




UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Camilla Zamfolini Hallal



**ANÁLISE DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E DO RISCO DE QUEDAS DE
INDIVÍDUOS IDOSOS SUBMETIDOS A DIFERENTES CONDIÇÕES DE MARCHA**

Presidente Prudente

2011

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Seção de Pós-Graduação
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 3229-5352 fax 18 3223-4519 posgrad@prudente.unesp.br



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Camilla Zamfolini Hallal

**ANÁLISE DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E DO RISCO DE QUEDAS DE
INDIVÍDUOS IDOSOS SUBMETIDOS A DIFERENTES CONDIÇÕES DE MARCHA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT/UNESP, campus de Presidente Prudente, para a obtenção do Título de Mestre no programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Presidente Prudente

2011

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Seção de Pós-Graduação
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 3229-5352 fax 18 3223-4519 posgrad@prudente.unesp.br

À Deus, força maior, pelo dom da vida e pela coragem em seguir em frente sempre.

Ao meu orientador e grande amigo Professor Dr. Mauro Gonçalves os meus sinceros agradecimentos. Por ter me aberto as portas quando eu mais precisava de uma chance. Por ensinar brilhantemente o verdadeiro significado da pesquisa científica e por despertar a vontade e o prazer de se aprimorar a cada dia... Enfim, por me ajudar a trilhar os caminhos para a realização de um grande sonho.

À minha mãe Sandra, lutadora e vencedora, exemplo de vida. À minha irmã Dani, por sempre estar ao meu lado, mesmo distante. À minha super tia Silvia e meus avós Antônia e Aparecido pela incansável dedicação. Às minhas primas Vitoria e Laura por fazerem tudo parecer magicamente simples. À minha tia Solange e ao meu tio Leandro pelo apoio.

À minha grande amiga Nise, pessoa admirável... Obrigada pela companhia, amizade e pelo apoio em absolutamente tudo. Aos meus amigos do Laboratório de Biomecânica: Alex, Mary, Tonho, Luciano, Renata, Fernanda e Lígia... Nada disto seria possível sem a ajuda e a amizade de vocês!

Ao Professor Adalgiso Coscrato Cardozo pela amizade, por me ajudar sempre que precisei, pela incrível paciência em me explicar estatística e MatLab e pela contribuição na realização deste trabalho. Ao Professor Marcelo Tavella Navega, amigo de todas as horas, por ter contribuído sobremaneira para a minha formação e por ter me ajudado e aconselhado, no momento exato, a expandir meus horizontes e buscar novas e melhores oportunidades... E hoje estou aqui, no melhor lugar que poderia estar e do qual jamais quero sair!

Por fim, agradeço ao CNPq e à Fundunesp pelo apoio fundamental dado a este trabalho.

*Nossas dúvidas são traidoras e nos fazem perder o bem que poderíamos conquistar
se não fosse o medo de tentar.*

William Shakespeare

APRESENTAÇÃO	14
INTRODUÇÃO	17
ARTIGO I: “O medo de cair aumenta o risco de quedas?” Um estudo baseado em parâmetros eletromiográficos	23
ARTIGO II: “Co-contração e risco de quedas em idosos durante marcha com tarefa dupla”	44
ARTIGO III: “Identificação de alterações nos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de idosos submetidas à dupla tarefa”	64
REFERÊNCIAS INTRODUTÓRIAS	86
ANEXOS	92

A presente dissertação foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da Universidade Estadual Paulista (campus de Rio Claro), sob a orientação do Prof. Dr. Mauro Gonçalves. A apresentação dá-se inicialmente por uma breve introdução com o objetivo de contextualização do tema principal, seguida por três artigos científicos, os quais, em consonância com os requisitos do programa de Pós Graduação em Fisioterapia, foram redigidos de acordo com as normas dos periódicos aos quais serão submetidos.

Os artigos que serão submetidos à revistas internacionais, estão apresentados em português com objetivo de facilitar a presente apresentação dos mesmos. Com o mesmo intuito, as figuras e tabelas estão localizadas no corpo do texto dos artigos e não em páginas separadas, como na versão final para a submissão.

Abaixo estão listados os artigos científicos que serão apresentados, bem como seus respectivos autores e periódicos para os quais serão encaminhados.

- Artigo 1: Hallal CZ; Marques NR; Gonçalves M. O medo de cair aumenta o risco de quedas? Um estudo baseado em parâmetros eletromiográficos. Em processo de submissão para ao periódico *Gait & Posture*.

- Artigo 2: Gonçalves M; Hallal CZ; Marques NR. Co-contração e risco de quedas em idosos durante a marcha com dupla tarefa. Em processo de submissão para ao periódico *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

- Artigo 3: Hallal CZ, Fonseca LC; Marques NR, Gonçalves M. Identificação de alterações nos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de idosas submetidas à dupla tarefa. Em processo de submissão para a Revista Brasileira de Fisioterapia.

O processo do envelhecimento gera modificações funcionais e estruturais no organismo. A associação do envelhecimento fisiológico com as doenças crônicas degenerativas, muito prevalente nos idosos, torna esta população vulnerável a deteriorização físico-funcional (BASSEY, 1997; MEULEMAN et al., 2000; FARIA et al., 2003).

Entre as alterações fisiológicas que acompanham o envelhecimento, a degeneração do sistema músculo-esquelético tem grande influência no desempenho das atividades de vida diárias da população idosa (KERRIGAN et al., 1998). A diminuição da força muscular, da flexibilidade, da resistência, da velocidade de condução de impulsos nervosos e do equilíbrio podem acarretar inúmeros fatores responsáveis pela perda da autonomia e independência (BASSEY, 1997; MEULEMAN et al., 2000; FARIA et al., 2003; HIRANO, FRAGA, MANTOVANI, 2007).

A redução da massa muscular em idosos, é considerada por muitos autores um dos principais fatores responsáveis pela maior prevalência de incapacidade e dependência funcional nesta população (RICE e LAPLANTE, 1992; FRIED e GURALNIK, 1997). Como a redução da massa muscular está associada ao envelhecimento fisiológico, o termo sarcopenia é usado para denominar esta condição apenas se estiver associada a alguma limitação funcional (ROSENBERG, 1997). Muitos fatores contribuem para o desenvolvimento e a progressão da sarcopenia, entre eles, destacam-se os fatores hormonais, nutricionais, metabólicos e imunológicos (DOHERTY, 2003). Este fenômeno altamente prevalente em idosos é uma das definições da síndrome da fragilidade resultante da deterioração da

homeostase biológica e da diminuição da capacidade de adaptação do organismo frente à situações adversas (SILVA et al, 2006).

A senescência envolve diversos fatores do sistema nervoso central e periférico associados às alterações de equilíbrio, como a diminuição da acuidade visual, degeneração do sistema vestibular, alterações proprioceptivas e diminuição dos mecanismos de atenção (COLLEDGE, 1997; BURNFIELD et al., 2000; FARIA et al., 2003; RIBEIRO, PEREIRA, 2005; SILVA et al., 2006; HIRANO, FRAGA, MANTOVANI, 2007; PIJNAPPELS et al., 2008a; PIJNAPPELS et al., 2008b; VAN DIEEN, PIJNAPPELS, 2008). Além disto, o idoso apresenta maior tempo de ativação muscular em situação de desequilíbrio do que jovens (THELEN et al., 2000). Embora os idosos ativos apresentem um nível funcional superior ao de idosos sedentários, eles também apresentam dificuldades em gerar respostas posturais reativas quando expostos a situações de desequilíbrio; e isso ocorre devido ao início mais lento e menor amplitude das respostas posturais quando é necessário ajustes compensatórios que incluem estratégias para recuperar plenamente o equilíbrio e evitar a queda (TANG, WOOLLACOTT, 1998).

A integridade dos mecanismos posturais para lidar com a instabilidade durante a postura ereta e a marcha também é degradada com o passar dos anos (POLCYN et al., 1998). Mudanças estruturais no sistema locomotor, como a diminuição da força e da flexibilidade decorrentes do processo de envelhecimento são fatores que influenciam os padrões cinemáticos e cinéticos da marcha (BUCHNER et al, 1996; KERRIGAN et al, 1998; HAUSDORFF et al., 2001; CARVALHO, SOARES, 2004).

A habilidade em andar de forma eficiente e segura é importante para a manutenção da independência e para a prevenção de quedas na população idosa (ODASSO et al, 2005; CALLISAYA et al, 2010). Embora os fatores de risco para quedas sejam multifatoriais, mais de 50% dos casos de quedas em idosos ocorrem durante a marcha (TALBOT et al, 2005; BAIRD e RICHARD, 2009; HOLLMAN, YODAS e LANZINO, 2009). Assim, desafios cotidianos podem se tornar potencialmente ameaçadores, pois comprometem seriamente a capacidade de controlar o equilíbrio dinâmico (PIJNAPPELS, BOBERT e VAN DIEEN, 2001; HAHN, LEE e CHOU, 2005; BRUIJN et al, 2009; SCHULZ, LLOYD e WILLIAM, 2010).

As quedas são eventos muito comuns durante as atividades de vida diárias, principalmente na população idosa (PIJNAPPELS, BOBERT e VAN DIEEN, 2001; MENEZES e BACHION, 2008; VAN DIEEN e PIJNAPPELS, 2008; BRUIJN et al, 2009). A alta incidência de quedas em idosos está associada com o comprometimento da execução de tarefas motoras complexas em decorrência das mudanças nos sistemas sensório-motor e musculoesquelético advindas do envelhecimento (BLAKE et al, 1988; YEN et al, 2009). As conseqüências da queda são potencialmente danosas e sua ocorrência contribui para a prevalência de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, sendo considerada uma das principais causas de lesões e morte em idosos (CUMMING et al, 2000; LORD e DAYHEW, 2001; CHAMBERS e CHAN, 2007; VAN DIEEN e PIJNAPPELS, 2008; ZENEWTON e CONESA, 2008). No Brasil, estima-se que cerca de 4,32 milhões de idosos caem a cada ano e entre estes, 2.175 milhões sofrem com algum tipo de conseqüência da queda (ABREU, CALDAS, 2008).

As causas das quedas são múltiplas e podem ser divididas em fatores intrínsecos e extrínsecos (MENEZES e BACHION, 2008). Os fatores intrínsecos resultam das alterações fisiológicas inerentes ao envelhecimento como a falta de equilíbrio, alterações na marcha, diminuição da força muscular, baixa acuidade visual, alteração da propriocepção e da cognição (COLLEDGE, 1997; MENEZES e BACHION, 2008). O uso de medicamentos também está associado às causas intrínsecas da queda, principalmente os que causam hipotensão postural ou sedação, como benzodiazepínicos, antidepressivos tricíclicos, fenotiazidas e anti-hipertensivos, especialmente os diuréticos (COLLEDGE, 1997). Estima-se que cerca de um terço das quedas ocorrem devido aos fatores extrínsecos como tapetes, pisos desiguais, iluminação deficiente, além de calçados e roupas inapropriadas (CWIKWL, FRIED e GALINSKY, 1990). No entanto, as quedas não podem ser prevenidas somente a partir da redução dos fatores de risco ambientais, pois muitas vezes é difícil intervir deste modo em toda a comunidade (CAMPELL et al, 1981).

A análise da marcha baseada em parâmetros cinemáticos e eletromiográficos, tem se mostrado eficiente na identificação de alterações nos padrões de movimento e no comportamento neuromuscular. A prevenção de quedas em idosos pode ser realizada com a detecção precoce de alterações biomecânicas que modificam os padrões da marcha (CHEN e CHOU, 2010). Assim, a identificação de indicadores cinemáticos temporais e espaciais, além da avaliação da atividade muscular dos membros inferiores de idosos durante a marcha em diferentes condições, fornecem subsídios para orientar estratégias de prevenção a quedas. Deste modo, objetivamos essencialmente analisar a influência do medo de cair e da

dupla tarefa durante a marcha sobre variáveis biomecânicas e o risco de quedas em idosas.

O medo de cair aumenta o risco de quedas?

Um estudo baseado em parâmetros eletromiográficos

Camilla Zamfolini Hallal^{I,II}; Nise Ribeiro Marques^{I,II}; Mauro Gonçalves^{I,II,III}

^I Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. Faculdade de Ciências e Tecnologia FCT/UNESP. Presidente Prudente, SP.

^{II} Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

^{III} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Avenida 24A, nº1515, CEP 13506-900, Rio Claro, SP

email: labiomec@rc.unesp.br

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar a influência do medo de cair sobre a ativação muscular e a co-contracção de músculos dos membros inferiores de idosas e jovens ativas durante a marcha. Participaram do estudo 17 jovens fisicamente ativas e 18 idosas ativas, com baixo risco de quedas. As voluntárias foram solicitadas a andar sobre a esteira em duas condições distintas: marcha normal e marcha com medo de cair. Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste de marcha dos músculos reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO). Para a análise dos dados eletromiográficos foram usados os 10 ciclos de marcha iniciais de cada condição de marcha e os valores de envelope linear para cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de marcha normal para cada músculo. Para a análise dos dados de ativação muscular, foi usado o teste de Wilcoxon e o teste de Mann-Whitney. Para a análise dos dados de co-contracção, foi usado o teste T *student* e o teste T *student* para amostras independentes. Os músculos RF, VM, VL e TA apresentaram ativação muscular significativamente maior na condição de marcha com medo de cair em relação à condição de marcha normal para jovens e idosos. Os músculos BF e GL apresentaram ativação muscular significativamente maior na condição de marcha com medo de cair em relação à marcha normal apenas para o grupo de idosos. O grupo de jovens apresentou ativação muscular significativamente menor do RF, BF e GL na condição de marcha com medo de cair do que o grupo de idosos. Os percentuais de cocontracção entre o VM e BF e entre o VL e BF foram significativamente maiores em idosos do que em jovens na condição de marcha com medo de cair. Foram encontradas diferenças significativas entre jovens e idosos nas condições de marcha normal e marcha com medo de cair para os percentuais de cocontracção entre o TA e entre o TA e SO sendo que os idosos apresentaram maiores valores. Nossos resultados sugerem que os idosos apresentam maior ativação muscular e maiores percentuais de cocontracção em relação aos jovens durante a marcha, principalmente na condição com risco de quedas. Deste modo, concluímos que situações potencialmente desafiadoras, como o medo de cair, altera o comportamento neuromuscular durante a marcha aumentando o risco de quedas.

Palavras-chave: idosos, marcha, medo de cair, eletromiografia.

INTRODUÇÃO

Quedas são eventos muito comuns durante as atividades de vida diárias, principalmente na população idosa [1-3]. As conseqüências da queda são potencialmente danosas e sua ocorrência contribui para a prevalência de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, sendo considerada uma das principais causas de lesões e morte em idosos [2,4,5,6].

O medo de cair refere-se à falta de autoconfiança em realizar atividades cotidianas sem cair e agrava-se com o aumento da idade [7,8]. Este fenômeno ocorre com maior freqüência em idosos caidores, porém, pode ser observado em idosos sem histórico de quedas ⁽⁹⁾. Segundo estudo realizado por Walker e Howland [10], o medo de cair pode comprometer a qualidade de vida das pessoas idosas, pois limita a mobilidade e reduz a interação social. Deste modo, o medo de cair torna-se um importante fator de risco para quedas em idosos, pois além de reduzir o nível de atividade independente também causa alterações na marcha [9, 11-15].

A habilidade em andar de forma eficiente e segura é importante para a manutenção da independência e para a prevenção de quedas na população idosa [16,17]. Estudos mostram que os idosos adotam estratégias adaptativas para a manutenção do equilíbrio durante a marcha em condições adversas como a diminuição da velocidade, menor comprimento de passo, redução do tempo da fase de balanço e diminuição dos movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo [18-24]. O uso destas estratégias no andar pode estar relacionado à diminuição progressiva da força muscular inerente à idade [19]. Assim, desafios cotidianos da marcha podem se tornar potencialmente ameaçadores, uma vez que a demanda de força exigida

para tais tarefas pode comprometer seriamente a capacidade de controlar o equilíbrio dinâmico [19].

O custo energético da marcha em idosos é maior que em jovens, o que pode ocasionar fadiga precoce e aumentar o risco de quedas [18]. Pouco se sabe sobre as causas desta maior propensão dos idosos à fadiga, porém, acredita-se que exista uma relação com mecanismos neuromusculares, como o aumento da co-contracção muscular durante a realização de movimentos [18, 25-30]. Em situações de perturbação do equilíbrio, o aumento da co-contracção em idosos é considerado uma estratégia para manutenção da estabilidade, no entanto, esta não é necessariamente uma boa resposta compensatória [31]. Em estudo realizado por Ishida et al. [32], concluiu-se que os idosos usam a co-contracção para suprir perdas das funções sensoriais e motoras decorrentes do envelhecimento, porém, especula-se que o aumento da co-contracção seja eficiente apenas para perturbações lentas do equilíbrio e pouco eficaz em situações de perturbação rápida, como por exemplo um tropeço durante a marcha [31].

A eletromiografia de superfície tem se mostrado uma ferramenta muito eficiente nas análises de alterações da marcha [33]. A avaliação da atividade muscular dos membros inferiores trás importantes informações sobre o comportamento neuromuscular durante a marcha de idosos e fornece subsídios para orientar estratégias de prevenção a quedas [34]. Assim, o objetivo deste estudo foi investigar a influência do medo de cair sobre a ativação muscular e a co-contracção de músculos dos membros inferiores de idosas e jovens ativas durante a marcha. Nós hipotetizamos que idosos apresentam maior ativação muscular e co-contracção do

que jovens durante a marcha. Além disso, acreditamos que o medo de cair tem influência sobre estes parâmetros eletromiográficos.

MÉTODOS

Participantes

Participaram do estudo 35 voluntários divididos em 2 grupos etários: grupo de jovens (GJ) e grupo de idosos (GI). O GJ foi composto por 17 participantes do gênero feminino, média de idade de 21.47 (± 2.06) anos, fisicamente ativas, estudantes universitárias. O GI foi composto por 18 participantes do gênero feminino, média de idade 65.33($\pm 3,14$) anos, fisicamente ativas, baixo risco de quedas e participantes de um grupo comunitário de atividade física para idosos. A Tabela 1 mostra as características dos voluntários.

Tabela 1: Características dos voluntários

	Jovens	Idosas	p
Idade (anos)	21.47 (± 2.06)	65.33 ($\pm 3,14$)	0.00*
Massa (Kg)	60.68 (± 5.93)	64.00 (± 1.55)	0.23
Altura (m)	1.63 (± 0.05)	1.55 (± 0.05)	0.00*
Velocidade de preferência (m/s)	0.95(± 0.84)	0.70(± 1.92)	0.00*

*diferenças significativas entre jovens e idosos ($p < 0,05$)

Foi usado como critério de exclusão dos participantes a presença de dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias [21]. Os voluntários que relataram tontura ou mal estar durante a realização dos testes foram

excluídos da amostra. O presente estudo foi aprovado em comitê de ética local e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Para a classificação dos participantes do GI quanto ao risco de quedas, foi aplicada a Escala de Equilíbrio de Berg antes do início das avaliações. A escala de equilíbrio de Berg é constituída por 14 tarefas que envolvem o equilíbrio estático e dinâmico em tarefas funcionais e a pontuação final obtida pela escala prediz o risco de quedas dos idosos avaliados [35]. Todos os idosos participantes do presente estudo apresentaram baixo risco de quedas segundo a Escala de Berg.

Instrumentação

Para a coleta dos dados eletromiográficos foi utilizado o módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon[®]) de 16 canais e *software* Myoresearch (Noraxon[®]). As coletas dos dados cinemáticos foram feitas no plano sagital por meio de uma câmera digital ((Panasonic[®] NVGS 320) operando a 100qps e *software* de análise de imagem (Vicon[®] 9.0 – Peak Motus). O teste de marcha foi realizado em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED[®]).

Procedimentos

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste de marcha. Eletrodos de superfície Ag/AgCl (Meditrace[®]) foram dispostos em configuração bipolar nos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO), segundo as

normas do SENIAM [3]. Os dados cinemáticos foram coletados no plano sagital com marcadores reflexivos posicionados no maléolo lateral direito, maléolo medial esquerdo e entre o primeiro e segundo metatarsos direito e esquerdo.

Antes do início do teste de marcha, os sujeitos realizaram a familiarização com a marcha na esteira em velocidade de preferência [37]. Após a familiarização foi iniciado o teste de marcha em duas condições distintas: marcha normal e marcha com medo de cair. Durante a marcha normal, as voluntárias foram solicitadas a andar na esteira em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos. Imediatamente após a realização da marcha normal, as voluntárias foram convencidas de que nos 3 minutos subseqüentes apareceriam na esteira obstáculos que poderiam provocar tropeços. Esta última condição foi caracterizada como marcha com medo de cair, pois as voluntárias foram induzidas ao medo, porém nenhum obstáculo apareceu durante o teste.

Análise dos dados

Para a análise dos dados eletromiográficos foram usados os 10 ciclos de marcha iniciais da condição normal e da condição com medo de cair. O início e o final dos ciclos foram determinados pelo momento de maior distância entre os pontos reflexivos dos maléolos direito e esquerdo, no momento do toque do calcâneo [38]. Os sinais eletromiográficos foram coletados com frequência de amostragem de 1000Hz e processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab 7.0[®]. Para a criação do envelope linear, foi utilizado filtro passa alta de 20Hz, passa baixa de 500Hz, 6Hz e notch de 60Hz. Os dados retificados foram interpolados em 1001

pontos sobre os 10 ciclos de marcha. Os valores de envelope linear para cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de marcha normal para cada músculo.

O percentual de cocontração foi calculado entre os músculos RF e BF, VM e BF, VL e BF, TA e GL, TA e SO de acordo com a equação abaixo, como proposto por [39].

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum A\&B}}{\text{área A} + \text{área B}} \times 100\%$$

O %COCON é o percentual de co-contracção entre dois músculos antagonistas A e B, como por exemplo, RF e BF. A *área A* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo A e a *área B* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo B; A *área comum A&B* é a curva comum da atividade EMG do músculo A e do músculo B [39]. A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0[®]. Para a análise dos dados de ativação muscular, foi usado o teste de Wilcoxon na comparação entre as diferentes condições de marcha para um mesmo grupo e o teste de Mann-Whitney para as comparações entre os grupos. Para a análise dos dados de co-contracção, foi usado o teste T *student* na comparação entre as diferentes condições de marcha para um mesmo grupo e o teste T *student* para amostras independentes para as comparações entre os grupos. Foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Ativação muscular

A Figura 1 mostra os box plots referentes à ativação muscular do RF, VM, VL, BF, TA, GL e SO, respectivamente, para o GJ e o GI nas condições de marcha normal e marcha com medo de cair. Os músculos RF, VM, VL e TA apresentaram ativação muscular significativamente maior na condição de marcha com medo de cair em relação à condição de marcha normal no GI e no GJ. Para o GI, os valores de p obtidos respectivamente para os músculos RF, VM, VL e TA foram 0.000, 0.001, 0.009 e 0.032. Para o GJ, os valores de p obtidos respectivamente para os músculos RF, VM, VL e TA foram 0.001, 0.000, 0.002 e 0.000.

Os músculos BF e GL apresentaram ativação muscular significativamente maior na condição de marcha com medo de cair em relação à marcha normal apenas para o GI, sendo $p=0.000$ para ambos os músculos. O GI apresentou ativação muscular significativamente maior que o GJ durante a marcha normal nos músculos RF, VM, VL, BF, TA, GL e SO ($p=0.002$; $p=0.008$; $p=0.000$; $p=0.004$; $p=0.023$; $p=0.029$; $p=0.001$, respectivamente). O GJ apresentou ativação muscular significativamente menor do RF, BF e GL na condição de marcha com medo de cair do que o GI ($p=0.029$; $p=0.000$ e $p=0.000$, respectivamente).

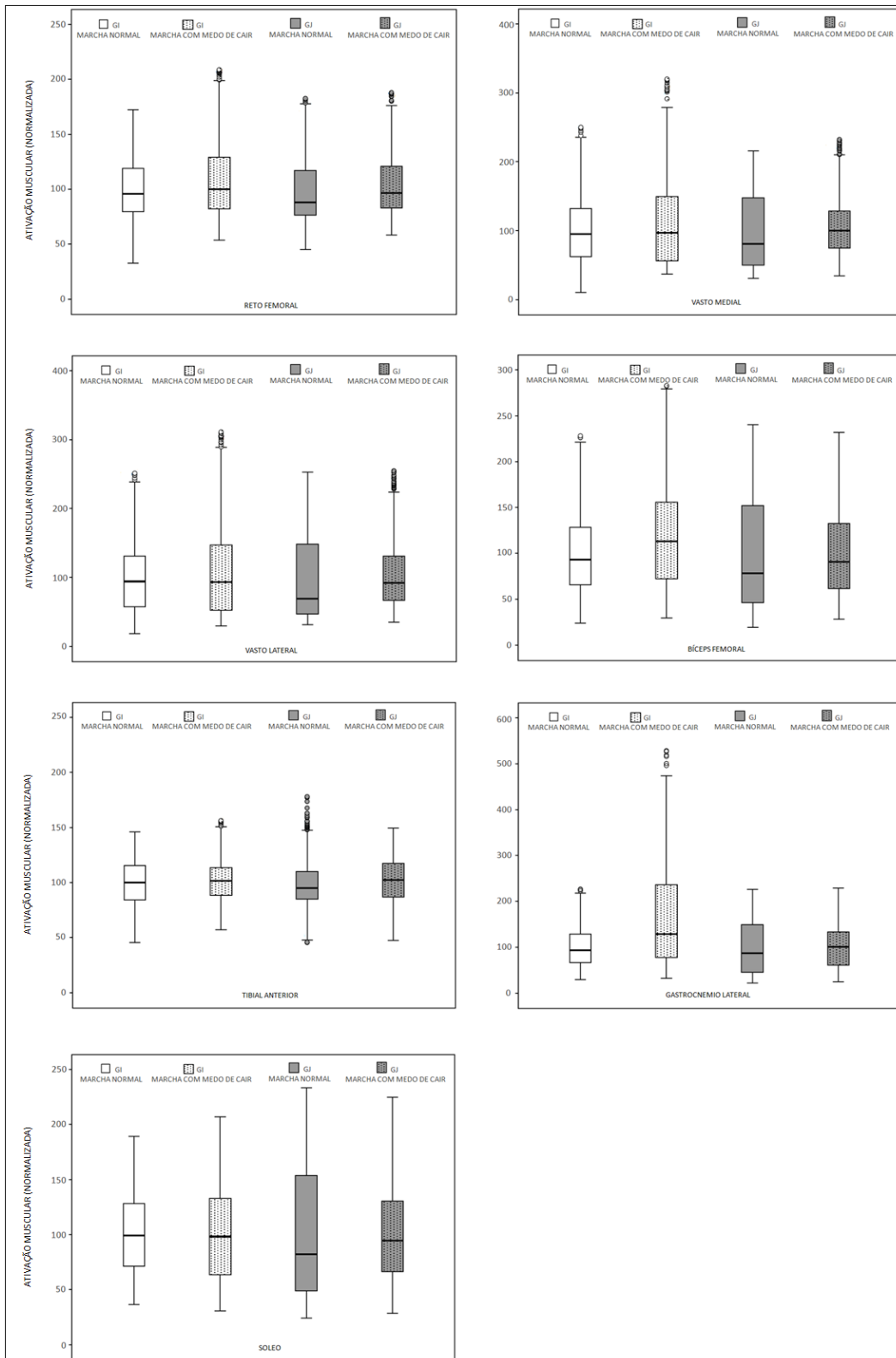


Figura 1: Valores de mediana e quartis de ativação muscular do RF, VM, VL, BF, TA, GL e SO para os grupos de idosos e jovens nas condições de marcha normal e marcha com medo de cair.

^a Diferença significativa entre as condições de marcha normal e marcha com medo de cair para o mesmo grupo.

^b Diferença significativa entre os grupos para a condição de marcha normal.

^c Diferença significativa entre os grupos para a condição de marcha com medo de cair.

Percentual de cocontração

As médias e os desvios-padrão do percentual de cocontração entre os músculos RF e BF, VM e BF, VL e BF, TA e GL, TA e SO, são mostrados na Tabela 2. Para o percentual de cocontração entre o RF e BF, não foi encontrado diferença significativa em nenhuma das comparações. Os percentuais de cocontração entre o VM e BF e entre o VL e BF foram significativamente maiores no GI do que no GJ na condição de marcha com medo de cair ($p=0.047$ e $p=0.27$, respectivamente). Foram encontradas diferenças significativas entre GJ e GI nas condições de marcha normal e marcha com medo de cair para os percentuais de cocontração entre o TA e GL ($p=0.005$ para a condição I e $p=0.002$ para a condição II), e entre o TA e SO ($p=0.006$ para as condições I e II), sendo que o GI apresentou maiores valores.

Tabela 2: Médias e desvios-padrão da porcentagem de cocontração entre RF e BF, VM e BF, VL e BF, TA e GL, TA e SO.

		Jovens	Idosas
RF e BF	Marcha normal	55.27±11.25	57.73±10.80
	Marcha com medo de cair	55.44±10.27	58.44±10.86
VM e BF	Marcha normal	60.74±9.41	66.00±10.08
	Marcha com medo de cair*	60.83±9.28	66.32±9.97
VL e BF	Marcha normal	58.15±8.41	63.16±10.76
	Marcha com medo de cair*	58.00±8.41	63.95±9.29
TA e GL	Marcha normal*	45.64±10.44	56.44±10.07
	Marcha com medo de cair*	46.02±10.03	57.71±8.59
TA e SO	Marcha normal*	49.85±8.34	58.82±7.20
	Marcha com medo de cair*	50.23±8.40	59.14±7.27

*Diferença significativa entre jovens e idosos ($p<0.05$)

DISCUSSÃO

Ativação muscular

A habilidade de andar é imprescindível para a manutenção da independência na realização das atividades cotidianas, no entanto, o medo de cair torna a população idosa vulnerável a alterações na marcha, o que predispõe à ocorrência de quedas [11,12,16,17]. A eletromiografia de superfície fornece uma boa representação das respostas musculares frente às atividades de vida diárias, como por exemplo, a marcha. Assim, no presente estudo, buscamos quantificar a ativação muscular de jovens e idosos em situação de marcha normal e marcha com medo de cair, no intuito de identificar o nível de desafio neuromuscular enfrentado na realização destas tarefas.

Os resultados deste estudo mostram que durante a marcha com medo de cair ocorreu um aumento da ativação muscular em relação à marcha normal, no grupo de jovens e idosos para os músculos extensores de joelho e flexores plantares. Estes dados demonstram que a marcha realizada em situações desafiadoras demandam uma maior porcentagem da capacidade neuromuscular em relação à marcha normal [19]. Para os músculos BF e GL, houve aumento de ativação significativo apenas para o grupo de idosos durante a marcha com medo de cair. Deste modo, frente a uma tarefa desafiadora, o sistema neuromuscular do idoso necessita de maiores adaptações, ou seja, maior demanda muscular para tentar manter o equilíbrio dinâmico [34]. Assim, tal condição pode aumentar a probabilidade de ocorrência de fadiga muscular durante a deambulação e potencializar o risco de quedas nesta população [40].

Na condição de marcha normal, o grupo de idosos apresentou maior ativação para todos os músculos estudados em relação aos jovens. Segundo [41], os idosos, em geral, apresentam menor força máxima disponível para a realização de atividades motoras do que os jovens. Desde modo, mesmo durante a marcha normal, pessoas idosas tendem a ativar mais unidades motoras para deambular com segurança do que indivíduos jovens. De acordo com [34], há uma prevalência dos efeitos da idade sobre os músculos uniarticulares, como o SO e o VL, em relação aos músculos biarticulares que cruzam a mesma articulação, como o GL e o RF, com o incremento de velocidade. No entanto, os resultados do presente estudo mostram que os músculos biarticulares, RF, BF e GL, apresentaram maior ativação na marcha com medo de cair em idosos do que em jovens. Estas diferenças podem estar relacionadas ao tipo de desafio imposto aos indivíduos, assim, possivelmente, a marcha com medo de cair provoca respostas neuromusculares distintas da marcha com mudanças de velocidade.

Haja vista que o medo de cair representa um maior desafio para o controle do equilíbrio dinâmico, pode-se inferir que a diminuição da força muscular na extremidade inferior, inerente ao envelhecimento, predispõe os idosos às quedas [42]. Lamoreux [43] observou em seu estudo forte associação entre a força isométrica dos membros inferiores e a capacidade de transpor obstáculos, ou seja, a força muscular é um requisito essencial para a performance da marcha em situações desafiadoras. Deste modo, o fortalecimento muscular em idosos é imprescindível para retardar a perda de massa muscular e atua de forma preventiva na diminuição do risco de quedas e melhoria da qualidade de vida.

Percentual de cocontração

O aumento da cocontração tem sido interpretado na literatura como um padrão de ineficiência muscular durante o movimento, devido ao aumento da relação de ativação entre os músculos agonista e antagonista [39]. Altos percentuais de cocontração podem indicar um maior custo de energia para a locomoção, predispondo o indivíduo à ocorrência de fadiga [44].

Nossos resultados mostram que em 4 dos 5 percentuais de cocontração analisados, houve diferença significativa entre jovens e idosos na condição de marcha com medo de cair, sendo que os idosos apresentaram maiores percentuais de cocontração que os jovens. Nos músculos que atuam sobre a articulação do tornozelo, os percentuais de cocontração encontrados foram maiores em idosos também na condição de marcha normal. O aumento da cocontração pode indicar uma estratégia adaptativa dos indivíduos idosos para a manutenção da estabilidade, como forma de compensar déficits sensoriais advindos do processo de envelhecimento [31,45]. No entanto, um maior percentual de cocontração também pode ser interpretado como uma desvantagem mecânica nos idosos, pois favorece a instalação da fadiga, limita a duração das atividades e conseqüentemente eleva o risco de quedas [18].

Limitações

A velocidade de preferência escolhida pelo grupo de idosos e pelo grupo de jovens foi significativamente diferente como mostra a Tabela 1. Deste modo, o desafio mecânico imposto às articulações dos participantes pode ter sido diferente. No

entanto, a velocidade de preferência foi escolhida por tratar-se da velocidade aproximada em que cada voluntário caminha em suas atividades cotidianas, sendo, portanto, considerada ideal para a avaliação das mudanças nos parâmetros de marcha advindas do medo de cair.

Segundo a literatura, o medo de cair possui etiologia multifatorial e está associado com a redução nos níveis de atividade física, maior dependência funcional, risco de institucionalização, entre outros [13]. No presente estudo, a condição de marcha com medo de cair caracterizou-se pela indução ao medo por meio de estímulos verbais dados aos voluntários em ambiente laboratorial, além disto, todas as participantes eram saudáveis, ativas e com baixo risco de quedas. Assim, a extrapolação dos resultados para idosos caidores e com medo de cair deve ser feita com cautela.

Conclusões

Os dados deste estudo foram usados para avaliar a influência do medo de cair sobre a ativação e a cocontração muscular dos membros inferiores de idosas e jovens ativas, a fim de identificar possíveis alterações na marcha que predispõe à ocorrência de quedas. Nossos resultados sugerem que os idosos apresentam maior ativação muscular e maiores percentuais de cocontração em relação aos jovens durante a marcha, principalmente na condição com risco de quedas. Deste modo, concluímos que situações potencialmente desafiadoras como o medo de cair, altera o comportamento neuromuscular durante a marcha e pode comprometer a capacidade de manter o equilíbrio dinâmico, aumentando o risco de quedas.

A partir das questões levantadas e dos resultados encontrados, sugerimos que novos estudos sejam realizados com idosos de diferentes gêneros e faixas etárias, sedentários, caidores ou com alto risco de quedas. Além disto, estudos semelhantes abordando diferentes condições de marcha encontradas durante as atividades cotidianas, seriam de grande contribuição científica para a área.

REFERÊNCIAS

1. Pijnappels M, Bobert MF, Van Dieen JH. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture* 2001; 14:11-18.
2. Van Dieen JH, Pijnappels M. Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:169-171.
3. Bruijn SM, Van Dieen JH, Meijer OG, Beek PJ. Is slow walk more stable? *Journal of Biomechanics* 2009; 42:1506-1512.
4. Chambers AJ, Chan R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. *Gait & Posture* 2007; 25:565-572.
5. Lord SR, Dayhew J. Visual risk factor for falls in older peoples. *Journal of the American Geriatrics Society* 2001; 49(5):508-515.
6. Cumming RG, Salkeld G, Thomas M, Szonyi G. Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission. *Journal of Gerontology* 2000; 55:299-305.
7. Reelick MF, Iersel MB, Kessels RPC, Rikkert MGM. O. The influence of fear of falling on gait and balance in older people. *Age and Ageing* 2009; 38:435-440.
8. Tinetti ME, Powell L. Fear of falling and low self-efficacy: a cause of dependence in elderly pearson. *Journal of Gerontology* 1993; 48:35-38.

9. Sheffer AC, Schuurmans MJ, Dijk N, Hooft T, Rooji SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age and Ageing* 2008; 37:19-24.
10. Arken CL, Lach HW, Birge SJ, Miller P. The prevalence and correlates of fear of falling in elderly persons living in the community. *American Journal of Public Health* 1994; 84:565-570.
11. Boyd R, Stevens JA. Falls and fear of falling: burden, beliefs and behaviours. *Age and Ageing* 2009; 38:423-428.
12. Fletcher C, Hirdes JP. Restriction in activity associated with fear of falling among community-based seniors using home care services. *Age and Ageing* 2004; 33:273-279.
13. Tirado PA. Miedo a caerse. *Revista Espanhola de Geriatria e Gerontologia* 2010; 45:38-44.
14. Chamberlin ME, Fulwider BD, Sanders SL, Medeiros JM. Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? *Journal of Gerontology* 2005; 60:1163-1167.
15. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of American Geriatric Society* 1997; 45(3):313-320.
16. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Mcginley JL, Srikanth VK. Ageing and gait variability - a population - based study on older people. *Age and Ageing* 2010; 39: 191-197.
17. Odasso MM, Schapira M, Soriano ER, Varela M, Kaplan R, Camara LA, Mayorga LM. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *Journal of Gerontology* 2005; 60:1304-1309.
18. Hortobágyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, Devita P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & Posture* 2009; 29:558-564.

19. Hahn ME, Lee HJ, Chou LS. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture* 2005; 22:356-361.
20. Chen HC, Ason-Miller JA, Alexander NB, Schultz AB. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *Journal of Gerontology* 1991; 46:196-203.
21. Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane Center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics* 2004; 37:837-844.
22. Devita P, Hortobágyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 2000; 88:1804-1811.
23. Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology* 1996; 51:303-312.
24. Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Physical Therapy* 1986; 66:1382-1387.
25. Seidler RD, He J, Stelmach GE. Coactivation to reduce variability in the elderly. *Motor Control* 1998; 2:314-315.
26. Burnett RA, Laidlaw DH, Enoka RM. Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. *Journal of Applied Physiology* 2000; 89:61-71.
27. Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, Mcmillan NC, Devito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve* 2002; 25:858-863.
28. Hortobágyi T, Devita P. Muscle pre and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:117-126.
29. Hsu MJ, Wei SH, Yu YH, Chang YJ. Leg stiffness and electromyography knee extensors/flexors: comparison between older and younger adults during stair descent. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 2007; 44:429-436.

30. Larsen AH, Puggaard L, Hamalainen U, Aagaard P. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:568-580.
31. Cenciarini M, Loughlin PJ, Sparto PJ, Redfern MS. Stiffness and damping in postural control increased with age. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2010; 57:267-275.
32. Ishida A, Masuda T, Inaoka H, Fukuoka Y. Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2008; 46:213-221.
33. Roetenberg D, Buurke JH, Veltink PH, Cordero AF, Hermens HJ. Surface electromyography analysis for variable gait. *Gait & Posture* 2003; 18:109-117.
34. Schmitz A, Silder A, Heiderscheit B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19:1085-1091.
35. Vanswaringen JM, Brach JS. Making geriatric assessment work: selecting useful measures. *Physical Therapy* 2001; 81:1233-1252.
36. Hermens JH, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:361-374.
37. Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 2006; 39:444-452.
38. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture* 2007; 27:572-577.
39. Candotti CT, Loss JF, Begatini D, Soares DP, Rocha EK, Oliveira AR, Guimarães ACS. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19:915-921.

40. Helbostad JL, Leirfall S, Nilssen RM, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older person. *Journal of Gerontology* 2007; 62:1010-1015.
41. Fiatarone MA, Evans WJ. The etiology and reversibility of muscles dysfunction in the aged. *Journal of Geontology* 1993; 48:77-83.
42. Evans WJ. What is sarcopenia? *Journal of Gerontology* 1995; 50:5-8.
43. Lamoureux EL, Sparrow WA, Murphy A, Newton RU. The relationship between lower strength and obstructed gait in community-dwelling older adults. *Journal of American Geriatric Society* 2002; 50:468-473.
44. Ortega JD, Farley CT. Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *Journal of Applied Physiology* 2007; 102:2266-2273.
45. Mian OS, Thon JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in oung and older men. *Acta Physiology* 2006; 186:127-139.

CO-CONTRAÇÃO E RISCO DE QUEDAS EM IDOSOS DURANTE MARCHA COM TAREFA DUPLA

Mauro Gonçalves^{I,II,III}; Camilla Zamfolini Hallal^{I,II}; Nise Ribeiro Marques^{I,II};

^I Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. Faculdade de Ciências e Tecnologia FCT/UNESP. Presidente Prudente, SP.

^{II} Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

^{III} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Avenida 24A, nº1515, CEP 13506-900, Rio Claro, SP

email: labiomec@rc.unesp.br

RESUMO

Existem evidências na literatura de que a marcha requer atenção e altos níveis de recursos cognitivos para estimar, planejar e executar sua regulação. Tarefas cognitivas realizadas simultaneamente a tarefas motoras podem alterar o controle postural de idosos e aumentar o risco de quedas nesta população. O presente estudo teve por objetivo avaliar a influência de uma tarefa cognitiva cotidiana sobre o stiffness de idosos e jovens durante a marcha. Participaram do estudo 17 jovens fisicamente ativas e 18 idosos ativas, com baixo risco de quedas. As voluntárias foram solicitadas a andar sobre a esteira em duas condições distintas: marcha normal e marcha tarefa dupla. Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste de marcha dos músculos reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO). Para a análise dos dados eletromiográficos foram usados os 10 ciclos de marcha iniciais de cada condição de marcha e os valores de envelope linear para cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de marcha normal para cada músculo. Para a análise dos dados de co-contracção, foi usado o teste *T student* e o teste *T student* para amostras independentes. Para os percentuais de cocontracção entre o RF e BF, VM e BF, VL e BF, não foram encontradas diferenças significativas em nenhuma das comparações. Os percentuais de cocontracção entre o TA e GL e entre o TA e SO foram significativamente maiores em idosos do que em jovens na condição de marcha normal e marcha com tarefa dupla. Nossos resultados sugerem que os idosos apresentam um maior stiffness na articulação do tornozelo durante a marcha normal e com tarefa dupla cotidiana. Assim, concluímos que situações cognitivamente desafiadoras durante a marcha, alteram o comportamento neuromuscular de idosos, aumentando o risco de quedas.

Palavras-chave: idosos, marcha, dupla tarefa, eletromiografia.

INTRODUÇÃO

As mudanças nos sistemas sensoriomotor e musculoesqueléticos decorrentes do envelhecimento podem comprometer a habilidade de executar tarefas motoras complexas e estão associadas à alta incidência de quedas ^(1, 2, 3). As quedas são consideradas as principais causas de morte e lesão corporal em idosos, representando cerca de 45% dos casos de óbito nesta população ⁽⁴⁾. As conseqüências das quedas são potencialmente danosas, pois contribuem para a prevalência de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, além acarretar em um elevado custo social ^(5, 6, 7, 8).

Embora os fatores de risco para quedas sejam multifatoriais, mais de 50% dos casos de quedas em idosos ocorrem durante a marcha ^(9, 10, 11). A habilidade de andar de forma eficiente e segura é importante para a manutenção da independência e para a prevenção de quedas ^(12, 13). Os idosos adotam algumas estratégias adaptativas como forma de manter o equilíbrio durante a marcha, como a diminuição da velocidade, menor comprimento do passo, redução o tempo da fase de balanço e diminuição dos movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo ^(14, 15, 16, 17, 18, 19, 20). Haja vista que as quedas são muito comuns durante as atividades de vida diárias, principalmente na população idosa, desafios cotidianos podem se tornar ameaçadores, pois comprometem seriamente a capacidade de controlar o equilíbrio dinâmico durante a marcha ^(5, 15, 21, 22).

Existem evidências na literatura de que a marcha requer atenção e altos níveis de recursos cognitivos para estimar, planejar e executar sua regulação ^(23, 24, 25). Entretanto, quando a marcha é realizada concomitantemente a outra atividade

cognitivamente exigente, o desempenho em ambas as tarefas pode ser prejudicado (23, 26, 27). Estudos reportam que tarefas com demanda atencional têm influência sobre o controle da postura, assim, quando uma tarefa de equilíbrio, como a marcha, é executada ao mesmo tempo que uma tarefa cognitiva, podem ocorrer alterações posturais que aumentam o risco de quedas (4,28, 29, 30, 31, 32).

Pouco se sabe sobre as causas da maior propensão dos idosos à quedas, porém, acredita-se que exista uma relação com fatores neuromusculares, como o aumento da co-contracção muscular (14, 33, 34, 35, 36, 37, 38). A co-contracção tem sido apontada como um mecanismo usado para aumentar o stiffness quando os idosos são expostos a situações de perturbação do equilíbrio (39). Deste modo, o aumento do stiffness em idosos é considerado uma estratégia para manutenção da estabilidade, no entanto, esta não é necessariamente uma boa resposta compensatória (39). Em estudo realizado por (40), concluiu-se que os idosos usam a co-contracção para suprir perdas das funções sensoriais e motoras decorrentes do envelhecimento, porém, especula-se que o aumento da co-contracção seja eficiente apenas para perturbações lentas do equilíbrio e pouco eficaz em situações de perturbação rápida (39). Neste sentido, a avaliação da atividade muscular dos membros inferiores trás importantes informações sobre o comportamento neuromuscular durante a marcha de idosos e fornece subsídios para orientar estratégias de prevenção a quedas (41).

Haja vista a importância da identificação de parâmetros biomecânicos indicadores de alterações na marcha de idosos durante tarefas cotidianas, o presente estudo teve por objetivo avaliar a influência de uma tarefa cognitiva cotidiana sobre o stiffness de idosos e jovens durante a marcha. Assim,

hipotetizamos que idosos apresentam aumento do stiffness em relação aos jovens durante a execução da marcha concomitantemente a uma tarefa de demanda atencional.

MÉTODOS

Participaram do estudo 17 voluntárias do gênero feminino, média de idade de 21.47 (± 2.06) anos, fisicamente ativas, estudantes universitárias e 18 participantes do gênero feminino, média de idade 65.33($\pm 3,14$) anos, fisicamente ativas, baixo risco de quedas, participantes de um grupo comunitário de atividade física para idosos. A Tabela 1 mostra as características dos voluntários do estudo.

Tabela 1: Características dos voluntários

	Jovens	Idosas	p
Idade (anos)	21.47 (± 2.06)	65.33 ($\pm 3,14$)	0.00*
Massa (Kg)	60.68 (± 5.93)	64.00 (± 1.55)	0.23
Altura (m)	1.63 (± 0.05)	1.55 (± 0.05)	0.00*
Velocidade de preferência (m/s)	0.95(± 0.84)	0.70(± 1.92)	0.00*

*valores significativos ($p < 0,05$)

Os critérios de exclusão adotados foram: presença de dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias⁽¹⁵⁾. Os voluntários que relataram tontura ou mal estar durante a realização dos testes também foram excluídos da amostra. O presente estudo foi aprovado em comitê de ética local e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

A Escala de Equilíbrio de Berg foi aplicada aos voluntários idosos antes do início das avaliações para classificá-los quanto ao risco de quedas. A escala de

equilíbrio de Berg é constituída por 14 tarefas que envolvem o equilíbrio estático e dinâmico em tarefas funcionais e a pontuação final obtida pela escala prediz o risco de quedas dos idosos avaliados ⁽⁴²⁾. Todos os idosos participantes do presente estudo apresentaram baixo risco de quedas segundo a Escala Equilíbrio de Berg.

Para a coleta dos dados eletromiográficos foi utilizado o módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon[®]) de 16 canais e *software* Myoresearch (Noraxon[®]). As coletas dos dados cinemáticos foram feitas no plano sagital por meio de uma câmera digital (Panasonic[®] NVGS 320) operando a 100qps e *software* de análise de imagem (Vicon[®] 9.0 – Peak Motus). O teste de marcha foi realizado em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED[®]).

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste de marcha. Eletrodos de superfície Ag/AgCl (Meditrace[®]) foram dispostos em configuração bipolar nos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO), segundo as normas de SENIAM⁽⁴³⁾. Os dados cinemáticos foram coletados no plano sagital com marcadores reflexivos posicionados no maléolo lateral direito, maléolo medial esquerdo e entre o primeiro e segundo metatarsos direito e esquerdo.

Antes do início do teste de marcha, os sujeitos realizaram a familiarização com a marcha na esteira em velocidade de preferência ⁽⁴⁴⁾. Após a familiarização foi iniciado o teste de marcha em duas condições distintas: marcha normal e marcha com tarefa dupla. Durante a marcha normal, as voluntárias foram solicitadas a andar na esteira em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos. A marcha com tarefa dupla foi realizada após a marcha normal. Nesta condição, as voluntárias foram instruídas a caminhar sobre a esteira em velocidade de preferência e ao

mesmo tempo prestar atenção em um sistema aleatório de lâmpadas coloridas, similar a um semáforo. À medida que as lâmpadas eram acesas, as voluntárias deveriam falar as respectivas cores. A Figura 1 representa a marcha na esteira com estímulo luminoso.

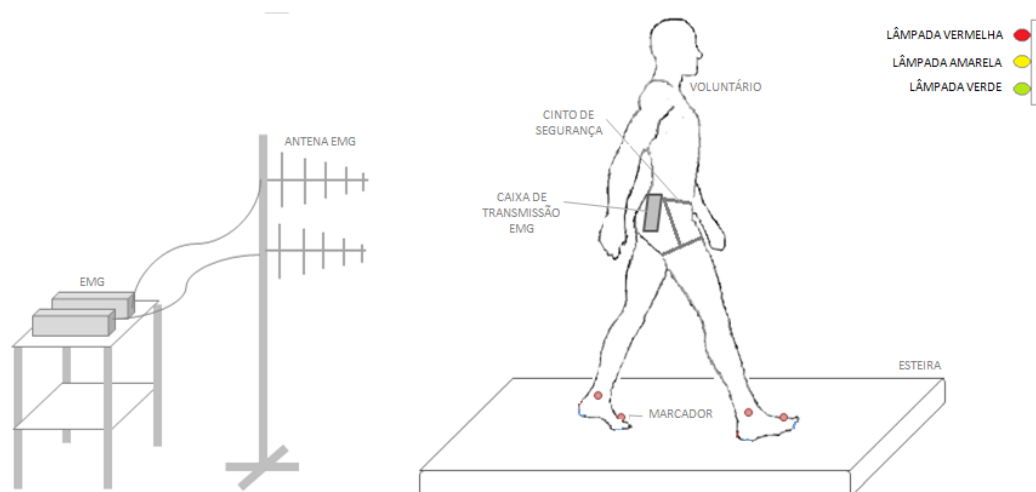


Figura 1: Representação da marcha com estímulo luminoso.

Para a análise dos dados eletromiográficos foram usados os 10 ciclos de marcha iniciais da condição normal e da condição tarefa dupla. O início e o final dos ciclos foram determinados pelo momento de maior distância entre os pontos reflexivos dos maléolos direito e esquerdo, no momento do toque do calcâneo ⁽⁴⁵⁾. Os sinais eletromiográficos foram coletados com frequência de amostragem de 1000Hz e processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab 7.0[®]. Para a criação do envelope linear, foi utilizado filtro passa alta de 20Hz, passa baixa de 500Hz, 6Hz e notch de 60Hz. Os dados retificados foram interpolados em 1001 pontos sobre os 10 ciclos de marcha. Os valores de envelope linear para cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de marcha normal para cada músculo.

O percentual de cocontração foi calculado entre os músculos RF e BF, VM e BF, VL e BF, TA e GL, TA e SO de acordo com a equação abaixo, como proposto por ⁽⁴⁶⁾.

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum A\&B}}{\text{área A} + \text{área B}} \times 100\%$$

O %COCON é o percentual de co-contração entre dois músculos antagonistas A e B, como por exemplo, RF e BF. A *área A* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo A e a *área B* é a curva suavizada da atividade EMG do músculo B; A *área comum A&B* é a curva comum da atividade EMG do músculo A e do músculo B ⁽⁴⁶⁾.

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0[®]. Para a análise dos dados de co-contração, foi usado o teste T *student* na comparação entre as diferentes condições de marcha para um mesmo grupo e o teste T *student* para amostras independentes para as comparações entre os grupos. Foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Para os percentuais de cocontração entre o RF e BF, VM e BF, VL e BF, não foram encontradas diferenças significativas em nenhuma das comparações. Os percentuais de cocontração entre o TA e GL e entre o TA e SO foram significativamente maiores em idosos do que em jovens na condição de marcha normal ($p=0.004$ e $p=0.04$, respectivamente) e marcha com tarefa dupla ($p=0.003$ para ambos). As médias e os desvios-padrão do percentual de cocontração entre os

músculos RF e BF, VM e BF, VL e BF, TA e GL, TA e SO, são mostrados na Figura 2.

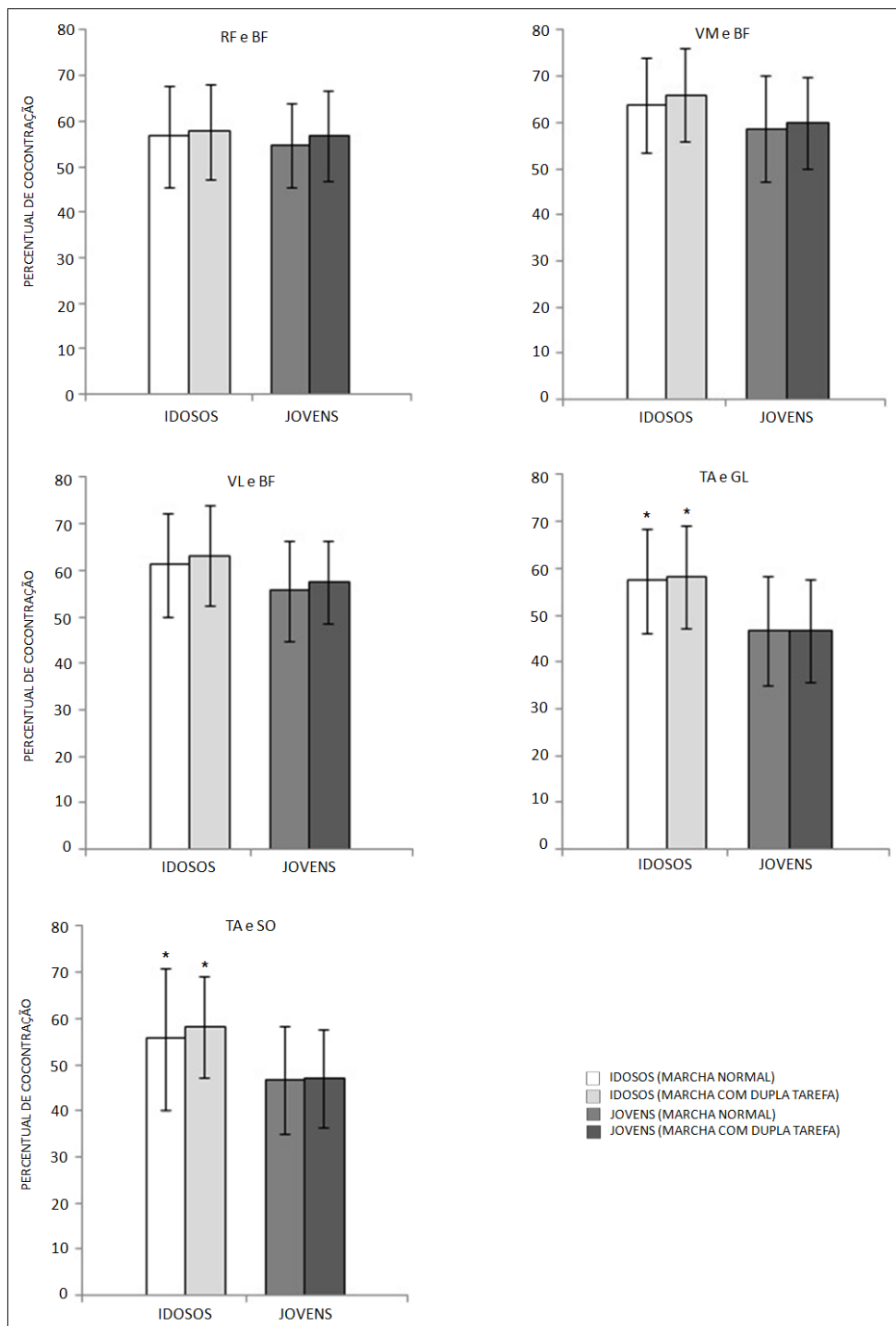


Figura 2: Porcentagem de cocontração entre o RF e BF, VM e BF, VL e BF, TA e GL, TA e SO nas duas condições de marcha.

* $p < 0,05$ entre jovens e idosos

DISCUSSÃO

O processo de envelhecimento gera modificações nas funções motoras e sensoriais como a diminuição da força muscular, da flexibilidade e da potência, além da degeneração do sistema vestibular, alterações proprioceptivas, diminuição dos mecanismos de atenção e tempo de reação ^(47, 48, 49). Estas alterações do sistema músculo-esquelético e do sistema nervoso central e periférico são progressivas e tem grande impacto sobre as reações de equilíbrio, podendo ocasionar mudanças nas estratégias de controle postural frente a tarefas desafiadoras ^(47, 50, 51, 52, 53).

O controle do equilíbrio e da marcha é visto, tradicionalmente, como um processo automático que requer baixos níveis de processamento cognitivo ⁽⁵⁴⁾. No entanto, alguns autores mostram que para a execução adequada de atividades que envolvam o equilíbrio, como por exemplo, a marcha, altos níveis da função cognitiva são exigidos ^(23, 24, 25, 54, 55, 56). Estudos apontam que tarefas cognitivas executadas simultaneamente a tarefas motoras podem alterar o controle postural de idosos e aumentar o risco de quedas nesta população ^(4, 32). Deste modo, buscamos no presente estudo avaliar a influência de uma tarefa cognitiva simples cotidiana, por meio de um simulador de semáforo, sobre o stiffness de jovens e idosos durante a marcha.

Os resultados mostraram que apesar de haver uma tendência de aumento do stiffness no grupo de jovens e idosas na marcha com tarefa dupla, o grupo de idosas apresentou aumento significativo nos índices de co-contracção da condição de marcha normal e com tarefa dupla em relação ao grupo de jovens apenas para os músculos TA e GL e TA e SO. Em estudo realizado por ⁽⁵⁶⁾, foi observado que o

início mais precoce da atividade muscular de idosos caídores pode fornecer estratégias compensatórias, como o aumento da co-contracção dos músculos do tornozelo para aumentar a estabilidade articular. A adoção desta estratégia pode compensar muitas deficiências neuro-motoras dos idosos, como a redução da força e potência muscular, redução na proporção de fibras de contracção rápida e aumento no tempo de resposta muscular, garantindo a otimização da geração de força ^(57, 58). No presente estudo, o aumento do stiffness na articulação do tornozelo do grupo de idosos, também pode ser interpretado como uma tentativa de estabilização articular para minimizar o risco de quedas.

Entretanto, o aumento do stiffness nem sempre é considerado uma boa resposta adaptativa do sistema neuro-muscular ⁽³⁹⁾. Em estudo realizado por (59), concluiu-se que os idosos usam a co-contracção para suprir perdas das funções sensoriais e motoras decorrentes do envelhecimento, porém, especula-se que o aumento do stiffness seja eficiente apenas para perturbações lentas do equilíbrio e pouco eficaz em situações de perturbação rápida, como por exemplo um tropeço durante a marcha (39). O aumento do stiffness tem sido interpretado na literatura como um padrão de ineficiência muscular durante o movimento, devido ao aumento da relação de ativação entre os músculos agonista e antagonista (46). Deste modo, altos percentuais de cocontracção também podem ser interpretados como uma desvantagem mecânica nos idosos, pois favorece a instalação da fadiga, limita a duração das atividades e conseqüentemente eleva o risco de quedas (36, 59).

Estudos mostram que a influência da tarefa cognitiva sobre o controle postural é mais pronunciada quando o nível de complexidade da tarefa é alto (28, 31). Em nosso estudo, a tarefa cognitiva realizada durante a marcha, pode ser considerada

fácil, o que pode ter influenciado nos resultados apresentados. No entanto, a escolha dos estímulos luminosos similares a um semáforo foi feita por tratar-se de uma condição comumente encontrada nas atividades cotidianas e deste modo, tentamos simular uma condição real que envolvesse possíveis riscos de quedas.

A velocidade de preferência escolhida pelo grupo de idosos e pelo grupo de jovens foi significativamente diferente como mostra a Tabela 1. Deste modo, o desafio mecânico imposto às articulações dos participantes pode ter sido diferente. No entanto, a velocidade de preferência foi utilizada por ser a velocidade aproximada que cada voluntário caminha em suas atividades diárias, sendo, portanto, considerada ideal para a avaliação das mudanças nos parâmetros de marcha realizada com tarefa dupla.

As idosas avaliadas no presente estudo foram classificadas com baixo risco de quedas pela escala de equilíbrio de Berg, além de serem fisicamente ativas. Haja vista que tais fatores podem interferir no desempenho dos idosos nas tarefas propostas, recomenda-se que a extrapolação dos resultados apresentados para idosos sedentários e com alto risco de quedas, seja feita com cautela.

Conclusões

O presente estudo buscou avaliar a influência da tarefa dupla sobre o stiffness muscular de jovens e idosas, afim de identificar parâmetros biomecânicos indicadores do aumento no risco de quedas. Nossos resultados sugerem que os idosos apresentam um maior stiffness na articulação do tornozelo durante a marcha normal e com tarefa dupla cotidiana. Assim, concluímos que situações

cognitivamente desafiadoras durante a marcha, alteram o comportamento neuromuscular de idosos, aumentando o risco de quedas.

Com base nos resultados encontrados e na temática abordada, sugerimos que mais estudos sejam realizados com idosos com alto risco de quedas, sedentários e de diferentes gêneros. Além disto, estudos abordando outras atividades cotidianas potencialmente ameaçadoras à manutenção da estabilidade dinâmica durante a marcha, seriam de grande contribuição científica para a área.

REFERÊNCIAS

1. YEN, H. C; CHEN, H. L; LIU, M. W; LIU, H. C; LU, T, W. Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 2501-2506, 2009.
2. BLAKE, A; MORGAN, M; DALLOSSO, H; EBRAHIM, S; ARIE, T; FENTEM, P; BASSEY, E. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. **Age and Ageing**, v. 17, p. 365-372, 1988.
3. TINETTI, M; SPEECHLEY, M. Prevention of falls among the elderly. **New England Journal of Medicine**, v. 320, p. 1055-1059, 1989.
4. SCHULZ, B. W; LLOYD, J. D; WILLIAM E. The effects of everyday concurrent task on overground minimum toe clearance and gait parameters. **Gait & Posture**, v. 32, n. 1, 18-22, 2010.
5. VAN DIEEN, J. H; PIJNAPPELS, M. Falls in older people. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, p. 169-171, 2008.
6. CHAMBERS, A. J; CHAN, R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. **Gait & Posture**, v. 25, p. 565-572, 2007.
7. LORD, S. R; DAYHEW, J. Visual risk factor for falls in older peoples. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 49, n. 5, p. 508-515, 2001.

8. TINETTI, M. E; POWELL, L. Fear of falling and low self-efficacy: a cause of dependence in elderly person. **Journal of Gerontology**, v. 48, p. 35-38, 1993.
9. BAIRD, J. L; RICHARD, E. A. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. **Clinical Biomechanics**, v. 24, p. 826-832, 2009.
10. HOLLMAN, J. H; YOUODAS, J, W; LANZINO, D. J. Gender differences in dual task gait performance in older adults. **American Journal of Men's Health**, v. 22, 2009.
11. TALBOT, L. A, MUSIOL, R. J, WITHAM, E. K; METTER, E. J. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. **BCM Public Health**, v. 5, p. 86-90, 2005.
12. CALLISAYA, M. L; BLIZZARD, L; SCHMIDT, M. D; MCGINLEY, J. L; SRIKANTH, V. K. Ageing and gait variability - a population - based study on older people. **Age and Ageing**, v. 39, p. 191-197, 2010.
13. ODASSO, M. M; SCHAPIRA, M; SORIANO, E. R; VARELA, M; KAPLAN, R; CAMARA, L. A; MAYORGA, L. M. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. **Journal of Gerontology**, v. 60, p. 1304-1309, 2005.
14. HORTOBÁGYI, T; SOLNIK, S; GRUBER, A; RIDER, P; STEINWEG, K; HELSETH, J; DEVITA, P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait & Posture**, v. 29, p. 558-564, 2009.
15. HAHN, M. E; LEE, H. J; CHOU, L. S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. **Gait & Posture**, v. 22, p. 356-361, 2005.
- 16- CHEN, H. C; ASON-MILLER, J. A; ALEXANDER, N. B; SCHULTZ, A. B. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. **Journal of Gerontology**, v. 46, p. 196-203, 1991.
- 17- HAHN, M. E; CHOU, L. S. Age-related reduction in sagittal plane Center of mass motion during obstacle crossing. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 837-844, 2004.

- 18- DEVITA, P; HORTOBÁGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, p. 1804-1811, 2000.
- 19- JUDGE, J. O; DAVIS, R. B; OUNPUU, S. Step length reuctions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **Journal of Gerontology**, v. 51, p. 303-312, 1996
- 20- HAGEMAN, P. A; BLANKE, D. J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Physical Therapy**, v. 66, p. 1382-1387, 1986.
21. PIJNAPPELS, M; BOBERT, M. F; VAN DIEEN, J. H. Changes in walking pattern caused by the possibility f a tripping reaction. **Gait & Posture**, v. 14, p. 11-18, 2001.
22. BRUIJN, S. M; VAN DIEN, J. H; MEIJER, O. G; BEEK, P. J. Is slow walk more stable? **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 1506-1512, 2009.
23. ABBUD, G. A. C; LI, K. Z. H; DEMONT, R. G. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. **Gait & Posture**, v. 30, p. 227-232, 2009.
24. WOOLLACOTT, M; SHUMWAY-COOK, A. Attentional the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait & Posture**, v. 16, p. 1-14, 2002.
25. LAJOIE, Y; TEASDALE, N; BARD, C; FLEURY, M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. **Journal of Experimental Brain Research**, v. 97, p. 139-144, 1993.
26. ABERNETHY, B; HANNA, A; PLOOY, A. The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. **Gait & Posture**, v. 15, p. 256-265, 2002.
27. REGNAUX, J. P; ROBERSTON, J; SMAIL, D. B; DANIEL, O; BUSSEL, B. Human treadmill walking needs attention. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 3, 2006.
28. DAELE, U. V; HAGMAN, F; TRUIJEN, S; VORLAT, P; GHELUWE, B. V; VAES, P. Decreased in postural sway and trunk stiffness during cognitive dual-task in nonspecific chronic low back pain patients, performance compared to healthy control subjects. **Spine**, v. 35, p. 583-589, 2010.

29. WOOLLACOTT, M; SHUMWAY-COOK, A. Attentional the control of posture and gait: a reiew of an emerging area of research. **Gait & Posture**, v. 16, p. 1-14, 2002.
30. TEADSDALE, N; BARD, C; LARUE, J. On the cognitive penetrability of posture control. **Experimental Aging Research**, v. 19, p. 1-13, 1993.
31. SWAN, L; OTANI, H; LOUBERT, P. V. Reducing postural sway by manipulating te difficult levels of a cognitive task and a balance task. **Gait & Posture**, v. 26, p. 470-474, 2007.
32. BEAUCHET, O; DUBOST, V; HERRMANN, F; RABILOUD, M; GONTHIER, R; RESSIG, R. W. Relationship between dual-task related gait changes and intrinsic risk factors for falls among transitional frail older adults. **Age Clinical Experimental Research**, v. 17, p. 270-174, 2005.
- 33- SEIDLER, R. D; HE, J; STEMACH, G. E. Coactivation to reduce variability in the elderly. **Motor Control**, v. 2, p. 314-315, 1998.
- 34- BURNETT, R. A; LAIDLAW, D. H; ENOKA, R. M. Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, p. 61-71, 2000.
- 35- MACALUSO, A; NIMMO, M. A; FOSTER, J. E; COCKBURN, M; MCMILLAN, N. C; DEVITO, G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. **Muscle Nerve**, v. 25, p. 858-863, 2002.
36. HORTBÁGYI, T; DEVITA, P. Muscle pre and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 117-126, 2000.
37. HSU, M. J; WEI, S. H; YU, Y. H; CHANG, Y. J. Leg stiffness and electromyography knee extensors/flexors: comparasion between older and younger adults during stair descent. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 44, p. 429-436, 2007.
38. LARSEN, A. H; PUGGAARD, L; HAMALAINEN, U; AAGAARD, P. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 2008; 18: 568-580.

39. CENCIARINI, M; LOUGHLIN, P. J; SPARTO, P. J; REDFERN, M. S. Stiffness and damping in postural control increased with age. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, p. 267-275, 2010.
40. ISHIDA, A; MASUDA, T; INAOKA, H; FUKUOKA, Y. Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 46, p. 213-221, 2008.
41. SCHMITZ, A; SILDER, A; HEIDERSCHEIT, B; MAHONEY, J; THELEN, D. G. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, p. 1085-1091, 2009.
42. VANSWARINGEN, J. M; BRACH, J. S. Making geriatric assessment work: selecting useful measures. **Physical Therapy**, v. 81, p. 1233-1252, 2001.
43. HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361-374, 2000.
44. DINGWELL, J. B; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 444-452, 2006.
45. KANG, H. G; DINGWELL, J. B. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. **Gait & Posture**, v. 27, p. 572-577, 2007.
46. CANDOTTI, C. T; LOSS, J. F; BEGATINI, D; SOARES, D. P; ROCHA, E. K; OLIVEIRA, A. R; GUIMARÃES, A. C. S. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, p. 915-921, 2009.
47. KERRIGAN, D. C; TODD, M. K; CROCE, U. D, LIPSITZ, L. A; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physiology and Medicine Rehabilitation**; v. 79, p. 317-322, 1998.

48. BASSEY, E. J. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, v. 7, p. 289-297, 1997.
49. MEULEMAN, J. R; BRECHUE, W. F; KUBILIS, P. S, LOWENTHAL, D. T. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. **Arch. Phys. Rehabil**; v. 81, p. 312-318, 2000.
50. WOOLLACOTT, A; SHUMWAY, C; NASHNER, L. M. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. **International Journal of Aging Human Development**, v. 23, p. 97-114, 1986.
51. PETERKA, R. J; BLACK, F. O. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. **Journal of Vestibular Research**, v. 1, p. 73-85, 1990.
52. HAY, L; BARD, C; FLEURY, M; TEASDALE, N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. **Experimental Brain Research**, v. 108, p. 129-139, 1996
53. STURNIEKS, D. E; GEROGE, S; LORD, S. R. Balance disorders in the elderly. **Neurophysiology Clinical**, v. 38, p. 467-478, 2008.
54. TSANG, W. N; LEE, K, Y, T; FU, A. S. M. Effects of concurrent cognitive task on pre-lading muscles response latency during stepping down activity in older adults with and without a history of falls. **Disability and Rehabilitation**, v. 30, 0. 1116-1122, 2008.
55. KERR, B; CONDON, S. M; MCDONALD, L. A. Cognitive spatial processing and the regulation of posture. **Journal of Experimental Psychological Human Percept Perform**, v. 11, p. 617-622, 1985.
56. HORTBÁGYI, T; DEVITA, P. Muscle pre and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 117-126, 2000.
57. VANDERVOOT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle Nerve**, v. 25, p. 17-25, 2002.

58. MAZZEO, R. S; CAVANAGH, P; EVANS, W. J. Exercise and physical activity for older adults. **Medical Science Sports Exercise**, v. 30, p. 992-1008, 1998.

59. ORTEGA, J. D; FARLEY, C. T. Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. **Journal of Applied Physiology**, v. 102, p. 2266-2273, 2007.

**IDENTIFICAÇÃO DE ALTERAÇÕES NOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS E
ELETROMIOGRÁFICOS DA MARCHA DE IDOSAS SUBMETIDAS À DUPLA
TAREFA**

CAMILLA ZAMFOLINI HALLAL^{I,II}, LIGIA CRISTIANE FONSECA^{II,III}, NISE RIBEIRO
MARQUES^{I,II}, MAURO GONÇALVES^{I,II,III,IV}

^I Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. Faculdade de Ciências e Tecnologia FCT/UNESP. Presidente Prudente, SP, Brasil.

^{II} Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP, Brasil.

^{III} Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP, Brasil.

^{IV} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP, Brasil.

Endereço para correspondência:

Fta. Ms. Camilla Zamfolini Hallal

Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Avenida 24A, nº1515, CEP 13506-900, Rio Claro, SP

email: camillazhallal@yahoo.com.br

Título curto em português: Alterações biomecânicas da marcha de idosas

Título curto em inglês: Biomechanical alterations of elderly gait

Palavras-chave: idosos, marcha, dupla tarefa, eletromiografia, cinemática.

RESUMO

Quedas são eventos frequentes durante a marcha, principalmente para idosos. O presente estudo teve por objetivo identificar alterações em parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de jovens e idosas submetidas à dupla tarefa. Participaram do estudo 17 jovens e 18 idosas ativas. As voluntárias andaram sobre esteira em 2 condições distintas: marcha normal (M1) e marcha dupla tarefa (M2). Os sinais eletromiográficos foram coletados dos músculos reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO). Os dados cinemáticos analisados foram comprimento de passada, tempo de passada e velocidade de preferência. Para a análise dos dados foram usados os teste de Wilcoxon, Mann-Whitney, *T student* e o teste *T student* para amostras independentes. Foi adotado nível de significância de $p < 0,05$. Os músculos RF, VM, VL, BF e SO apresentaram ativação muscular maior na condição M2 em relação à condição M1 no GI e GJ. O GJ apresentou ativação muscular menor do RF, VM, BF e SO na condição M2 que GI. O GI apresentou menores valores de comprimento de passada em relação ao GJ. Na condição M1 os valores de comprimento de passada encontrados foram maiores que na condição M2. O tempo de passada para o GJ na condição M2 foi maior do que para o GI. Os idosos apresentaram velocidade de preferência menor que jovens. Nossos resultados sugerem que a marcha associada à dupla tarefa, altera o comportamento neuromuscular do idoso, aumentando assim o risco de quedas.

ABSTRACT

Falls are frequent events during the gait, principally for elderly people. The present study had the goal to identify alterations in kinematic and electromyographic parameters of young and elderly dual task gait. Participated of this study 17 young (YG) and 18 elderly (EG) physically fit women. The volunteers walked on a treadmill in two different conditions: normal gait (M1) and dual task gait (M2). EMG signal was recorded on the muscles rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), gastrocnemius lateralis (GL) and soleo (SO). The kinematic data were step length, step time and self-selected velocity. For the data analyzis were used the statistical tests of Wilcoxon, Mann-Whitney, *T student* and teste *T student* for independence sample. The significant level was set at $p < 0,05$. The muscles RF, VM, VL, BF e SO showed higher activation at M2 condition than at M1 for both groups. The YG had lower activation of RF, VM, BF e SO in M2 condition than EG. In M1 condition the values of step length found were higher than M2. The step time for YG in M2 condition was higher than EG. The elderly people had low self-selected velocity tha YG. Our results suggest that dual task gait modify the neuromuscular behaviour in elderly people, increasing the risk of fall.

Palavras-chave: idosos, marcha, dupla tarefa, eletromiografia, cinemática.

INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento gera modificações funcionais e estruturais no organismo¹. Entre estas mudanças fisiológicas estão às alterações nos sistemas sensório-motor e musculoesquelético, que comprometem a habilidade de executar tarefas motoras complexas e influenciam no desempenho das atividades de vida diárias¹⁻⁴. A associação destes fatores corrobora sobremaneira para o aumento do risco de quedas na população idosa²⁻⁴.

A queda é considerada um evento acidental que tem como resultado a mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo em relação à posição de início^{5,6}. Para os idosos, as quedas são consideradas as principais causas de morte e lesão, representando cerca de 45% dos casos de óbito nesta população⁷. No Brasil, estima-se que cerca de 4,32 milhões de idosos caem a cada ano e entre estes, 2.175 milhões sofrem com algum tipo de consequência da queda⁸. A ocorrência de quedas é potencialmente prejudicial, pois contribuem para o surgimento de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, além de reduzir as atividades sociais⁹⁻¹².

Estudos mostram que mais de 50% dos casos de quedas ocorrem durante a marcha¹³⁻¹⁵. Assim a habilidade em andar de forma eficiente e segura é importante para a manutenção da independência e para a prevenção de quedas na população idosa¹⁶⁻¹⁸. Como forma de garantir o equilíbrio e a estabilidade durante a marcha, os idosos adotam algumas estratégias adaptativas como a diminuição da velocidade, menor comprimento do passo, redução no tempo da fase de balanço e diminuição dos movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo^{16,18-23}.

Quando a marcha é realizada concomitantemente a outra tarefa de demanda cognitiva, o desempenho de ambas as tarefas podem ser prejudicados, pois o andar requer atenção e altos níveis de cognição para estimar, planejar e executar sua regulação²⁴⁻²⁸. Estudos mostram que a influência da dupla tarefa sobre o controle postural é mais pronunciada quando o nível de complexidade da tarefa é alto, no entanto, também pode ser observada em tarefas simples, como as encontradas durante as atividades de vida diárias^{29,30}. Assim, se a marcha for executada ao mesmo tempo que uma tarefa cognitiva, podem ocorrer alterações posturais que aumentam o risco de quedas^{7,26,29-32}.

A prevenção de quedas em idosos pode ser realizada com a detecção precoce de alterações biomecânicas que modificam o padrão da marcha³³. A identificação de indicadores cinemáticos temporais e espaciais de mudanças nos padrões de marcha em função da dupla tarefa e a avaliação da atividade muscular dos membros inferiores dos idosos fornecem subsídios para orientar estratégias de intervenção fisioterapêutica. Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi identificar alterações em parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de jovens e idosos submetidas à dupla tarefa. Deste modo, hipotetizamos que ocorre um aumento da ativação muscular dos membros inferiores, bem como alterações no comprimento e no tempo de passada mais pronunciado em idosos do que em jovens quando estas populações são expostas a uma dupla tarefa cotidiana durante a marcha.

MÉTODOS

Participantes

Participaram do estudo 35 voluntárias, divididas de acordo com a faixa etária em dois grupos: grupo de jovens (GJ) e grupo de idosas (GI). O GJ foi composto por 17 sujeitos do gênero feminino, média de idade de $21,47 \pm 2,06$ anos, fisicamente ativas, estudantes universitárias. O GI foi composto por 18 sujeitos do gênero feminino, média de idade $65,33 \pm 3,14$ anos, fisicamente ativas, baixo risco de quedas e participantes de um grupo comunitário de atividade física para idosos. Os participantes do GI foram classificados quanto ao risco de quedas por meio da Escala de Equilíbrio de Berg, que é constituída por 14 tarefas que envolvem o equilíbrio estático e dinâmico em tarefas funcionais e a pontuação final obtida pela escala prediz o risco de quedas dos idosos avaliados³⁴. Todos os idosos participantes do presente estudo apresentaram baixo risco de quedas segundo a Escala de Equilíbrio de Berg. A Tabela 1 mostra as características das voluntárias.

Tabela 1: Características dos voluntários

	Jovens	Idosas	p
Idade (anos)	21.47 (± 2.06)	65.33 ($\pm 3,14$)	0.00*
Massa (Kg)	60.68 (± 5.93)	64.00 (± 1.55)	0.23
Altura (m)	1.63 (± 0.05)	1.55 (± 0.05)	0.00*
Velocidade de preferência (m/s)	0.95(± 0.84)	0.70(± 1.92)	0.00*

*valores significativos ($p < 0,05$)

Os critérios de inclusão das participantes foram baseados nos estudos de Hahn, Lee e Chou²² e Abbud, Li e DeMont²⁸ e consistiram de presença de dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias. Os voluntários que relataram tontura ou mal estar durante a realização dos testes também foram excluídos da amostra. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê

de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências (IB) da Universidade Estadual Paulista (UNESP), campus de Rio Claro, protocolo número 69/2009.

Instrumentação

Para a coleta dos dados eletromiográficos foi utilizado o módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon[®]) de 16 canais e *software* Myoresearch (Noraxon[®]). As coletas dos dados cinemáticos foram feitas no plano sagital por meio de uma câmera digital (Panasonic[®] NVGS 320) operando a 100qps e *software* de análise de imagem (Vicon[®] 9.0 – Peak Motus). O teste de marcha foi realizado em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED[®]).

Procedimentos

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste de marcha. Eletrodos de superfície Ag/AgCl (Meditrace[®]) foram dispostos em configuração bipolar nos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SO), segundo as normas do SENIAM³⁵.

Os dados cinemáticos foram coletados no plano sagital com marcadores reflexivos posicionados no maléolo lateral direito, maléolo medial esquerdo e entre o primeiro e segundo metatarsos direito e esquerdo.

Antes do início do teste de marcha, os sujeitos realizaram a familiarização com a marcha na esteira em velocidade de preferência³⁶. Após a familiarização foi iniciado o teste em duas condições distintas.

Durante a primeira condição de marcha (M1), as voluntárias foram solicitadas a andar na esteira em velocidade de preferência por três minutos consecutivos. A segunda condição de marcha (M2) foi realizada após a M1. Nesta condição, as voluntárias foram instruídas a caminhar sobre a esteira em velocidade de preferência e ao mesmo tempo prestar atenção em um sistema aleatório de lâmpadas coloridas, similar a um semáforo. À medida que as lâmpadas eram acesas, as voluntárias deveriam falar as respectivas cores.

Análise dos dados

A análise dos dados foi realizada utilizando-se 10 ciclos consecutivos de marcha iniciais das condições M1 e M2. O início e o final dos ciclos foram determinados pelo momento de maior distância entre o ponto reflexivo do maléolo direito e metatarso esquerdo, no momento do toque do calcâneo direito, de acordo com protocolo adaptado de Kang & Dingwell³⁷.

Os sinais eletromiográficos foram coletados com frequência de amostragem de 1000Hz e processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab 7.0[®]. Para a criação do envelope linear, foi utilizado filtro passa alta de 20Hz, passa baixa de 500Hz, 6Hz e notch de 60Hz. Os dados retificados foram interpolados em 1001 pontos sobre os 10 ciclos de marcha de cada condição. Os valores de envelope linear para cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição M1 para cada músculo.

As variáveis cinemáticas analisadas no presente estudo foram o comprimento de passada, o tempo de passada e a velocidade de preferência selecionada. Os dados foram coletados com frequência de amostragem de 100qps e processados

por meio do *software* de análise de imagem (Vicon[®] 9.0 – Peak Motus). Os valores de comprimento de passada foram normalizados pelo tamanho do membro inferior direito de cada voluntária.

A análise estatística foi realizada por meio do *software* PASW *statistics* 18.0[®]. Para a análise dos dados de ativação muscular, foi usado o teste de Wilcoxon na comparação entre as diferentes condições de marcha para um mesmo grupo e o teste de Mann-Whitney para as comparações entre os grupos. Para a análise dos dados de comprimento de passada e tempo de passada, foi usado o teste T *student* na comparação entre as diferentes condições de marcha para um mesmo grupo e o teste T *student* para amostras independentes para as comparações entre os grupos. Para os dados de velocidade de preferência foi usado o teste de Mann-Whitney. Foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Os músculos RF, VM, VL, BF e SO apresentaram ativação muscular significativamente maior na condição M2 em relação à condição M1 no GI e no GJ. Para o GI, foi obtido o valor de $p=0.000$ para os músculos RF, VM, VL, BF e SO. Para o GJ, foi obtido o valor de $p=0.000$ para os músculos RF, VM, VL e SO e $p=0.024$ para o músculo BF.

O GI apresentou ativação muscular significativamente maior que o GJ durante a condição M1 nos músculos RF, VM, VL, BF, TA, GL e SO ($p=0.002$; $p=0.006$; $p=0.000$; $p=0.004$; $p=0.024$; $p=0.030$; $p=0.001$, respectivamente). O GI apresentou ativação muscular significativamente maior do RF, VM, BF e SO na condição M2 do

que o GJ ($p=0.005$; $p=0.006$, $p=0.000$, $p=0.000$ respectivamente). A Figura 1 mostra os valores de mediana, máximo e mínimo, referentes à ativação muscular do RF, VM, VL, BF, TA, GL e SO, respectivamente, para o GJ e o GI nas condições M1 e M2.

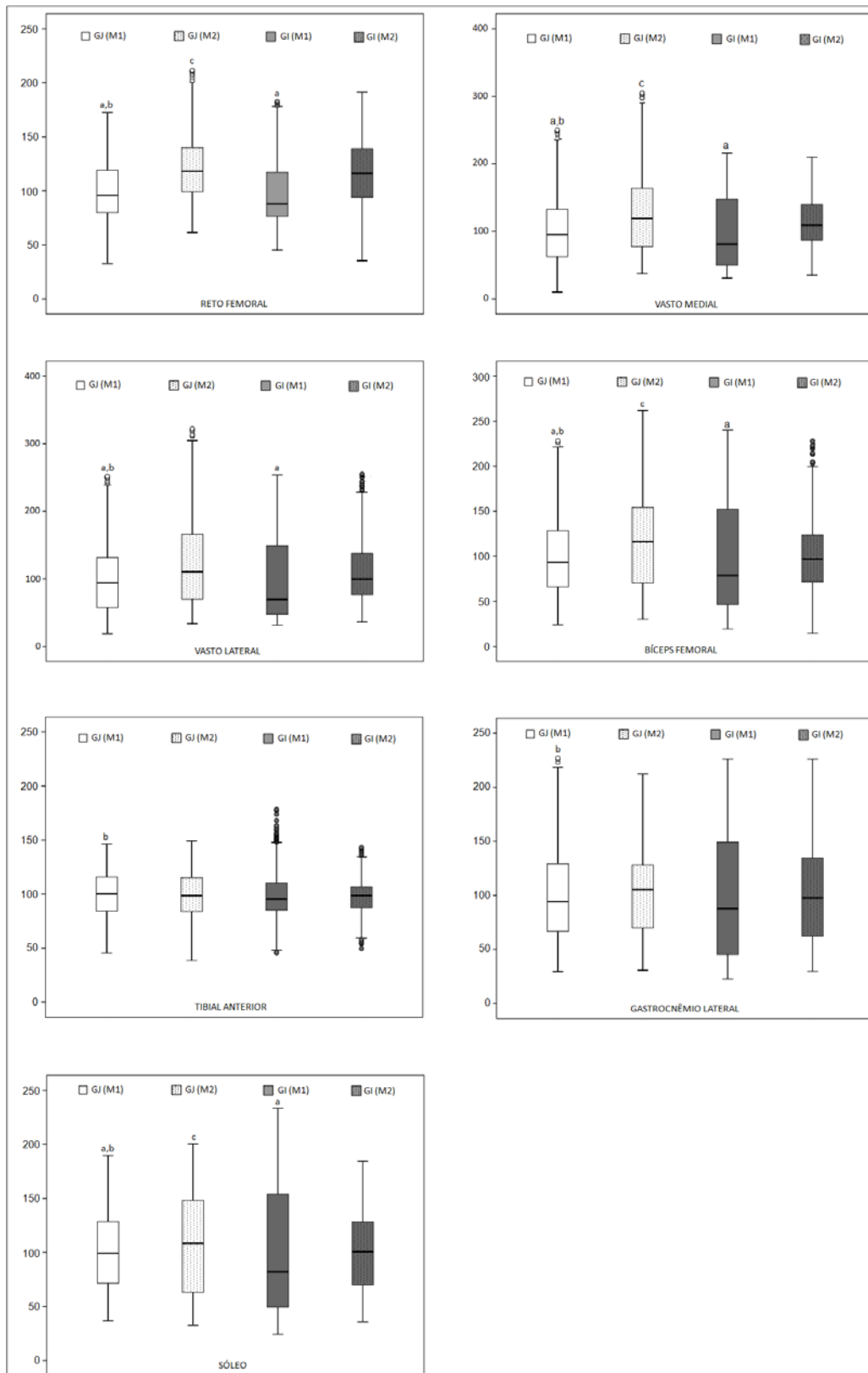


Figura 1: Valores de mediana e quartis de ativação muscular do RF, VM, VL, BF, TA, GL E SO para os grupos de idosos e jovens nas condições de marcha normal e marcha com dupla tarefa.

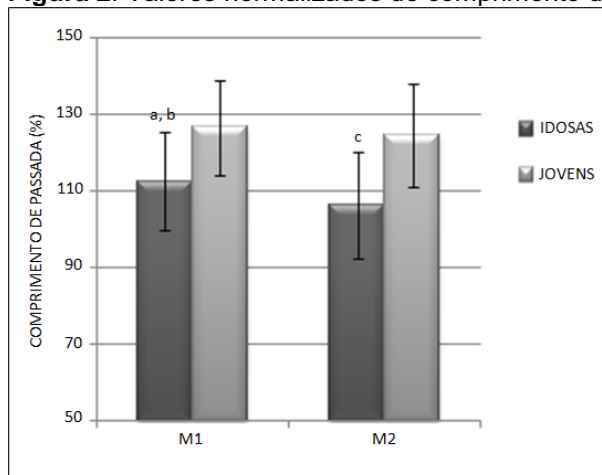
^a Diferença significativa entre as condições M1 e M2 para o mesmo grupo.

^b Diferença significativa entre os grupos para a condição M1.

^c Diferença significativa entre os grupos para a condição M2.

Quanto ao comprimento de passada, foi encontrada diferença significativa nas comparações entre o GJ e o GI para as condições M1 e M2 ($p=0.005$ e $p=0.001$, respectivamente), sendo que o GI apresentou menores valores de comprimento de passada em relação ao GJ. Nas comparações entre um mesmo grupo, foi encontrada diferença significativa nas condições M1 e M2 apenas para o GI ($p=0.001$), sendo que na condição M1 os valores de comprimento de passada encontrados foram maiores que na condição M2 (Figura 2).

Figura 2: Valores normalizados de comprimento de passada.



^a Diferença significativa entre as condições M1 e M2 para um mesmo grupo.

^b Diferença significativa entre os grupos para a condição M1.

^c Diferença significativa entre os grupos para a condição M2.

O tempo de passada para o GJ na condição M2 foi significativamente maior do que para o GI ($p=0.003$). Não foi encontrada diferença significativa nas comparações entre marcha normal e marcha com dupla tarefa para um mesmo grupo, sendo $p=0.197$ (GI) e $p=1.000$ (GJ); e entre jovens e idosos na condição de marcha normal ($p=0.194$). A Tabela 2 mostra os valores de média e desvio-padrão do tempo de passada do GJ e do GI nas diferentes condições de marcha.

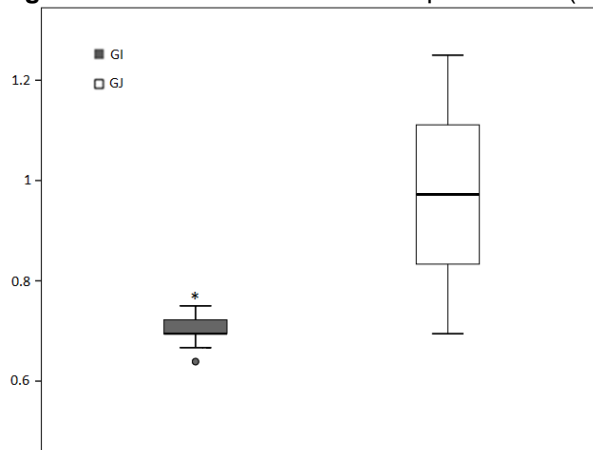
Tabela 2: Valores de média e desvio-padrão do tempo de passada de jovens e idosas nas condições de marcha normal e marcha com dupla tarefa.

	Jovens	Idosos
Marcha normal	1.175(\pm 0.086)	1.129(\pm 0.130)
Marcha com dupla tarefa	1.160*(\pm 0.086)	1.055(\pm 0.114)

* Diferença significativa entre os grupos para a condição de marcha com dupla tarefa.

Os resultados mostram que houve diferença significativa entre a velocidade de preferência do GJ e GI, sendo $p=0.000$ (Figura 3).

Figura 3: Valores de velocidade de preferência (m/s) do GI e GJ.



* diferença significativa ($p \leq 0,05$)

DISCUSSÃO

Ainda que os fatores de risco para quedas em idosos sejam multifatoriais, o desempenho da marcha tem uma relação direta com estas, pois mais de 50% das quedas na população idosa ocorrem durante o andar¹³⁻¹⁵. Na última década tem sido muito estudado o impacto da função cognitiva no padrão da marcha, haja vista, que esta atividade não é mais considerada uma tarefa automática, e sim uma atividade com o reconhecimento cada vez maior da cognição^{26, 38, 39}.

Uma situação de dupla tarefa, cognitiva ou motora, durante a marcha, pode afetar o desempenho de ambas as atividades, dependendo dos recursos

neuropsicomotores individuais, das prioridades e complexidade das tarefas⁴⁰. Alguns autores afirmam que quando os idosos são expostos a situações que envolvem a execução simultânea de atividades motoras e cognitivas, podem ocorrer alterações no controle postural, aumentando assim o risco de quedas nesta população. Assim, o objetivo do presente estudo foi identificar alterações em parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de jovens e idosas submetidas à dupla tarefa relacionada à atividade cotidiana^{7, 32}.

Os resultados mostram que os músculos RF, VM, VL, BF e SO tiveram a ativação muscular significativamente maior na condição M2 em relação à condição M1 no GI e no GJ. As alterações nos parâmetros da marcha em função da realização simultânea de tarefas cognitivas, ocorrem tanto em adultos jovens quanto em idosos, ainda que a estratégia de adaptação da marcha para manutenção do equilíbrio seja diferente entre tais grupos⁴¹. No entanto, em decorrência das modificações nas funções motoras e sensoriais advindas do processo de envelhecimento, situações de dupla tarefa podem significar um potencial aumento no risco de quedas de idosos, haja vista a menor capacidade de adaptação destes frente a tarefas desafiadoras^{1, 42, 43}.

Quando comparamos o GI com o GJ na condição M1, todos os músculos avaliados (RF, VM, VL, BF, TA, GL e SO) apresentaram maior ativação muscular nos idosos do que nos jovens, o que pode indicar uma deterioração da função da marcha do GI. Kang & Dingwell⁴⁴ avaliaram a atividade eletromiográfica dos membros inferiores durante a marcha normal de jovens e idosos nos músculos VL, BF, TA e GM (gastrocnêmio medial) e encontraram maior ativação muscular nos músculos VL, BF e GM dos idosos em relação aos jovens. Estes resultados podem

ser justificados pelo fato dos idosos apresentarem menor força máxima disponível para a realização das atividades cotidianas, de forma que mesmo durante a marcha normal, tendem a ativar mais unidades motoras para deambular com segurança do que indivíduos jovens⁴⁵.

Durante a condição M2, os músculos RF, VM, BF e SO apresentaram maior ativação muscular no GI em relação ao GJ, o que demonstra que os idosos necessitam de maiores adaptações neuromusculares para a manutenção do equilíbrio dinâmico durante a realização de tarefas desafiadoras⁴⁶. Em decorrência deste aumento da demanda neuromuscular em condições em que há maior necessidade de controle do movimento para a manutenção do equilíbrio, os idosos ficam mais propensos à instalação da fadiga muscular durante a marcha, o que potencializa o risco de quedas destes indivíduos⁴⁷.

Em relação ao comprimento de passada, foi encontrada diferença significativa entre o GI e GJ nas condições M1 e M2. Nas comparações entre um mesmo grupo, foi encontrada diferença significativa entre as condições M1 e M2 apenas para o GI. Quanto ao tempo de passada, não foram encontradas diferença significativa nas comparações das condições M1 e M2 em um mesmo grupo, nem entre GI e GJ na condição M1. No entanto, na condição M2, o GI apresentou tempo de passada significativamente menor que o GJ. Tanto o tempo quanto o comprimento de passada refletem o controle do mecanismo rítmico dos passos, deste modo, alterações nestas variáveis cinemáticas durante a execução da marcha normal ou com dupla tarefa, mostram possíveis adaptações relacionadas à manutenção do equilíbrio^{32, 48, 49}. A atenção é um recurso cognitivo necessário para a execução adequada da marcha, assim, qualquer atividade que comprometa a atenção pode

estar associada com a instabilidade postural e conseqüentes perturbações no desempenho desta atividade de vida diária, podendo levar à ocorrência de quedas³⁹.

Montero-Odasso et al.⁵⁰, analisou variáveis cinemáticas de uma população de idosos com comprometimento cognitivo leve em situação de marcha normal e marcha com dupla tarefa e, contrário aos resultados do presente estudo, encontrou maiores valores de tempo de passada durante a marcha com dupla tarefa. Tal diferença pode estar relacionada ao fato de que no estudo acima citado, a análise da marcha foi realizada em plataforma, enquanto que para a coleta dos dados apresentados neste estudo, foi utilizada uma esteira ergométrica. Assim, pelo fato da velocidade da esteira manter-se constante durante todo o teste (velocidade de preferência), as adaptações cinemáticas relacionadas às alterações da velocidade foram restritas, o que pode ter ocasionado uma diminuição do tempo de passada em decorrência, provavelmente, do aumento da cadência.

Outro dado significativo encontrado foi em relação à velocidade de preferência, sendo que o GI apresentou menores valores em relação ao GJ, como encontrado em estudos realizados por Beauchet et al.⁵¹ e Yogev-Seligmann et al.³⁹. Acredita que decréscimos de 10 cm/s na velocidade da marcha pode ser associado com aumento de 7% de risco para quedas⁵². Porém, em estudo de Kang e Dingwell⁴⁴, a velocidade de preferência encontrada foi similar entre jovens e idosos. Provavelmente, tal discordância entre os resultados deve-se fundamentalmente às características individuais dos participantes de ambos os estudos.

Apesar da máxima padronização adotada nos procedimentos metodológicos do presente estudo, algumas limitações relacionadas a interpretação dos dados

devem ser consideradas. As idosas avaliadas no presente estudo foram classificadas com baixo risco de quedas (Escala de Equilíbrio de Berg), além de serem fisicamente ativas. Assim, como tais características podem interferir de maneira significativa no desempenho das tarefas propostas, a extrapolação dos resultados para populações de idosos com alto risco de quedas e/ou sedentários, deve ser feita com cautela.

CONCLUSÃO

Com base nos objetivos propostos, conseguimos identificar alterações em parâmetros eletromiográficos e cinemáticos da marcha de jovens e idosos em diferentes condições. Deste modo, sugerimos que as mudanças inerentes ao envelhecimento, associadas à marcha com dupla tarefa cotidiana, alteram o comportamento neuromuscular do idoso, comprometendo a capacidade de manter o equilíbrio dinâmico durante a marcha, aumentando assim o risco de quedas.

Haja vista que a identificação de alterações biomecânicas na marcha dos idosos fornece subsídios para orientar estratégias de prevenção às quedas nesta população, sugerimos, que mais estudos sejam realizados com idosos sedentários e com alto risco de quedas, abordando outras situações cotidianas encontradas durante execução da marcha.

REFERÊNCIAS

1. Kerrigan DC, Todd MK, Croce UD, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:317-322.
2. Blake A, Morgan M, Dallosso H, Ebrahim S, Arie T, Fentem P, Bassey E. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age Ageing* 1988;17:365-372.
3. Tinetti M, Speechley M. Prevention of falls among the elderly. *N Engl J Med* 1989;320:1055-1059.
4. Yen HC, Chen HL, Liu MW, Liu HC, Lu TW. Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. *J Biomech* 2009;42:2501-2506.
5. Moura RN, Santos FC, Driemeier M, Santos LM, Ramos LR. Quedas em idosos: fatores de risco associados. *Gerontol* 1999;7(2):15-21.
6. Tucker MG, Kavanagh JJ, Morrison S, Barrett RS. What are the relations between voluntary postural sway measures and falls-history status in community-dwelling older adults? *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91:750-758.
7. Schultz BW, Lloyd JD, William E. The effects of everyday concurrent task on overground minimum toe clearance and gait parameters. *Gait Posture* 2010;32(1):18-22.
8. Abreu SSE, Caldas CP. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Rev Bras Fisioter* 2008;12(4):324-330.
9. Tinetti ME, Powell L. Fear of falling and low self-efficacy: a cause of dependence in elderly pearson. *J Gerontol* 1993;48:35-38.
10. Lord SR, Dayhew J. Visual risk factor for falls in older peoples. *J Amer Geriat Soc* 2001;49(5):508-515.
11. Chambers AJ, Chan R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. *Gait Posture* 2007;25:565-572.

12. Van Dieën JH, Pijnappels M. Falls in older peoples. *J Electromiogr Kinesiol* 2008;18:169-171.
13. Talbot LA, Musiol RJ, Witham EK, Metter EJ. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. *BMC Public Health* 2005;5:86.
14. Baird JL, Richard EA. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. *Clin Biomech* 2009;24:826-832.
15. Hollman JH, Youdas JW, Lanzino DJ. Gender differences in dual task gait performance in older adults. *Am J Mens Helth* 2009;22.
16. Chen H-C, Ason-Miller JA, Alexander NB, Schultz AB. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *J Gerontol* 1991;46:M196-203.
17. Faria JC, Machala CC, Dias RCD, Dias JMD. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. *Acta Fisiátrica* 2003;10(3):133-137.
18. Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane Center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech* 2004;37:837-844.
19. Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther* 1986;66:1382-1387.
20. Judge JO, Davis 3rd RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol* 1996;51:M303-312.
21. DeVita P, Hortobágyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000;88:1804-1811.
22. Hahn ME, Lee HJ, Chou LS. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait Posture* 2005;22:356-361.

23. Hortobágyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, DeVita P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture* 2009;29:558-564.
24. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res* 1993;97(1):139-144.
25. Abernethy B, Hanna A, Plooy A. The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. *Gait Posture* 2002;15(3):256-265.
26. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait : a review of an emerging area of research. *Gait Posture* 2002;16(1):1-14.
27. Regnaud JP, Roberston J, Smail DB, Daniel O, Bussel B. Human treadmill walking needs attention. *J Neuroengineering Rehabil* 2006;3:19.
28. Abbud, GAC; Li KZH, Demont RG. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. *Gait Posture* 2009;30:227-232.
29. Swan L, Otani H, Loubert PV. Reducing postural sway by manipulating the difficulty levels of a cognitive task and a balance task. *Gait Posture* 2007;26:470-474.
30. Daele UV, Hagman F, Truijen S, Vorlat P, Gheluwe BV, Vaes P. Decreased in postural sway and trunk stiffness during cognitive dual-task in nonspecific chronic low back pain patients, performance compared to healthy control subjects. *Spine* 2010;35(5):583-589.
31. Teasdale N, Bard C, LaRue J, Fleury M. On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res* 1993;19:1-13.
32. Beauchet O, Dubost V, Herrmann F, Rabilloud M, Gonthier R, Kressig RW. Relationship between dual-task related gait changes and intrinsic risk factors for falls among transitional frail older adults. *Aging Clin Exp Res* 2005;17(4):270-275.
33. Chen CJ, Chou LS. Center of mass position relative to the ankle during walking: A clinically feasible detection method for gait imbalance. *Gait Posture* 2010;31(3):391-393.

34. Miyamoto ST, Lombardi Júnior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 2004;37(9):1411-1421.
35. Hermens JH, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromiogr Kinesiol* 2000;10:361-374.
36. Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *J Biomech* 2006;39:44-52.
37. Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture* 2008;27(4):572-577.
38. Alexander NB, Hausdorff JM. Guest editorial: linking thinking, walking, and falling. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2008;63:1325-1328.
39. Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N. The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord* 2008;23:329-342.
40. Nordin E, Moe-Nilssen R, Ramnemark A, Lundin-Olsson L. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait Posture* 2010;32:92-97.
41. Nadkarni NK, Zabjek K, Lee B, McIlroy WE, Black SE. Effect of working memory and spatial attention tasks on gait in healthy young and older adults. *Motor Control* 2010;14:195-210.
42. Bassey, EJ. Physical capabilities, exercise and aging. *Reviews in Clinical Gerontology* 1997;7:289-297.
43. Meuleman JR, Brechue WF, Kubilis PS, Lowenthal DT. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. *Arch Phys Rehabil* 2000;81:312-318.
44. Kang HG, Dingwell JB. Dynamics and stability of muscle activations during walking in healthy young and older adults. *J Biomech* 2009;42:2231-2237.

45. Fiatarone MA, Evans WJ. The etiology and reversibility of muscle dysfunction in the aged. *J Gerontol* 1993;48S:77-83.
46. Schmitz A, Silder A, Heiderscheid B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromiogr Kinesiol* 2009;19:1085-1091.
47. Helbostad JL, Leirfall S, Moe-Nilssen R, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2007;62A(9):1010-1015.
48. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Amer Geriatr Soc* 1997;45(3):313-320.
49. Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, Beauchet O. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci* 2006;25:372–382.
50. Montero-Odasso M, Casas A, Hansen KT, Bilski P, Gutmanis I, Wells JL, Borrie MJ. Quantitative gait analysis under dual-task in older people with mild cognitive impairment: a reliability study. *J Neuroengineering Rehabil* 2009;35(6).
51. Beauchet O, Allali G, Annweiler C, Bridenbaugh S, Assal F, Kressig RW, Herrmann FR. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology* 2009;55:702-706.
52. Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2009;64(8):896-901.

AGRADECIMENTOS

CNPq e Fundunesp

ABREU, S. S. E; CALDAS, C. P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 12, n. 4, 2008.

BAIRD, J. L; RICHARD, E. A. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. **Clinical Biomechanics**, v. 24, p. 826-832, 2009.

BASSEY, E. J. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, v. 7, p. 289-297, 1997.

BLAKE, A; MORGAN, M; DALLOSSO, H; EBRAHIM, S; ARIE, T; FENTEM, P; BASSEY, E. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. **Age and Ageing**, v. 17, p. 365-372, 1988.

BRUIJN, S. M; VAN DIEËN, J. H; MEIJER, O. G; BEEK, P. J. Is slow walk more stable? **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 1506-1512, 2009.

BUCHNER, D. M, LARSON E.B, WAGNER E.H, KOEPEL T.D, DE LATEUR B.J. Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. **Age and Ageing**. V. 25, n. 5, p. 386-391, 1996.

BURNFIELD, J. M; JOSEPHSON, K. R; POWERS, C. M; RUBENSTEIN, L. Z. The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. **Archives Physiology Medical Rehabilitation**; v. 81, p. 1153-1157, 2000.

CALLISAYA, M. L; BLIZZARD, L; SCHMIDT, M. D; MCGINLEY, J. L; SRIKANTH, V. K. Ageing and gait variability - a population - based study on older people. **Age and Ageing**, v. 39, p. 191-197, 2010.

CAMPELL, A. L; REINKEN, J; ALLAN, B. C; MARTINEZ, G. S. Falls in old age: a study frequency and related clinical factors. **Age and Ageing**, v. 10, p. 264-270, 1981.

CARVALHO, J; SOARES, J. M. C. Envelhecimento e força muscular: breve revisão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v. 4, n. 3, p. 79-93, 2004.

CHAMBERS, A. J; CHAN, R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. **Gait & Posture**, v. 25, p. 565-572, 2007.

CHEN, C. J.; CHOU, L. S. Center of mass position relative to the ankle during walking: A clinically feasible detection method for gait imbalance. **Gait & Posture**, v.31, n.3, p.391-393, 2010.

COLLEDGE, N. Falls. **Review in Clinical Gerontology**, v. 7, p. 309-315, 1997.

CUMMING, R. G; SALKELD, G; THOMAS, M; SZONYI, G. Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission. **Journal of Gerontology**, v. 55, p. 299-305, 2000.

CWIKWL, J; FRIED, A. V; GALINSKY, D. Falls and psychosocial factors among community dwelling elderly persons: a review and integratin of findings from Israel. **Public Health Review**, v. 17, p. 39-50, 1990.

DOHERTY, T. J. Invited review: aging and sarcopenia. **Journal of Applied Physiology**, v.95, p. 1717-1721, 2003.

FARIA, J. C; MACHALA, C. C; DIAS, R. C; DIAS, J. M. D. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **Acta Fisiatrica**; v. 10, n. 3, p. 133-137, 2003.

FRIED, L. P; GURALNIK, J. M. Disability in older adults: evidence regarding significance, etiology, and risk. **Journal of American Geriatric Society**, v. 45, p. 92-100. 1997.

HAHN, M. E; LEE, H. J; CHOU, L. S. Increased muscular challenge in older adults during obstructes gait. **Gait & Posture**, v. 22, p. 356-361, 2005.

HAUSDORFF, J. M; NELSON, M. E; KALITON, D; LAYNE, J. E; BERNSTEIN M. J; NUERNBERGER, A; FIATARONE, M. A. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 2117-2129, 2001.

HIRANO, E. S; FRAGA, G. P; MANTOVANI, M. Trauma no idoso. **Medicina, Ribeirão Preto**, v. 40, n. 8, p. 352-357, 2007.

HOLLMAN, J. H; YODAS, J, W; LANZINO, D. J. Gender differences in dual task gait performance in older adults. **American Journal of Men's Health**, v. 22, 2009.

KERRIGAN, D. C; TODD, M. K; CROCE, U. D, LIPSITZ, L. A; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physiology and Medicine Rehabilitation**; v. 79, p. 317-322, 1998.

LORD, S. R; DAYHEW, J. Visual risk factor for falls in older peoples. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 49, n. 5, p. 508-515, 2001.

MENEZES, R. L; BACHION, M. M. Estudo da presença de fatores de risco intrínsecos para quedas em idosos institucionalizados. **Ciência & Saúde Coletiva**, v.13, p. 1209-1218, 2008

MEULEMAN, J. R; BRECHUE, W. F; KUBILIS, P. S, LOWENTHAL, D. T. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. **Arch. Phys. Rehabil**; v. 81, p. 312-318, 2000.

ODASSO, M. M; SCHAPIRA, M; SORIANO, E. R; VARELA, M; KAPLAN, R; CAMARA, L. A; MAYORGA, L. M. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. **Journal of Gerontology**, v. 60, p. 1304-1309, 2005.

PIJNAPPELS, M; BOBERT, M. F; VAN DIEEN, J. H. Changes in walking pattern caused by the possibility f a tripping reaction. **Gait & Posture**, v. 14, p. 11-18, 2001.

PIJNAPPELS, M; BURG, J. C. E; REEVES, N. D; DIEEN, J. H. Identification of eçderly fallers by muscle atrength measures. **European Journal of Applied Phisiology**; v. 102, p. 585-592, 2008a.

PIJNAPPELS, M; REEVES, N. D; MAGANARIS, C. N; VAN DIEEN, J. H. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, p. 188-196, 2008b.

POLCYN, A. F; LIPSITZ, L. A; KERRIGAN, D. C; COLLINS, J. J. Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. **Archives of Physiology Medica Rehabilitation**, v. 79, p. 1582-1589, 1998.

RIBEIRO, A. S. B; PEREIRA, J. S. Melhora do equilíbrio e redução da possibilidade de queda em idosas após os exercícios de Cawthorne e Cooksey. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**; v. 71, n. 1, p. 38-46, 2005.

RICE, D. P; LAPLANTE, M. P. Medical expenditures for disability and disabling comorbidity. **American Journal of Public Health**, v. 82, p. 739-741, 1992.

ROSENBERG, I. H. Sarcopenia: origins and clinical relevance. **Journal of Nutrition**, v. 127, 1997.

SCHULZ, B. W; LLOYD, J. D; WILLIAM E. The effects of everyday concurrent task on overground minimum toe clearance and gait parameters. **Gait & Posture**, v. 32, n. 1, 18-22, 2010.

SILVA, A; ALMEIDA, G. M; CASSILHAS, R. C; COHEN, M; PECCIN, M. S; TEFIK, S. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos resistidos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n. 2, p. 88-93, 2006.

SILVA, T. A. A; JUNIOR, A. F; PINHEIRO, M. M; SZEJNFLD, V. L. Sarcopenia associada ao envelhecimento: aspectos etiológicos e opções terapêuticas. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 46, p. 391-397, 2006.

TALBOT, L. A, MUSIOL, R. J, WITHAM, E. K; METTER, E. J. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. **BCM Public Health**, v. 5, p. 86-90, 2005.

TANG, P. F; WOOLLACOTT, M. H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. **Journal of Gerontology**, v. 53, p. 471-480, 1998.

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. **Journal Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 93-101, 2000.

VAN DIEEN, J. H; PIJNAPPELS, M. Falls in older people. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, p. 169-171, 2008.

YEN, H. C; CHEN, H. L; LIU, M. W; LIU, H. C; LU, T, W. Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. **Journal of Biomechanics**, v. 42, p. 2501-2506, 2009.

ZENEWTON, A. S. G; CONESA, A. G. Factores de riesgo de caídas em ancianos: revisión sistemática. **Revista de Saúde Pública**, v. 42, p. 946-956, 2008.
edilene .cristina.gi@hotmail.com

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

REVISTA GAIT & POSTURE

Guide for Authors

Official Journal of: Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS), European Society of Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC), Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica (SIAMOC), and the International Society for Posture (ISPGR).

Authors should submit online ⇨ <http://ees.elsevier.com/gaipos>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site in the Tutorial for Authors. Please follow the guidelines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, the system automatically creates an electronic pdf which is used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions. 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 fraud, and will be addressed by appropriate sanctions. Two manuscripts are considered similar if they concern the same hypothesis, question or goal.

Preparation

1. Article types accepted are: Original Article (Full paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, Book Review. Word limits including the abstract are as follows: Full paper 3,000 words plus no more than 5 figures/tables in total; Short

Communication or Technical Note 1,200 words plus no more than 3 figures/tables in total. If the Editor feels that a paper submitted as a Full Paper would be more appropriate for the Short Communications section, then a shortened version will be requested. References should be limited to 30 for Full Papers, 15 for Short Papers and 10 for Technical Notes. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Article. The recommended word limit for Review Papers is 6,000 words. Authors must state the number of words when submitting.

2. 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. A concise style avoiding jargon is preferred.
3. Authors should supply up to five keywords that may be modified by the Editors.
4. Acknowledgements should be included in the title page. Include external sources.
5. The text should be ready for setting in type and should be **carefully checked** for errors. Scripts should be typed double-spaced on one side of the paper only. Please do not underline anything, leave wide margins and number every sheet.
6. All illustrations should accompany the typescript, **but not** be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet.
7. Tables should be presented on separate sheets of paper and labelled consecutively but the captions should accompany the table.
8. Authors should also note that files containing text, figures, tables or multimedia data can be placed in a supplementary data file which will be accessible via

ScienceDirect (see later section for further details).

9. When submitting your paper please ensure that you separate any identifying author or institution of origin names and details and place them in the title page (with authors and addresses). Submissions including identifying details in the manuscript.

Summary of Overall Arrangement of Manuscripts

You should arrange your contribution in the following order:

1. A cover page with complete details of the title, the source, and the authors full contact details. Acknowledgements should be placed on this page.
2. An abstract outlining the purpose, scope and conclusions of the paper.
3. The text suitably divided under headings. (frequently Introduction, Material or Patients, Methods, Results, Discussion will prove satisfactory)
4. References.
5. Tables with captions (each on a separate sheet).
6. Captions to illustrations (grouped on a separate sheet or sheets).
7. Illustrations, each on a separate sheet containing no text

Illustrations

Authors are required to provide electronic versions of their illustrations. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at <http://www.elsevier.com/wps/find/authors.authors/authorartworkinstructions>.

References

Indicate references to the literature in the text by superior Arabic numerals that run consecutively through the paper in order of their appearance. Where you cite a reference more than once in the text, use the same number each time. References:

1. Amis AA, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. J

Bone Joint Surg [Br] 1991; 73B: 260-267

2. Insall JN. Surgery of the Knee. New York: Churchill Livingstone; 1984

3. Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor Control: Theory and Practical Applications. Baltimore: Williams and Wilkins; 1995.

Please ensure that references are complete, i.e. that they include, where relevant, author's name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page reference *and* comply with the reference style of *Gait & Posture*. Only salient and significant references should be included.

What information to include with the manuscript

Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal whether they are submitting their work as an Original Article (Full Paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, or Book Review. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution. Only papers not previously published will be accepted. Comments regarding articles published in the Journal are solicited and should be sent as "Letter to the Editor". Such Letters are subject to editorial review. They should be brief and succinct. When a published article is subjected to comment or criticism, the authors of that article will be invited to write a letter or reply.

A letter of transmittal must include the statement, "Each of the authors has read and concurs with the content in the final manuscript. The material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract." The letter of transmittal must be from all co-authors. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or

revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version. All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity. Work on human beings that is submitted to *Gait & Posture* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations. All sources of funding should be declared as an acknowledgement. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection,

analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement.

Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the Editors. If you do, please supply their postal address and email address, if known. Please note that papers are subject to single-blind review whereby authors are blinded.

Randomised

All randomised controlled trials submitted for publication in *Gait & Posture* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at.

Review

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript by the Editorial Office before the manuscript is sent to referees. Please contact the appropriate

Editor-in-Chief if you do not receive an acknowledgement.

Following assessment one of the following will happen:

A: The paper will be accepted directly. The corresponding author will be notified of acceptance by e-mail or letter. The Editor-in-Chief will send the accepted paper.

B: The paper will be accepted subject to minor amendments. The corrections should be made and the paper returned to the Editor-in-Chief for checking. Once the paper is accepted it will be sent to production.

C: The paper will be rejected but resubmission invited after a major revision. A complete resubmission is required as the paper will be re-evaluated by referees.

D: The paper will be rejected outright as being unsuitable for publication.

2. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to the publisher if and when the article is accepted for publication.

(<http://www.elsevier.com/wps/find/authorshome.authors/copyright>).

3. Page proofs will be sent to the corresponding author for correction, although at this stage any changes should be restricted to typographical errors. Other than these, any substantial alterations may be charged to the authors. Proofs will be sent preferably by e-mail as a PDF file (although they can be sent by overland post) and must be rapidly checked and returned. Please ensure that all corrections are sent back in one communication. Subsequent corrections will not.

4. An order form for reprints will accompany the proofs.

Preparation

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution

images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your manuscript in Elsevier web products, including ScienceDirect: <http://www.sciencedirect.com>. In order to ensure that your submitted 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 the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit: <http://www.elsevier.com/wps/find/authors.authors/authorartworkinstructions>.

Changes

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:

Before the accepted manuscript is published in an online issue: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed. Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded by the Journal Manager to the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add,

delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

Copyright

Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see <http://www.elsevier.com/wps/find/authorshome.authors/copyright>). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases: contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail healthpermissions@elsevier.com . Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (<http://www.elsevier.com/locate/permissions>).

Agreements

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors who publish in this journal to comply with manuscript archiving requirements of the following funding bodies, as specified as conditions of researcher grant awards.

www.elsevier.com/wps/find/authorsview.authors/fundingbodyagreements for full details of the agreements that are in place for these bodies: These agreements and policies enable authors to comply with their funding body's archiving policy without having to violate their publishing agreements with Elsevier. The agreements and policies are intended to support the needs of Elsevier authors,

editors, and society publishing partners, and protect the quality and integrity of the peer review process. They are examples of Elsevier's ongoing engagement with scientific and academic communities to explore ways to deliver demonstrable and sustainable benefits for the research communities we

Authors who report research by funding bodies not listed above, and who are concerned that their author agreement may be incompatible with archiving requirements specified by a funding body that supports an author's research are strongly encouraged to contact Elsevier's author support team (AuthorSupport@elsevier.com). Elsevier has a track-record of working on behalf of our authors to ensure authors can always publish in Elsevier journals and still comply with archiving conditions defined in research grant awards.

Proofs

One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/reader/tech-specs.html>. If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail.

Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response.

Offprints

The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail or, alternatively, 25 free paper offprints. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use. Additional paper offprints can be ordered by the authors.

Further

Authors in Japan: please note that upon request, and if the author feels that it is necessary, Elsevier Japan will provide authors with a list of specialists who can check and improve the English of their manuscript (*before submission*). Please contact our Tokyo office: Elsevier K.K., 4F Higashi-Azabu, 1-Chome Bldg, 1-9-15 Higashi-Azabu, Minato-ku, Tokyo 106-0044, Japan. Tel: (+81)(3)5561-5037; Fax: (+81) (3) 5561 5047.

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

REVISTA JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY

Official journal of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology

The *Journal of Electromyography and Kinesiology* aims to provide a single, authoritative forum for the publication of original research and clinical studies on muscle contraction and human motion through combined or separate mechanical and electrical detection techniques. Some of the key topics covered include: control of movement; muscle and nerve properties; electrical stimulation; sports and exercise; rehabilitation; muscle fatigue; joint biomechanics; motion analysis; measures of human performance; neuromuscular diseases; physiological modelling; posture and movement. The Journal welcomes the submission of original papers, reviews and letters to the Editors. The Journal will also publish book reviews and a calendar of forthcoming events. Please note that, at the discretion of the Editor in Chief, some papers may be accepted for online publication only.

PUBLICATIONCONDITION

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.

REFEREEING

All contributions are read by two or more referees to ensure both accuracy and relevance, and amendments to the script may thus be required before final

acceptance. On acceptance, contributions are subject to editorial amendment to suit.

AUTHORSHIP

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

CHANGES

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:

Before the accepted manuscript is published in an online issue: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed. Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded by the Journal Manager to the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

ACKNOWLEDGEMENT

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that.

CONFLICT

"Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding. If there are no conflicts of interest, the authors should state there are none.

ROLE

All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

PREPARATION

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. Please also ensure that your manuscript has been thoroughly checked for errors **prior**.

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 or, it is accepted for publication. Authors can contact these services directly: International Science Editing [⇒http://www.internationalscienceediting.com](http://www.internationalscienceediting.com) and Asia Science Editing [⇒http://www.asiascienceediting.com](http://www.asiascienceediting.com) or, for more information about language editing services, please contact authorsupport@elsevier.com who will be happy. 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](http://authors.elsevier.com/terms_and_conditions.html).

You should have your contribution typed in double-line spacing, on one side only of A4 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.. EMG data should be collected and presented according to the 'Standards for Reporting EMG 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 approve of, the content of the manuscript as submitted.

SUBMISSIONS

Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via [⇒http://ees.elsevier.com/jek](http://ees.elsevier.com/jek). This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site. Please follow these guidelines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, the

system automatically creates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system. Paper copies and email submissions are also currently accepted. Please submit to:

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

Professor M. Solomonow, Professor & Director, Bioengineering Division & Musculoskeletal Disorders Research Laboratory, University of Colorado Health Sciences Center, Mailstop 8343, PO Box 6511, Aurora, CO., 80045, USA.

Professor T. Moritani, Laboratory of Applied Physiology, The Graduate School of Environmental Studies, Kyoto University, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan;

No page charges are made to authors for material published.

JEK now accepts original articles within a word limit of 5,000 words (including title page, abstract, text, references & figure legends). Reviews and special articles (keynote lectures or a Special issue articles) are exempted from this limit.

You should arrange your contribution in the following order:

1. Title page including the article title, author(s), affiliation(s), keywords and one author identified for correspondence

2. A 200 word abstract outlining the purpose, scope and conclusions of the paper

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. Avoid the use of vertical rules. Tables should not duplicate results presented.

ILLUSTRATIONS

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

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 as 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 fit one or two columns of the journal and this should be borne in mind to ensure that lines 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 a 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. For full instructions on the electronic submission of artwork, please visit:

⇒ <http://ees.elsevier.com/jek>.

Graphs

The minimum amount of descriptive text should be used on graphs and drawings (label 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, along the length of the axes, with the unit in parentheses (for example, Time(s)). A table is usually more satisfactory for.

Photographs

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

Colour

If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, you will receive information regarding the costs from Elsevier after receipt of your accepted article. For further information on the preparation of electronic artwork, please see <http://ees.elsevier.com/jek>. Please note: Because of the technical complications which can arise by converting colour figures to 'grey scale' (for the printed version should not opt for colour in print) please submit in addition usable black and white prints corresponding to all the colour illustrations. Submit colour illustrations as original photographs high-quality computer prints or transparencies, close to the size expected in publication, or as 35 mm slides.

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, 2004, in square brackets. SI units and their accepted abbreviations should be used. All randomised controlled trials submitted for publication in the journal should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal of Electromyography and Kinesiology has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at www.icmje.org.

ETHICS

Work on human beings that is submitted to the Journal should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been

approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers.

COPYRIGHT

Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see <http://ees.elsevier.com/jek>). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a "Journal Publishing Agreement" form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases : contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail healthpermissions@elsevier.com . Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (<http://www.elsevier.com/locate/permissions>).

AGREEMENTS

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors who publish in this journal to comply with manuscript archiving requirements of the following funding bodies, as specified as conditions of researcher grant awards. Please see: www.elsevier.com/wps/find/authorsview.authors/fundingbodyagreements for full details of the agreements that are in place for these bodies: These agreements and policies enable authors to comply with their funding body's

archiving policy without having to violate their publishing agreements with Elsevier. The agreements and policies are intended to support the needs of Elsevier authors, editors, and society publishing partners, and protect the quality and integrity of the peer review process. They are examples of Elsevier's ongoing engagement with scientific and academic communities to explore ways to deliver demonstrable and sustainable benefits for the research communities we serve. Authors who report research by funding bodies not listed above, and who are concerned that their author agreement may be incompatible with archiving requirements specified by a funding body that supports an author's research are strongly encouraged to contact Elsevier's author support team (AuthorSupport@elsevier.com). Elsevier has a track-record of working on behalf of our authors to ensure authors can always publish in Elsevier journals and still comply with archiving conditions defined in research grant awards.

PROOFS

One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/acrobat/acrrsystemreqs.html#70win>. If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your

corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed.

OFFPRINTS

The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail or, alternatively, 25 free paper offprints. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use. Additional paper offprints can be ordered by the authors. An order form with prices will be sent . Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background 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 submitted 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 the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit:

⇒ <http://ees.elsevier.com/jek>.

AUTHOR

For enquiries relating to the submission of articles (including electronic submission where available) please visit: ⇒ <http://ees.elsevier.com/jek>.

Contact details for questions arising after acceptance of an article, especially those relating to proofs, are provided after registration of an article for publication.

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA

INFORMAÇÕES GERAIS

A submissão dos manuscritos deverá ser efetuada por via eletrônica, no site <http://www.scielo.br/rbfis> e implica que o trabalho não tenha sido publicado e não esteja sob consideração para publicação em outro periódico.

Quando parte do material já tiver sido apresentada em uma comunicação preliminar, em Simpósio, Congresso, etc., deve ser citada como nota de rodapé na página de título, e uma cópia do texto da apresentação deve acompanhar a submissão do manuscrito.

Os artigos submetidos e aceitos em português serão traduzidos para o inglês por tradutores da RBF/BJPT. Os artigos submetidos e aceitos em inglês também serão encaminhados aos revisores de inglês da RBF/BJPT para revisão final.

Taxa de processamento e tradução/publicação

Para artigos submetidos a partir de 5 de julho, 2010, a RBF/BJPT solicitará, ao autor de correspondência ou pessoa por ele indicada, o pagamento de taxa de processamento para os artigos que forem analisados e encaminhados para avaliação por pares e de taxa de tradução/publicação para os artigos aceitos para publicação, conforme valores definidos em reunião do seu Conselho Editorial.

Procedimentos para pagamentos

- a) No Brasil, os pagamentos serão feitos por meio da quitação de boleto bancário que deverão ser gerados acessando o site <http://www.rbf-bjpt.org.br>;
- b) Outros países: solicite informações sobre como efetuar os pagamentos para

contato@rbf-bjpt.org.br;

c) A taxa de processamento não será reembolsada no caso do artigo não ser publicado;

d) Não haverá cobrança de taxas dos artigos submetidos por autores convidados formalmente pelos Editores da RBF.

FORMA E PREPARAÇÃO DOS MANUSCRITOS

A RBF/BJPT aceita, no máximo, 6 (seis) autores em um manuscrito. O manuscrito deve ser escrito preferencialmente em inglês e pode conter até 3.500 palavras (excluindo Resumo/Abstract, Referências, Figuras, Tabelas e Anexos). Estudos de Caso não devem ultrapassar 1.600 palavras, excluindo Resumo/Abstract, Referências, Figuras, Tabelas e Anexos.

Ao submeter um manuscrito para publicação (<http://www.scielo.br/rbfis>), os autores devem inserir no sistema, todos os dados dos autores e ainda inserir como documento(s) suplementar(es):

- 1) Carta de encaminhamento do material, contendo as seguintes informações:
 - a) Nomes completos dos autores;
 - b) Tipo e área principal do artigo (ver OBJETIVOS, ESCOPO E POLÍTICA);
 - c) Número e nome da Instituição que emitiu o parecer do Comitê de Ética para pesquisas em seres humanos e para os experimentos em animais. Para as pesquisas em seres humanos, incluir também uma declaração de que foi obtido o Termo de Consentimento dos participantes do estudo;
 - d) Número de Ensaio Clínico - Conforme descritos em OBJETIVOS, ESCOPO E POLÍTICA, os manuscritos com resultados relativos aos ensaios clínicos deverão apresentar número de identificação, que deverá ser registrado no final do

Resumo/Abstract.

(Sugestão de site para registro: <http://www.anzctr.org.au/Survey/UserQuestion.aspx>);

2) Declaração de responsabilidade de conflitos de interesse. Os autores devem declarar a existência ou não de eventuais conflitos de interesse (profissionais, financeiros e benefícios diretos e indiretos) que possam influenciar os resultados da pesquisa;

3) Declaração assinada por todos os autores, com o número de CPF, indicando a responsabilidade pelo conteúdo do manuscrito e transferência de direitos autorais (copyright) para a RBF/BJPT, caso o artigo venha a ser aceito pelos Editores.

Os modelos da carta de encaminhamento e das declarações encontram-se disponíveis no site da RBF/BJPT: <http://www.rbf-bjpt.org.br>.

É de responsabilidade dos autores a eliminação de todas as informações (exceto na página do título e identificação) que possam identificar a origem ou autoria do artigo.

FORMATO DO MANUSCRITO

O manuscrito deve ser elaborado com todas as páginas numeradas consecutivamente na margem superior direita, com início na página de título. Os Artigos Originais devem ser estruturados conforme sequência abaixo:

Página de título e identificação (1ª. página)

A página de identificação deve conter os seguintes dados:

- a) Título do manuscrito em letras maiúsculas;
- b) Autor: nome e sobrenome de cada autor em letras maiúsculas, sem titulação, seguidos por número sobrescrito (expoente), identificando a afiliação institucional/vínculo (Unidade/ Instituição/ Cidade/ Estado/ País); para mais de um autor, separar por vírgula;

- c) Nome e endereço completo. (É de responsabilidade do autor *correspondente* manter atualizado o endereço e e-mail para contatos);
- d) Título para as páginas do artigo: indicar um título curto, em Português e em Inglês, para ser usado no cabeçalho das páginas do artigo, não excedendo 60 caracteres;
- e) Palavras-chave: termos de indexação ou palavras-chave (máximo seis), em Português e em Inglês. A **RBF/BJPT** recomenda o uso do DeCS - Descritores em Ciências da Saúde para consulta aos termos de indexação (palavras-chave) a serem utilizados no artigo <<http://decs.bvs.br/>>.

Resumo/Abstract

Uma exposição concisa, que não exceda 250 palavras em um único parágrafo, em português (Resumo) e em Inglês (Abstract) deve ser escrita e colocada logo após a página de título. Notas de rodapé e abreviações não definidas não devem ser usadas. Se for preciso citar uma referência, a citação completa deve ser feita dentro do resumo. O Resumo e o Abstract devem ser apresentados em formato estruturado, incluindo os seguintes itens separadamente: Contextualização (Background), Objetivos (Objectives), Métodos (Methods), Resultados (Results) e Conclusões (Conclusions).

Corpo do texto: *Introdução, Materiais e Métodos, Resultados e Discussão*

Incluir, em itens destacados:

Introdução: deve informar sobre o objeto investigado e conter os objetivos da investigação, suas relações com outros trabalhos da área e os motivos que levaram o(s) autor(es) a empreender a pesquisa.

Materiais e Métodos: descrever de modo a permitir que o trabalho possa ser inteiramente repetido por outros pesquisadores. Incluir todas as informações necessárias - ou fazer referências a artigos publicados em outras revistas científicas - para permitir a replicabilidade dos dados coletados. Recomenda-se fortemente que estudos de intervenção apresentem grupo controle e, quando possível, aleatorização da amostra.

Resultados: devem ser apresentados de forma breve e concisa. Tabelas, Figuras e Anexos podem ser incluídos quando necessários para garantir melhor e mais efetiva compreensão dos dados.

Discussão: o objetivo da discussão é interpretar os resultados e relacioná-los aos conhecimentos já existentes e disponíveis, principalmente àqueles que foram indicados na Introdução do trabalho. As informações dadas anteriormente no texto podem ser citadas, mas não devem ser repetidas em detalhes na discussão.

Os artigos de Revisão Sistemática e Metanálises devem incluir uma seção que descreva os métodos empregados para localizar, selecionar, obter, classificar e sintetizar as informações.

Agradecimentos

Quando apropriados, os agradecimentos poderão ser incluídos, de forma concisa, no final do texto, antes das Referências Bibliográficas, especificando: assistências técnicas, subvenções para a pesquisa e bolsa de estudo e colaboração de pessoas que merecem reconhecimento (aconselhamento e assistência). Os autores são responsáveis pela obtenção da permissão documentada das pessoas cujos nomes constam dos Agradecimentos.

Referências Bibliográficas

O número recomendado é de, no mínimo, 50 (cinquenta) referências bibliográficas para Artigo de Revisão; 30 (trinta) referências bibliográficas para Artigo Original, Metanálise, Revisão Sistemática e Metodológico. Para Estudos de Caso recomenda-se, no máximo, 10 (dez) referências bibliográficas.

As referências bibliográficas devem ser organizadas em sequência numérica, de acordo com a ordem em que forem mencionadas pela primeira vez no texto, seguindo os Requisitos Uniformizados para Manuscritos Submetidos a Jornais Biomédicos, elaborados pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas - ICMJE <<http://www.icmje.org/index.html>>.

Os títulos de periódicos devem ser referidos de forma abreviada, de acordo com a List of Journals do Index Medicus <<http://www.index-medicus.com>>. As revistas não indexadas não deverão ter seus nomes abreviados.

As citações das referências bibliográficas devem ser mencionadas no texto em números sobrescritos (expoente), sem datas. A exatidão das referências bibliográficas constantes no manuscrito e a correta citação no texto são de responsabilidade do(s) autor(es) do manuscrito. (Ver exemplos no site: <http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html>).

Tabelas, Figuras e Anexos: as Tabelas, Figuras e Anexos são limitados a 5 (cinco) no total.

-Tabelas: devem incluir apenas os dados imprescindíveis, evitando-se tabelas muito longas (**tamanho máximo permitido: uma página em espaço duplo**), e devem ser numeradas, consecutivamente, com algarismos arábicos e inseridas no final do texto. Título descritivo e legendas devem torná-las compreensíveis, sem necessidade de consulta ao texto do artigo. Não devem ser formatadas com

marcadores horizontais nem verticais, apenas necessitam de linhas horizontais para a separação de suas seções principais. Devem ser usados parágrafos ou recuos e espaços verticais e horizontais para agrupar os dados.

-Figuras: as Figuras não devem repetir os dados já descritos nas Tabelas. Todas devem ser citadas e devem ser numeradas, consecutivamente, em arábico, na ordem em que aparecem no texto. Não é recomendado o uso de cores. As legendas devem torná-las compreensíveis, sem necessidade de consulta ao texto. Digitar todas as legendas em espaço duplo e explicar todos os símbolos e abreviações. Usar letras em caixa-alta (A, B, C, etc.) para identificar as partes individuais de figuras múltiplas. Se possível, todos os símbolos devem aparecer nas legendas; entretanto, símbolos para identificação de curvas em um gráfico podem ser incluídos no corpo de uma figura, desde que isso não dificulte a análise dos dados.

Em relação à arte final, todas as Figuras devem estar em alta resolução. Figuras de baixa qualidade podem resultar em atrasos na aceitação e publicação do artigo.

As Tabelas, Figuras e Anexos publicados em outras revistas ou livros devem conter as respectivas referências e o consentimento, por escrito, do autor ou editores.

Para artigos submetidos em língua portuguesa, um conjunto adicional em inglês das Tabelas, Figuras, Anexos e suas respectivas legendas deve ser anexado como documento suplementar.

Notas de Rodapé

As notas de rodapé do texto, se imprescindíveis, devem ser numeradas consecutivamente em sobrescrito no manuscrito e escritas em folha separada, colocada no final do texto.

OUTRAS CONSIDERAÇÕES

Unidades: usar o Sistema Internacional (SI) de unidades métricas para as medidas e abreviações das unidades.

Cartas ao Editor: críticas às matérias publicadas de maneira construtiva, objetiva e educativa; consultas às situações clínicas e discussões de assuntos específicos da Fisioterapia serão publicados a critério dos editores (com até 700 palavras e até 8 referências). Quando a carta se referir a comentários técnicos (réplicas) sobre os artigos publicados na RBF/BJPT, esta será publicada junto com a tréplica dos autores do artigo objeto de análise e/ou crítica.

Estudos de Caso: devem ser restritos às condições de saúde ou métodos/procedimentos incomuns sobre os quais o desenvolvimento de artigo original seja impraticável. Dessa forma, os relatos de casos clínicos não precisam necessariamente seguir a estrutura canônica dos artigos originais, mas devem apresentar um delineamento metodológico que permita a reprodutibilidade das intervenções ou procedimentos relatados. Recomenda-se muito cuidado ao propor generalizações de resultados a partir desses estudos. Desenhos experimentais de caso único serão tratados como artigos originais e devem seguir as normas estabelecidas pela **RBF/BJPT**.

Estudos de Revisão Sistemática com Metanálise: Devem incluir: a) uma seção que descreva os métodos empregados para localizar, selecionar, obter, classificar e sintetizar as informações, b) número suficiente de artigos, com qualidade metodológica alta (segundo mecanismos próprios de avaliação) de tal forma que seja possível uma análise apropriada sobre o tema de investigação, e c) técnica de metanálise, que integre os resultados dos estudos selecionados, sobre a questão de

pesquisa. Manuscritos de revisão sistemática com metanálise que apresentem uma quantidade insuficiente de artigos selecionados e/ou artigos de baixa qualidade, que não utilizem técnica estatística para síntese ponderada dos efeitos dos estudos (metanálise) e que não apresentem uma conclusão assertiva e válida sobre o tema, não serão considerados para análise de revisão por pares.

Conflitos de Interesse: os autores são responsáveis pela declaração de qualquer tipo de conflito de interesse na realização da pesquisa, tanto de ordem financeira como de qualquer outra natureza.

O relator deve comunicar aos editores quaisquer conflitos de interesse que possam influenciar a emissão de parecer sobre o manuscrito e, quando couber, deve declarar-se não qualificado para revisá-lo.

Considerações Éticas e Legais: evitar o uso de iniciais, nomes ou números de registros hospitalares dos pacientes. Um paciente não poderá ser identificado em fotografias, exceto com consentimento expreso, por escrito, acompanhando o trabalho original.

Estudos realizados em humanos devem estar de acordo com os padrões éticos e com o devido consentimento livre e esclarecido dos participantes (reporte-se à Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde que trata do Código de Ética para Pesquisa em Seres Humanos).

Para os experimentos em animais, considerar as diretrizes internacionais (por exemplo, a do Committee for Research and Ethical Issues of the International Association for the Study of Pain, publicada em PAIN, 16:109-110, 1983).

Para as pesquisas em humanos e em animais, deve-se incluir, no manuscrito, o número do Parecer da aprovação das mesmas pela Comissão de Ética em

Pesquisa, que deve ser devidamente registrado no Conselho Nacional de Saúde do Hospital ou Universidade ou no mais próximo de sua região.

A **RBF/BJPT** reserva-se o direito de não publicar trabalhos que não obedecem às normas legais e éticas para pesquisas em seres humanos e para os experimentos em animais.

É recomendável que estudos relatando resultados eletromiográficos sigam os "Standards for Reporting EMG Data", recomendados pela ISEK.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Se o artigo for encaminhado aos autores para revisão e não retornar à RBF/BJPT dentro de 6 (seis) semanas, o processo de revisão será considerado encerrado. Caso o mesmo artigo seja reencaminhado, um novo processo será iniciado, com data atualizada. A data do aceite será registrada quando os autores retornarem o manuscrito após a correção final aceita pelos Editores.

As provas finais serão enviadas aos autores por e-mail, no endereço indicado na submissão, para revisão final (dúvidas e/ou discordâncias de revisão), não sendo permitidas quaisquer outras alterações. Manuscrito em prova final não devolvido em 48 horas poderá, a critério dos editores, ser publicado na forma em que se apresenta ou ter sua publicação postergada para um próximo número.

Após publicação do artigo ou processo de revisão encerrado, toda documentação referente ao processo de revisão será incinerada.