999) Como, durante a marcha, a ADM utilizada é inferior à amplitude disponível na articulação, pode-se inferir que, durante esta tarefa, a rigidez passiva diminuída pode ter influenciado no aumento de co-contração para aumentar a estabilidade articular.

Ainda não se sabe até que ponto e em qual quantidade o aumento da co-contração pode ser benéfico para o desempenho de atividades funcionais. Alguns autores citam implicações negativas na utilização de níveis aumentados de co-contração. Estes aspectos estão relacionados ao aumento do custo energético e à fadiga, atribuídos à sua presença durante tarefas funcionais.(Frost *et al.*, 1997) Além disso, existem autores que sugerem que níveis elevados de co-contração aumentariam a sobrecarga sobre os tecidos(Gardner-Morse and Stokes, 2001) e poderiam diminuir a qualidade do movimento.(Damiano, 2006) Entretanto, na perspectiva de estabilidade articular, a co-contração teria um papel positivo de resistir às perturbações, limitar os graus de liberdade e aumentar a congruência das superfícies articulares e a capacidade de absorção de energia.(Baratta *et al.*, 1988; Damiano, 2006) Mesmo podendo ocasionar desvantagens, provavelmente, esta pode ser a maneira que as idosas encontraram de se manterem funcionais.

A velocidade da marcha natural, auto-selecionada, das idosas foi menor que a das jovens. Outros estudos corroboram este achado.(Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) Entretanto, a velocidade média da marcha encontrada neste estudo (idosas: 0,989 m/s e jovens: 1,194 m/s) foi inferior à média reportada na literatura, que varia de 1,17 a 1,43 m/s para idosos(DeVita and Hortobagyi, 2000;

Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) e 1,34 a 1,60 m/s para jovens.(Hageman and Blanke, 1986; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) Esta diferença pode ter ocorrido devido ao fato dos estudos incluírem, indistintamente, participantes de ambos os sexos(DeVita and Hortobagyi, 2000; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006) ou não terem controlado o nível de atividade física de seus participantes.(DeVita and Hortobagyi, 2000; Kerrigan *et al.*, 1998; Menz *et al.*, 2003; Pijnappels *et al.*, 2006; Riley *et al.*, 2001) A velocidade da marcha é uma variável importante de ser descrita, uma vez que existem estudos que mostram uma associação entre a velocidade da marcha e o nível de co-contracção.(Frost *et al.*, 1997; Gunther and Blickhan, 2002; Holt *et al.*, 2003) Alguns autores verificaram que o indivíduo, andando a uma velocidade maior que a usual, aumenta a co-contracção dos músculos dos membros inferiores.(Frost *et al.*, 1997; Gunther and Blickhan, 2002; Holt *et al.*, 2003) Dessa forma, a avaliação das participantes na velocidade usual, adotada pelo presente estudo, foi uma forma de evitar conclusões errôneas ao determinar previamente a velocidade de marcha das participantes.

Não foi encontrada diferença significativa entre o grupo de jovens e idosas quanto ao ângulo do joelho e tornozelo no momento do contato inicial. Os ângulos foram similares aos reportados na literatura.(Winter, 1991) Os resultados são consistentes com os achados de outros autores que não encontraram diferença significativa entre os ângulos articulares durante a marcha ao comparar jovens e idosos hígidos.(Mills and Barrett, 2001; Oberg *et al.*, 1994) Os estudos que encontraram diferença estatisticamente significativa nos parâmetros cinemáticos da marcha não avaliaram os participantes em uma velocidade natural, auto-selecionada e sim determinaram previamente a velocidade de marcha dos dois grupos ou solicitaram ao indivíduo que andasse mais rápido ou mais devagar que o seu usual. (DeVita and Hortobagyi, 2000; Prince *et al.*, 1997) Outro fator que também pode ter influenciado a

ausência de diferença entre os grupos é a condição física das participantes, uma vez que, apesar das idosas serem sedentárias segundo o CDC/ACSM, elas eram híidas e independentes na comunidade.

Alguns autores sugerem uma associação entre as características cinemáticas das articulações dos membros inferiores na fase do contato inicial e a co-contração dos músculos.(Gunther and Blickhan, 2002; Kerrigan *et al.*, 1998; Zacaron, 2005) Uma possível alteração na cinemática dos idosos, como um aumento do ângulo de flexão do joelho e de flexão plantar do tornozelo no momento do contato inicial,(DeVita and Hortobagyi, 2000) poderia levar a uma menor congruência entre as superfícies articulares no momento da descarga de peso, criando, assim, uma demanda sobre os tecidos moles e sobre a ação muscular para manter a estabilidade da articulação.(Gunther and Blickhan, 2002; Kerrigan *et al.*, 1998; Zacaron, 2005) No entanto, não foram encontradas correlações significativas entre os ângulos das articulações do joelho e tornozelo no contato inicial e as co-contrações do VL-BF e TA-GAS antes e após este momento. Como foi relatado anteriormente, os ângulos das articulações não foram diferentes entre os grupos, mas, o nível de co-contração foi, sugerindo que, possivelmente, outros fatores como o envelhecimento e a rigidez passiva estão associados ao aumento da co-contração.

A variável trabalho muscular é uma medida de grande aplicabilidade clínica, já que, em atividades funcionais, é necessário não apenas a geração de pico de tensão, mas também a manutenção de torque satisfatório durante todo o movimento articular. Apesar dessa relevância, não foram encontrados, na literatura pesquisada, estudos que utilizaram esta variável para comparar idosos e jovens, dificultando, assim, a comparação entre dados. Verificou-se, neste estudo, uma menor e significativa capacidade de produção de trabalho no grupo de idosas, tanto para a musculatura do joelho quanto do tornozelo. No entanto, já está

bem estabelecido que a capacidade de desempenho muscular, considerando outros parâmetros, reduz com o envelhecimento.

A capacidade de produção de força tem sido freqüentemente reportada como um fator que influencia a estabilidade articular. Alguns autores sugerem que pessoas com menor capacidade de desempenho muscular co-contraiem mais para garantir a estabilidade da articulação.(Fonseca *et al.*, 2006; Hortobagyi and DeVita, 2000; Laughton *et al.*, 2003) Logo, é possível que a fraqueza muscular decorrente do processo de envelhecimento tenha levado o idoso a apresentar maiores níveis de co-contração.

Neste estudo, as idosas apresentaram menor T/MC e co-contrairam mais que as jovens, o que sugere existência de associação entre estes fatores. Apesar disso, no grupo das idosas, não foi encontrada correlação entre o T/MC e a co-contração do VL-BF e TA-GAS antes e após o contato inicial. Este achado é consistente com o de outro estudo que não encontrou, em idosos hígidos, correlação entre o T/MC dos extensores e flexores do joelho e a co-contração do VL-BF antes e após o contato inicial durante a marcha.(Zacaron, 2005) Klein *et al.* também não verificaram correlação entre a força dos flexores e extensores do cotovelo e os níveis de co-contração durante a contração voluntária máxima isométrica em idosos(Klein *et al.*, 2001).

No grupo das jovens, também não foi verificada correlação entre a co-contração do VL-BF antes e após o contato inicial e o T/MC dos extensores e flexores do joelho e entre a co-contração do TA-GAS após o contato inicial e T/MC dos dorsiflexores e flexores plantares. Este resultado difere de outro estudo, que encontrou correlação inversa entre T/MC dos extensores e flexores do joelho e co-contração do VL-BF antes do contato inicial em mulheres jovens.(Fonseca *et al.*, 2006) Entretanto, o estudo analisou esta associação em um grupo de mulheres jovens que era constituído por sedentárias e atletas, assim, a relação entre

maior produção de trabalho e menor co-contração pode ter aparecido devido à grande diferença entre estes grupos em relação a estas variáveis.(Fonseca *et al.*, 2006)

Como, no presente estudo, os grupos foram constituídos apenas por mulheres sedentárias e a variabilidade dos níveis de co-contração e trabalho dentro de cada grupo foi pequena, esta amostra pode não ter sido suficiente para encontrar uma correlação significativa. Uma vez que testes de associação são sensíveis à variabilidade da amostra, torna-se difícil demonstrar associação em grupos homogêneos, sendo necessários tamanhos de amostra maiores.

Uma correlação significativa foi observada, no grupo de jovens, entre a co-contração TA-GAS antes do contato inicial e T/MC DF e T/MC FP. Esta correlação positiva encontrada foi um achado inesperado, uma vez que a maioria dos estudos sugere que a co-contração seria a maneira de aumentar a estabilidade em pessoas com déficit de força. Entretanto, não foram encontrados outros estudos que correlacionaram estas duas variáveis no tornozelo. Possivelmente, a explicação para este achado estaria relacionada à quantidade de T/MC realizado pelas jovens e à articulação do tornozelo. Como a correlação foi verificada dentro de um grupo de mulheres jovens e híidas, o menor T/MC realizado por elas pode não representar um déficit muscular que levaria à necessidade de utilizar a co-contração para aumentar a estabilidade. Provavelmente, a maior co-contração em mulheres com maior capacidade de produzir trabalho estaria relacionada com a habilidade de absorção de impacto,(Thelen *et al.*, 2000) ou transferência de energia, uma vez que se trata da articulação do tornozelo que é uma articulação anatomicamente congruente. Logo, é importante que futuros estudos aprofundem nesta relação entre a função muscular e a co-contração, a fim de solucionar esta questão e fornecer informações que auxiliem a abordagem clínica dos idosos.

A co-contração, provavelmente, foi a maneira que as idosas encontraram para compensar os déficits decorrentes do processo de envelhecimento. Uma vez que estratégias

compensatórias não são alvo de intervenção terapêutica, é importante que os fatores que levam as idosas a utilizarem níveis aumentados de co-contração sejam melhor investigados, antes que propostas de intervenção sejam elaboradas.

5. Conclusão

As idosas apresentam níveis elevados de co-contração do VL-BF e TA-GAS na fase do contato inicial durante a marcha quando comparadas com mulheres jovens. Este aumento da co-contração pode ter sido a estratégia adotada pelas idosas para garantir a estabilidade articular dinâmica e assim, estarem preparadas para uma situação de instabilidade durante a marcha. Estas adaptações, provavelmente são estratégias adotadas para compensar as limitações decorrentes do processo de envelhecimento e uma forma das idosas se manterem funcionais. Entretanto, os possíveis fatores associados a este fenômeno ainda não estão completamente elucidados necessitando que futuros estudos procurem esclarecer esta questão.

6. Referências

- An, K.N. (2002) Muscle force and its role in joint dynamic stability. *Clin. Orthop. Relat Res.* S37-S42.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B.H., Letson, D., Chuinard, R., and D'Ambrosia, R. (1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am. J. Sports Med.* 16, 113-122.
- Brown, L.A., Gage, W.H., Polych, M.A., Sleik, R.J., and Winder, T.R. (2002) Central set influences on gait. Age-dependent effects of postural threat. *Exp. Brain Res.* 145, 286-296.
- Chiba, H., Ebihara, S., Tomita, N., Schultz, A.B., and Butler, J.P. (2005) Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. *Geriatrics Gerontol International* 127-134.
- Cram, J.R., Kasman, G.S., and Holtz, J. (1998) *Introduction to surface electromyography*. Aspen Publication, Maryland.
- Damiano, D.L. (2006) Reviewing muscle cocontraction: is it a development, pathological or motor control issue? *Phys. Occup. Ther. Pediatr.* 3-20.
- Darling, W.G., Cooke, J.D., and Brown, S.H. (1989) Control of simple arm movements in elderly humans. *Neurobiol. Aging* 10, 149-157.
- DeVita, P. and Hortobagyi, T. (2000) Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J. Appl. Physiol* 88, 1804-1811.
- Dias, J.M.D., Arantes, P.M.M., Alencar, M.A., Faria, J.C., Machala, C.C., Camargos, F.F.O., and Dias, R.C. (2004) Relação isquiotibiais/quadríceps em mulheres idosas utilizando o dinamômetro isocinético. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 8, 111-115.
- Fonseca, S.T., Silva, P.L.P., Ocarino, J.M., and Ursine, P.G.S. (2001) Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento* 9, 23-30.
- Fonseca, S.T., Vaz, D.V., de Aquino, C.F., and Bricio, R.S. (2006) Muscular co-contraction during walking and landing from a jump: comparison between genders and influence of activity level. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 16, 273-280.
- Frontera, W.R., Suh, D., Krivickas, L.S., Hughes, V.A., Goldstein, R., and Roubenoff, R. (2000) Skeletal muscle fiber quality in older men and women. *Am. J. Physiol Cell Physiol* 279, C611-C618.
- Frost, G., Dowling, J., Dyson, K., and Bar-Or, O. (1997) Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion. *J. Electromyogr. Kinesiol* 7, 179-186.
- Gajdosik, R.L., Vander Linden, D.W., and Williams, A.K. (1999) Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys. Ther.* 79, 827-838.

- Gardner-Morse, M.G. and Stokes, I.A. (2001) Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J.Biomech.* 34, 457-463.
- Granata, K.P. and Orishimo, K.F. (2001) Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J.Biomech.* 34, 1117-1123.
- Granata, K.P., Wilson, S.E., Massimini, A.K., and Gabriel, R. (2004) Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 14, 599-609.
- Gunther, M. and Blickhan, R. (2002) Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *J.Biomech.* 35, 1459-1474.
- Hageman, P.A. and Blanke, D.J. (1986) Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys.Ther.* 66, 1382-1387.
- Holt, K.G., Wagenaar, R.C., LaFiandra, M.E., Kubo, M., and Obusek, J.P. (2003) Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J.Biomech.* 36, 465-471.
- Hortobagyi, T. and DeVita, P. (2000) Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 10, 117-126.
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., Della, C.U., Lipsitz, L.A., and Collins, J.J. (1998) Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 79, 317-322.
- Klein, C.S., Rice, C.L., and Marsh, G.D. (2001) Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *J.Appl.Physiol* 91, 1341-1349.
- Konradsen, L. and Voigt, M. (2002) Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scand.J.Med.Sci.Sports* 12, 329-336.
- Laughton, C.A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J.F., Kerrigan, D.C., Phillips, E., Lipsitz, L.A., and Collins, J.J. (2003) Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait.Posture.* 18, 101-108.
- Lee, P.J., Rogers, E.L., and Granata, K.P. (2006) Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 16, 51-57.
- Light, K.E. (1990) Information processing for motor performance in aging adults. *Phys.Ther.* 70, 820-826.
- Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., and Marin, O. (1989) Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J.Gerontol.* 44, M118-M127.
- Menz, H.B., Lord, S.R., and Fitzpatrick, R.C. (2003) Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 32, 137-142.
- Mills, P.M. and Barrett, R.S. (2001) Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum.Mov.Sci.* 20, 427-446.

- Milner,T.E. (2002) Adaptation to destabilizing dynamics by means of muscle cocontraction. *Exp.Brain Res.* 143, 406-416.
- Narici,M.V., Maganaris,C.N., and Reeves,N. (2003) Muscle and tendon adaptations to ageing and spaceflight. *J.Gravit.Physiol.* 137-138.
- Oberg,T., Karsznia,A., and Oberg,K. (1994) Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J.Rehabil.Res.Dev.* 31, 199-213.
- Ochala,J., Lambertz,D., Pousson,M., Goubel,F., and Hoecke,J.V. (2004) Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing. *Exp.Gerontol.* 39, 349-358.
- Pijnappels,M., Bobbert,M.F., and van Dieen,J.H. (2006) EMG modulation in anticipation of a possible trip during walking in young and older adults. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 16, 137-143.
- Prince,F., Corriveau,H., Herbert,R., and Winter,D.A. (1997) Gait in the elderly. *Gait.Posture.* 128-135.
- Riley,P.O., DellaCroce,U., and Kerrigan,D.C. (2001) Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait.Posture.* 14, 264-270.
- Strocchi,R., De,P., V, Guizzardi,S., Govoni,P., Facchini,A., Raspanti,M., Girolami,M., and Giannini,S. (1991) Human Achilles tendon: morphological and morphometric variations as a function of age. *Foot Ankle* 12, 100-104.
- Thelen,D.G., Muriuki,M., James,J., Schultz,A.B., Ashton-Miller,J.A., and Alexander,N.B. (2000) Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *J.Electromyogr.Kinesiol.* 10, 93-101.
- Unnithan,V.B., Dowling,J.J., Frost,G., Volpe,A.B., and Bar-Or,O. (1996) Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyogr.Clin.Neurophysiol.* 36, 487-494.
- US Department of Health and Human Services & CDC (2001) Increasing physical activity. A report on recommendations of the task force on community preventive services. *Morbidity and Mortality Weekly Report.*
- Winter,D.A. (1991) *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.* University of Waterloo Press, Ontario.
- Yang,J.F. and Winter,D.A. (1984) Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 65, 517-521.
- Zacaron,K.A.M. (2005) Estudo da co-contracção dos músculos quadríceps e isquiotibiais durante a marcha de idosos assintomáticos e com osteoartrite de joelhos. Universidade Federal de Minas Gerais.

TABELA 1. Média e desvio padrão da co-contracção dos músculos VL-BF e TA-GAS nos 200 ms antes e após o contato inicial, velocidade da marcha, ângulo articular do joelho e tornozelo no contato inicial e trabalho pela massa corporal do quadríceps, isquiotibiais, dorsiflexores e flexores plantares, no grupo das mulheres jovens e idosas

Variável	Grupo	Média	DP	p
VL-BF antes	Jovens	0,054	0,010	0,0005*
	Idosas	0,069	0,014	
VL-BF depois	Jovens	0,051	0,013	0,0001*
	Idosas	0,075	0,024	
TA-GAS antes	Jovens	0,011	0,008	0,0002*
	Idosas	0,024	0,011	
TA-GAS depois	Jovens	0,020	0,008	0,0001*
	Idosas	0,037	0,012	
Velocidade (m/s)	Jovens	1,194	0,174	0,0003*
	Idosas	0,989	0,156	
Joelho (°)	Jovens	4,34	3,74	0,493
	Idosas	5,20	4,09	
Tornozelo (°)	Jovens	-3,08	2,73	0,517
	Idosas	-3,82	4,27	
T/MC Q (J/Kg)	Jovens	214,66	23,70	0,0001*
	Idosas	118,80	25,30	
T/MC IS (J/Kg)	Jovens	118,17	21,23	0,0001*
	Idosas	61,72	12,67	
T/MC DF (J/Kg)	Jovens	13,58	2,85	0,0001*
	Idosas	6,99	2,23	
T/MC FP (J/Kg)	Jovens	35,80	6,05	0,0001*
	Idosas	16,93	8,05	

VL= vasto lateral; BF= bíceps femoral; TA= tibial anterior; GAS=gastrocnêmio; (°)= graus; (m/s)= metros por segundo; T/MC= trabalho normalizada pela massa corporal; Q=quadríceps; IS=isquiossurais; DF=dorsiflexores; FP=flexores plantares; (J/Kg)= joules por quilogramas; DP= desvio padrão; * = significância estatística;

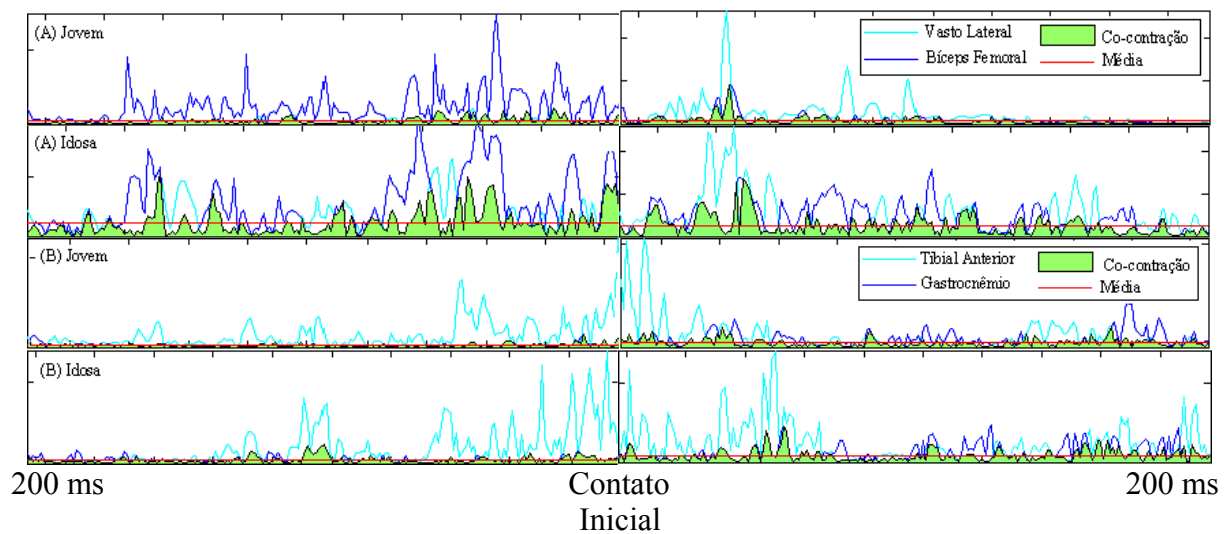


FIGURA 1: Traçado eletromiográfico de uma jovem e uma idosa a partir de 200 milissegundos (ms) antes do contato inicial até 200 ms depois, durante a marcha. A curva de co-contracção é representada pela área comum entre as curvas de contracção normalizadas do vasto lateral e bíceps femoral (A) e do tibial anterior e gastrocnêmio (B). Note que a curva de co-contracção da mulher idosa possui maior área que a curva de co-contracção da jovem. A reta horizontal representa a média de co-contracção.

APÊNDICES

APÊNDICE A: Termo de consentimento

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Estudo da Co-contração Muscular Durante a Fase de Contato Inicial da Marcha em Mulheres Jovens e Idosas

RESPONSÁVEIS:

Pesquisadora: Mariana Asmar Alencar (31) 3499-4788

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias (31)3499-4783

Co-orientador: Profa. Dra. Renata Noce Kirkwood (31) 3499-4783

INSTITUIÇÃO:

Universidade Federal de Minas Gerais - Escola de Educação Física,
Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Departamento de Fisioterapia – Laboratórios de Análise do
Movimento e Desempenho Motor e Funcional Humano

ENDEREÇO:

Departamento de Fisioterapia: Escola de Educação Física,
Fisioterapia e Terapia Ocupacional – 3º andar, Campus Pampulha,
Fone: (31) 3499-4783, (31) 3499-4788

Comitê de Ética em Pesquisa: (31) 3499-4592

Prezada participante,

Obrigada pelo seu interesse neste estudo. O objetivo desta
pesquisa é investigar como se comportam os músculos do joelho e

tornozelo durante o caminhar, em pessoas entre as idades de 20 a 30 anos e 65 a 80 anos.

Procedimento do estudo:

O estudo constará de três etapas a serem realizadas no mesmo local e em único encontro que deverá durar aproximadamente duas horas. Estas etapas encontram-se descritas a seguir na seqüência em que serão executadas.

1ª etapa:

Será composta de uma avaliação clínica que verificará sua idade, seu peso, altura, medicamentos em uso e a movimentação da sua articulação do joelho e tornozelo.

2ª etapa:

Realizaremos o registro da atividade elétrica dos músculos ao redor do joelho e tornozelo durante o caminhar, utilizando um equipamento de eletromiografia.

Para a realização desta etapa, será realizada limpeza da pele com algodão embebido em álcool para eliminar oleosidade e facilitar a colocação de eletrodos.

Os eletrodos serão colocados na sua perna dominante, superficialmente sobre a pele, com uma fita adesiva de dupla-face. Cada eletrodo será fixado na pele com um esparadrapo anti-

alérgico. Também serão colocados no seu membro dominante alguns marcadores para delimitar a sua perna.

Para identificarmos os momentos em que seu calcanhar toca o chão enquanto você caminha, serão fixados dois eletrodos na sola de seu pé, sendo um no calcanhar e o outro próximo ao dedão.

Simultaneamente ao registro da atividade elétrica dos músculos será realizada uma filmagem da sua perna, com quatro câmeras para identificarmos a posição do seu joelho e tornozelo ao andar; e também será registrada a velocidade em que você percorreu o espaço demarcado.

Após estes procedimentos serão cuidadosamente retirados da sua pele, com algodão e álcool, a fita adesiva, o esparadrapo e os eletrodos.

3ª etapa:

Será avaliada a força dos músculos do joelho e tornozelo. Para tal, você será solicitada a realizar força para esticar e dobrar o joelho e depois o pé contra a alavanca de um equipamento que fornecerá uma resistência a estes movimentos.

Riscos e desconfortos:

Esclarecemos de que os riscos de sua participação são mínimos e que poderá sentir algum cansaço no teste, mas que

tende a desaparecer com o tempo. Se, no entanto, houver prejuízo à sua saúde comprovadamente causada pelos procedimentos a que será submetida neste estudo, você será encaminhada a tratamento médico adequado sem nenhum custo, sendo este de responsabilidade do pesquisador. Para evitarmos o cansaço durante as etapas do estudo, serão dados intervalos de descanso durante e entre as etapas.

Para a avaliação da ativação muscular da perna pela eletromiografia, sua pele será limpa com álcool, logo, dependendo da sensibilidade da sua pele, esta pode apresentar algum sinal de vermelhidão logo após a limpeza. Os eletrodos serão colocados superficialmente na pele, não machucando e nem apresentando nenhum risco de choque ou queimadura.

Para assegurar o anonimato e confidencialidade das informações obtidas, você receberá um número de identificação ao entrar no estudo e o seu nome nunca será revelado em nenhuma situação. Se a informação coletada vir a ser publicada em revista ou evento científico, você não será identificada, uma vez que será representada com um número e os dados informarão sobre os comportamentos do grupo e não de um participante. Durante a

avaliação da marcha, apenas as marcas colocadas nas suas pernas serão filmadas, logo, não ficarão gravadas suas imagens.

Informamos que você não receberá qualquer tipo de compensação financeira em função da sua participação neste estudo e que, no entanto, quaisquer outros gastos adicionais serão absorvidos pela pesquisa e são de responsabilidade do pesquisador.

Benefícios:

Os benefícios que você terá com tais procedimentos incluem uma avaliação detalhada da ativação da sua musculatura do joelho e do tornozelo e do seu andar. Este estudo também ajudará profissionais da área de geriatria/gerontologia e reabilitação a compreender melhor as mudanças que podem ocorrer com o envelhecimento.

Recusa ou abandono:

Sua participação é inteiramente voluntária e caso não deseje mais participar do estudo, terá a liberdade de se retirar, sem que recaia sobre você nenhuma penalização.

Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar, por favor, preencha o consentimento abaixo.

CONSENTIMENTO

Declaro que li e entendi as informações contidas acima.
Todas as minhas dúvidas foram esclarecidas e recebi uma cópia
deste formulário de consentimento.

Assim, eu _____,
abaixo assinado, concordo em participar, de livre e espontânea
vontade deste estudo.

Belo Horizonte, ____ de _____ de _____.

Assinatura do participante

Testemunha

Responsáveis:

Mariana Asmar Alencar
Pesquisador

Prof Dr. João Marcos Domingues Dias
Orientador

APÊNDICE B: Ficha de avaliação inicial**Ficha de Avaliação Inicial**

Data: ____/____/____

N° de identificação: _____

1- DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____

Endereço: _____

Telefone: _____ Estado civil: _____

Data de nascimento: ____/____/____ Idade: _____

2- ASPECTOS CLÍNICOS

Massa corporal: _____ Estatura: _____ IMC: _____

Membro inferior dominante: ()D ()E

Presença de edema nos membros inferiores: D _____ E _____

Limitação da ADM do joelho e tornozelo: S() N()**Dados de saúde atuais:**

- Histórias de cirurgia : S() N() _____
- AVC, desmaios, convulsões: S() N() _____
- Alterações neurológicas: S() N() _____
- Alterações cardíacas: S() N() _____
- Alterações circulatórias: S() N() _____
- Alterações ortopédicas: S() N() _____
- Doenças reumáticas, fraturas: S() N() _____
- Lombalgia, cervicalgia: S() N() _____
- Dor no quadril, joelho ou tornozelo: S() N() _____
- Alterações musculares: S() N() _____
- Diabetes: S() N() _____
- Hipertensão arterial: S() N() _____

- Alterações visuais: S() N() _____
- Uso de lentes de correção (óculos, lente de contato, correções cirúrgicas) : S() N() _____
- Alterações pulmonares: S() N() _____
- Alterações auditivas: S() N() _____
- Vertigens, tonturas: S() N() _____
- Alterações de equilíbrio: S() N() _____
- História de quedas nos últimos seis meses:
S() N() _____
- Medo de quedas: S() N() _____

Medicamentos em uso:

Nível de atividade física segundo CDC/ACSM: _____

ANEXO

ANEXO A: Aprovação do Comitê de Ética



Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP


Parecer nº. ETIC 579/04

Interessados: Prof. João Marcos Domingues Dias
Depto. De Fisioterapia - EEEFTO

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 16 de fevereiro de 2005, o projeto de pesquisa intitulado « **Estudo da co-contração muscular durante a marcha da mulher idosa** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG

ANEXO B: Normas de publicação**Journal of Electromyography & Kinesiology****Guide for Authors**

The *Journal of Electromyography and Kinesiology* aims to provide a single, authoritative publication of original research and clinical studies on muscle contraction and human movement through combined or separate mechanical and electrical detection techniques. Some of the topics covered include: control of movement; muscle and nerve properties; electrical stimulation and exercise; rehabilitation; muscle fatigue; joint biomechanics; motion analysis; measurement of performance; neuromuscular diseases; physiological modelling; posture and movement. The Journal welcomes the submission of original papers, reviews and letters to the Editors. The Journal also publishes book reviews and a calendar of forthcoming events.

PUBLICATION CONDITION

A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered as fraud, and will be answered by appropriate sanctions against all authors. Two manuscripts are considered similar if their subjects concern the same hypothesis, question or goal, addressed with the same scientific methodology.

REFEREEING

All contributions are read by two or more referees to ensure both accuracy and reliability. Amendments to the script may thus be required before final acceptance. On acceptance, contributions are subject to editorial amendment to suit house style.

COPYRIGHT

All authors must sign the 'Transfer of Copyright' agreement or, where authors work for an organisation that does not permit such assignment, a standard licence agreement. Without the article can be published. This transfer agreement enables Elsevier Ltd to protect its copyright material for the authors, but does not relinquish the author's proprietary rights. The copyright transfer covers the exclusive rights to reproduce and distribute the article, including reprints, photographic reproductions, microfilm or the right to adapt the article for use in conjunction with computer systems and programs, including reproduction and publication in machine-readable form and incorporation in retrieval systems. If elements (for example figures) from copyrighted works are included the author is responsible for obtaining written permission from the copyright holder prior to submitting the final version of the paper. Full credit must be given to such sources.

Further details regarding copyright issues can be found on the Internet at the following address:

<http://www.elsevier.com/homepage/authors/?main=/homepage/about/ita/copyr>

US NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH) VOLUNTARY POSTING ("PL

ACCESS") POLICY

Elsevier facilitates author response to the NIH voluntary posting request (referred to as the NIH "Public Access Policy", see <http://www.nih.gov/about/publicaccess/index.htm>) by allowing authors to post their peer-reviewed manuscript directly to PubMed Central on request from the author, 12 months after formal publication. Upon notification from Elsevier of acceptance, we will ask you to confirm via e-mail (by e-mailing us at NIHauthorrequest@elsevier.com) that your work has received NIH funding and that you intend to respond to the NIH policy request, along with your NIH award number to facilitate processing. Upon such confirmation, Elsevier will submit to PubMed Central on your behalf a version of your manuscript that will include peer-review comments posted 12 months after formal publication. This will ensure that you will have fully responded to the NIH request policy. There will be no need for you to post your manuscript directly with PubMed Central, and any such posting is prohibited.

PREPARATION OF SCRIPTS

All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English before submission. Authors should also ensure that your manuscript has been thoroughly checked for errors **prior to** submission.

Language Editing: International Science Editing and Asia Science Editing can provide English language and copyediting services to authors who want to publish in scientific, technical and medical journals and need assistance *before* they submit their article. Authors can contact these services directly: International Science Editing <http://www.internationalscienceediting.com> and Asia Science Editing <http://www.asiascienceediting.com> or, for more information about language editing services, please contact authorsupport@elsevier.com who will be happy to deal with your questions.

Please note Elsevier neither endorses nor takes responsibility for any products, goods or services offered by outside vendors through our services or in any advertising. For more information please refer to our terms & conditions http://authors.elsevier.com/terms_and_conditions.html.

You should have your contribution typed in double-line spacing, on one side only of the paper. Do not underline anything and leave wide margins. Please also add line numbers to your submitted manuscript (e.g. 5, 10, 15 etc.) and number every page.

EMG data should be collected and presented according to the 'Standards for Reporting of Electromyography Data' printed at the back of each issue of this journal.

All authors should sign a cover note to acknowledge that they have read, and approved, the content of the manuscript as submitted.

SUBMISSIONS

An original along with three copies of the manuscript are required and these should be submitted to:

For the Americas, Europe, Africa and the Middle East:

Professor M. Solomonow, Professor & Director, Bioengineering Division & Muscular Disorders Research Laboratory, University of Colorado Health Sciences Center, M 8343, PO Box 6511, Aurora, CO., 80045, USA; Tel.: (303) 724-0383, Fax: (303)

For the Far East and Australia:

Professor T. Moritani, Laboratory of Applied Physiology, The Graduate School of Environmental Studies, Kyoto University, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan; Tel: 81 7 6888, Fax: 81 75 753 6734

Please include a cover letter indicating the name, address, telephone number, and number of the individual to whom correspondence and proofs are to be addressed. Manuscripts will be acknowledged upon receipt at the Editorial office.

No page charges are made to authors for material published.

Arrangement of papers

You should arrange your contribution in the following order:

1. Title page including the article title, author(s), affiliation(s), keywords and one identified for correspondence
2. A 200 word abstract outlining the purpose, scope and conclusions of the paper
3. The text, suitably divided under headings
4. Acknowledgements (if any)
5. References
6. Tables (each on separate sheet)
7. Captions to illustrations (grouped on a separate sheet or sheets)
8. Illustrations, each on a separate sheet containing no text.

All submissions should be accompanied by a declaration signed by each author that the paper has not been previously published or submitted for consideration elsewhere.

TEXT

Subdivide your paper in the simplest way possible, consistent with clarity using the standard format of introduction, methods, results and discussion.

TABLES

Number tables consecutively throughout the paper (with Arabic numerals) referring to

them in the text as Table 1, Table 2 etc. with a caption at the top of each table. Use of vertical rules. Tables should not duplicate results presented in graphs.

ILLUSTRATIONS

All illustrations should be identified with the author's name and figure number in pencil.

Line illustrations

Articles may be published more quickly if illustrations are supplied to the required standards, authors should not be deterred if they are unable to meet these standards; illustrations can be redrawn in-house. The originals must be supplied on separate sheets with two photocopies. Illustrations will be reduced in size photographically, typically to one or two columns of the journal and this should be borne in mind to ensure that line thickness and lettering remain clear when reduced. If you label the original illustrations do so in black ink using a suitable stencil. Lower case letters should be used throughout, with an initial capital letter for the first word only. If suitable stencils are unavailable label the photocopy, not the original illustrations, and our studio will complete the work to the correct standard. If your illustrations are computer-generated follow the lettering standards as above and supply the blackest possible laser printout.

For full instructions on the electronic submission of artwork, please visit the following address: <http://www.elsevier.com/locate/authorartwork>.

Graphs

The minimum amount of descriptive text should be used on graphs and drawings (curves, points, etc, with single-letter symbols). Descriptive matter should be placed in the figure caption. Scale grids should not be used in graphs, unless required for actual measurements. Graph axes should be labelled with variables written out in full, at the end of the axes, with the unit in parentheses (for example, Time(s)). A table is usually more satisfactory for recording data.

Photographs

Supply glossy, black and white, unmounted prints or 35 mm transparencies, plus photocopies. A scale, where appropriate, should be marked on the photographs and included in the caption.

Colour reproduction is available if the author is willing to bear the additional printing costs.

REFERENCES

The reference list should be constructed alphabetically. Where more than one reference has the same first author, use the next named author to construct the list alphabetically. For identical author groups, list the references by date. References should be cited in the text using the first author name plus the year of the paper, eg Solomonow et al, 1998. References should be in the following form:

Journal article

Paivio A, Jansen B, Becker LJ. Comparisons through the mind's eye. *Cognition* 1975;37(2):635-47

Book

Strunk W, White EB. *The elements of style*. 3rd ed. New York: Macmillan, 1979

Article or chapter in edited book

Gurman AS, Kniskern DP. Family therapy outcome research: knowns and unknowns. In: Gurman AS, Kniskern DP, editors. *Handbook of family therapy*. New York: Brunner, 1981:742-75.

Please ensure that references are complete, in that they include where relevant, name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page number. Journal titles should appear in full.

UNITS AND ABBREVIATIONS

SI units and their accepted abbreviations should be used.

CONTRIBUTIONS ON DISK

Authors **must** submit a computer disk containing the final version of the papers and the final manuscript to the Editorial Office. Please observe the following criteria:

1. Specify what software was used.
2. Specify what computer was used (either IBM compatible PC or Apple Macintosh).
3. Include the text file and separate table and illustration files, if available.
4. The file should follow the general instructions on style/arrangement and, in particular, the reference style of this journal as given in these Instructions for Authors.
5. The file should be single-spaced and should use the wrap-around end-of-line format (i.e. no returns at the end of each line). All textual elements should begin flush with the left margin. Paragraph indents. Place two returns after every element such as title, headings, paragraphs, figure and table callouts, etc.
6. Please keep a back-up disk for reference and safety.
7. Please refer to the following web address for full instructions on electronic submission: <http://www.elsevier.com/locate/disksub>. The corresponding author will be notified of acceptance by email or letter and the accepted manuscript and disk will be sent to the Editor to Elsevier, for publication.

CHECKLIST

Have you told readers, at the outset, what they might gain by reading your paper?

Have you made the aim of your work clear?

Have you explained the significance of your combination?

Have you set your work in the appropriate context by giving sufficient background (including a complete set of relevant references) to your work?

Have you addressed the question of practicality and usefulness?

Have you identified future developments that may result from your work?

Have you structured your paper in a clear and logical fashion?

PREPARATION OF SUPPLEMENTARY DATA

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, big datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including ScienceDirect: <http://www.sciencedirect.com>. In order to ensure that your supplementary material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit our Author Gateway at <http://authors.elsevier.com>.

PROOFS

Proofs will be sent to the author (first named author if no corresponding author is on multi-authored papers) by PDF wherever possible and should be returned within 48 hours of receipt, preferably by e-mail. Corrections should be restricted to typesetting errors; any other amendments made may be charged to the author. Any queries should be answered in full. Elsevier will do everything possible to get your article corrected and published as quickly and accurately as possible. Therefore, it is important to ensure that your corrections are returned to us in one all-inclusive e-mail or fax. Subsequent additional corrections will not be possible, so please ensure that your first communication is complete. Should you choose to mail your corrections, please return them to: Reprints Department, Elsevier, Stover Court, Bampfylde Street, Exeter, Devon EX1 2AH, UK.

OFFPRINTS AND REPRINTS

The principal author will receive 25 offprints of the paper and a copy of the published article free of charge. Extra offprints copies (minimum 50) can be ordered prior to publication. Reprints (minimum 50) can be ordered at any time from the Reprints Department, Elsevier, The Boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford OX5 1GB, UK.

AUTHOR ENQUIRIES

For enquiries relating to the submission of articles (including electronic submission where available) please visit the Author Gateway from Elsevier at <http://authors.elsevier.com>. The Author Gateway also provides the facility to track accepted articles and set up email alerts to inform you of when an article's status has changed, as well as detailed author guidelines, copyright information, frequently asked questions and more.

Contact details for questions arising after acceptance of an article, especially those

to proofs, are provided after registration of an article for publication.