

## Influence of aging on isometric muscle strength, fat-free mass and electromyographic signal power of the upper and lower limbs in women

Influência do envelhecimento na força muscular isométrica, na massa livre de gordura e na potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores de mulheres

Josária F. Amaral<sup>1</sup>, Felipe C. Alvim<sup>2</sup>, Eliane A. Castro<sup>3</sup>,  
Leonice A. Doimo<sup>3</sup>, Marcus V. Silva<sup>1</sup>, José M. Novo Júnior<sup>4</sup>

**ABSTRACT | Background:** Aging is a multifactorial process that leads to changes in the quantity and quality of skeletal muscle and contributes to decreased levels of muscle strength. **Objective:** This study sought to investigate whether the isometric muscle strength, fat-free mass (FFM) and power of the electromyographic (EMG) signal of the upper and lower limbs of women are similarly affected by aging. **Method:** The sample consisted of 63 women, who were subdivided into three groups (young (YO) n=33, 24.7±3.5 years; middle age (MA) n=15, 58.6±4.2 years; and older adults (OA). n=15, 72.0±4.2 years). Isometric strength was recorded simultaneously with the capture of the electrical activity of the flexor muscles of the fingers and the vastus lateralis during handgrip and knee extension tests, respectively. FFM was assessed using dual-energy X-ray absorptiometry. **Results:** The handgrip strength measurements were similar among groups (p=0.523), whereas the FFM of the upper limbs was lower in group OA compared to group YO (p=0.108). The RMSn values of the hand flexors were similar among groups (p=0.754). However, the strength of the knee extensors, the FFM of the lower limbs and the RMSn values of the vastus lateralis were lower in groups MA (p=0.014, p=0.006 and p=0.013, respectively) and OA (p=0.000, p=0.000 and p<0.000, respectively) compared to group YO. **Conclusions:** The results of this study demonstrate that changes in isometric muscle strength in MLG and electromyographic activity of the lower limbs are more pronounced with the aging process of the upper limb.

**Keywords:** aging; muscle strength; electromyography; rehabilitation.

### HOW TO CITE THIS ARTICLE

Amaral JF, Alvim FC, Castro EA, Doimo LA, Silva MV, Novo Júnior JM. Influence of aging on isometric muscle strength, fat-free mass and electromyographic signal power of the upper and lower limbs in women. *Braz J Phys Ther.* 2014 Mar-Apr; 18(2):183-190. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552012005000145>

**RESUMO | Contextualização:** O envelhecimento é um processo multifatorial que provoca mudanças na quantidade e na qualidade da musculatura esquelética, ambas contribuindo para a diminuição dos níveis de força muscular. **Objetivo:** Investigar se a força muscular isométrica, a massa livre de gordura (MLG) e a potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores de mulheres são afetadas na mesma magnitude pelo envelhecimento. **Método:** A amostra foi constituída por 63 mulheres subdivididas em três grupos (JO, n=33 jovens, 24,7±3,5 anos; MI, n=15, 58,6±4,2 anos; ID, n=15, 72,0±4,2 anos). A força isométrica foi registrada simultaneamente à captação da atividade elétrica dos músculos flexores dos dedos e vasto lateral durante os testes de prensão manual e de extensão do joelho, respectivamente. A MLG foi avaliada por meio da absorptometria radiológica de dupla energia. **Resultados:** A força de prensão manual foi semelhante entre os grupos (p=0,523), a MLG do membro superior foi menor no grupo ID em relação ao JO (p=0,108), e os valores da variável *root mean square* normalizados pela MLG do membro dominante (RMSn) foram semelhantes entre os grupos (p=0,754). Entretanto, a força dos extensores do joelho, a MLG do membro inferior e os valores RMSn foram menores nos grupos MI (p=0,014, p=0,006 e p=0,013, respectivamente) e ID (p=0,000, p=0,000 e p<0,000, respectivamente). **Conclusões:** Os resultados deste estudo demonstram que as alterações na força muscular isométrica, na MLG e na atividade eletromiográfica dos membros inferiores são mais pronunciadas com o processo de envelhecimento do que a dos membros superiores.

**Palavras-chave:** envelhecimento; força muscular; eletromiografia; reabilitação.

<sup>1</sup> Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora, MG, Brasil

<sup>2</sup> Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, RJ, Brasil

<sup>3</sup> Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Viçosa (UFV), Viçosa, MG, Brasil

<sup>4</sup> Departamento de Educação Física, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP, Brasil

Received: 06/06/2013 Revised: 08/26/2013 Accepted: 10/15/2013

## ● Introdução

O envelhecimento é um processo multifatorial que provoca mudanças na quantidade e na qualidade da musculatura esquelética, ambas contribuindo para a diminuição dos níveis de força muscular<sup>1</sup>. A atrofia muscular, juntamente com prejuízos funcionais, está associada a um estado prejudicado de saúde com altas perdas pessoais, tais como debilidade física<sup>2</sup>, aumento do risco de quedas e fraturas<sup>3</sup>, prejuízo na habilidade de executar atividades da vida diária<sup>4</sup>, pior qualidade de vida e aumento do risco de morte<sup>5</sup>.

No decorrer do envelhecimento, as alterações na força muscular não se manifestam de forma homogênea em todos os grupos musculares dos membros superiores e inferiores. Estudos demonstram, sobretudo nas mulheres, maiores reduções na força muscular dos extensores e flexores do joelho em comparação aos flexores e extensores do cotovelo com o avançar da idade<sup>6,7</sup>. De modo semelhante, a força de preensão manual, também parece ser mais preservada do que a força dos extensores do joelho na população idosa<sup>8,9</sup>.

Uma das possíveis causas dessas diferenças entre os membros pode estar relacionada ao maior declínio da massa muscular nos membros inferiores em comparação aos membros superiores<sup>7,10,11</sup>. Entretanto, estudos conduzidos por Hughes et al.<sup>7</sup> e Goodpaster et al.<sup>11</sup> apontaram fraca associação entre declínio da força muscular e redução da massa muscular com o envelhecimento. Goodpaster et al.<sup>11</sup> analisaram as mudanças na força dos extensores do joelho e na massa livre de gordura (MLG), mensurada pela absorptometria radiológica de dupla energia (DXA), em 1880 voluntários com idade entre 70 e 79 anos. Nesse estudo, após acompanhamento de três anos, foi observada uma redução da força muscular três vezes maior do que a declínio da MLG, tanto nos homens quanto nas mulheres, demonstrando que a MLG não explica, por si só, a redução da força muscular. Esses resultados sugerem a contribuição de outros fatores na redução da força muscular, tais como alterações na capacidade intrínseca de gerar força e/ou na ativação neuromuscular<sup>12</sup>.

Para a análise da ativação neuromuscular, tem-se a possibilidade de utilizar o sinal eletromiográfico obtido durante as contrações<sup>13</sup>. A eletromiografia (EMG) de superfície é uma técnica não invasiva, de fácil aplicação, que detecta a atividade mioelétrica associada com a contração muscular e, por esse motivo, tem sido utilizada na detecção de alterações neurais associadas ao envelhecimento e à função

física<sup>14,15</sup>. Com relação à modulação da força muscular, já foi estabelecida a relação entre o aumento de potência do sinal eletromiográfico e o aumento no número de unidades motoras ativas, assim como o incremento do nível de ativação das fibras que já estavam recrutadas, considerando o tempo de ativação<sup>16</sup>. Entretanto, apesar de as alterações na força e na massa muscular terem sido analisadas em vários estudos<sup>6-8</sup>, poucas investigações tiveram como objetivo analisar a força muscular, a massa muscular e a ativação neuromuscular na mesma população, sobretudo em mulheres que apresentam maiores diferenças na força muscular entre os membros superiores e inferiores decorrentes do envelhecimento<sup>6,7</sup>. Dado o exposto, o presente estudo teve como objetivo investigar se a força muscular isométrica, a MLG e a potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores de mulheres são afetadas na mesma magnitude pelo envelhecimento.

## ● Método

### Amostra

A amostra foi do tipo não probabilística e intencional, sendo constituída por 63 mulheres, subdivididas de acordo com a idade cronológica em grupo jovem (JO, 20 a 39 anos), com 33 voluntárias (24,7±3,5 anos); grupo meia idade (MI, 40 a 64 anos), com 15 voluntárias (58,6±2 anos) e grupo idosas (ID≥65 anos), com 15 voluntárias (72,0±4,2 anos). Os grupos MI e ID foram compostos por mulheres participantes de um grupo de socialização de um projeto realizado pelo Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa (UFV), Viçosa, MG, Brasil. O grupo JO foi composto por estudantes de diferentes cursos da mesma instituição. Todos os grupos incluíram mulheres de cor branca, parda e negra.

Foram excluídas do estudo mulheres portadoras de doença musculoesquelética, lesões, traumatismos ou que tenham sido submetidas à intervenção cirúrgica nos membros avaliados. A pesquisa foi realizada após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, conforme normas éticas exigidas pela Resolução 196/96 e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora, MG, Brasil, protocolo CEP/UFJF 2451.191.2011, parecer n.º 201/2011.

## **Avaliação da força muscular isométrica e eletromiografia**

As avaliações da força muscular isométrica dos membros superiores e inferiores foram realizadas indiretamente por meio dos testes de preensão manual e de extensão do joelho. Tais testes foram executados, respectivamente, por meio da utilização do transdutor de força acoplado à empunhadura modificada por Novo Jr.<sup>17</sup> e da célula de carga (tensiômetro), ambos da marca EMG System do Brasil. Os instrumentos possuíam conexão com um condicionador de sinais, com frequência de amostragem de 1024 Hz por canal e configurado com filtro *anti aliasing* passa banda, com frequência de corte entre 20 e 500 Hz. O condicionador de sinais foi conectado a uma bateria LI-ION 11,1 V 2,2 mA/h. Os microcomputadores também foram utilizados em suas baterias a fim de se evitarem interferências da rede elétrica nos dados coletados.

A atividade elétrica muscular, em ambos os testes de força muscular isométrica, foi captada de forma simultânea com o registro da força muscular exercida pelas voluntárias. Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl bipolares ativos com dois centímetros de distância entre os centros das superfícies de captação.

Com a finalidade de reduzir possíveis interferências na aquisição do sinal EMG, anteriormente a cada avaliação, as voluntárias foram submetidas à preparação da pele com tricotomização e limpeza da área com álcool a 70%. Em seguida, o eletrodo foi posicionado sobre o músculo e fixado com tiras de esparadrapo para evitar seu deslocamento durante a realização dos procedimentos. Para o teste de extensão do joelho, o eletrodo foi posicionado no músculo vasto lateral do quadríceps femoral, respeitando o local para posicionamento padronizado pelo *European Recommendations for Surface Electromyography*<sup>18</sup>. Já para o teste de preensão manual, o eletrodo foi posicionado no músculo flexor radial do carpo (FRC), localizado superficialmente acima do músculo flexor superficial dos dedos<sup>19</sup>. A localização anatômica do músculo FRC foi realizada por meio do método palpatório<sup>20</sup>. O eletrodo de referência monopolar foi posicionado no olécrano da ulna e no maléolo da fíbula para os testes de preensão da mão e de extensão do joelho, respectivamente.

Em cada avaliação, foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo, por seis segundos, com intervalo de dois minutos entre elas, a fim de se evitar a instalação de fadiga muscular acumulada<sup>21,22</sup>. A força muscular, tanto de extensão do joelho quanto de preensão manual, foi analisada

no membro dominante previamente declarado pela voluntária.

Para os testes de preensão, padronizou-se a posição segundo orientações da *American Society of Hand Therapists*<sup>23</sup>, em que o sujeito permanece confortavelmente sentado, ombro aduzido e sem rotação, o cotovelo fletido a 90 graus e em posição neutra, posição do punho variando entre 0 e 30 graus de extensão. As voluntárias, dessa forma, envolviam a empunhadura com a mão, enquanto o dinamômetro era suportado pelo examinador. O tamanho da empunhadura do dinamômetro foi selecionado para possibilitar a ação da articulação distal do quinto dedo e a inibição da ação do polegar conforme Amaral et al.<sup>21</sup>.

Para a avaliação da força dos extensores do joelho, as voluntárias foram orientadas a permanecer sentadas com as mãos apoiadas em suportes localizados nas laterais da cadeira, com o tronco ereto, ajustado pelo encosto de forma a permitir um ângulo de 90 graus de flexão da articulação do quadril. A articulação do joelho do membro dominante foi posicionada em 90 graus de flexão<sup>24</sup>. A célula de carga que compõe o tensiômetro foi fixada em uma barra e, por meio de um cabo de aço, posicionada paralelamente ao chão com a outra extremidade acoplada a uma caneleira fixada no tornozelo do membro dominante da voluntária. Anteriormente ao início de cada avaliação, foi permitido às voluntárias um período de familiarização com o equipamento e com o protocolo de teste requerido.

Em ambos os testes, foram fornecidas orientações verbais de incentivo por parte do avaliador. Todas as voluntárias foram instruídas a executar a força máxima no menor tempo possível após o comando verbal para iniciar o teste, bem como a manter esse nível de força até que fosse fornecido o comando para relaxar.

## **Processamento dos dados de força muscular isométrica**

Para determinação da força muscular isométrica máxima exercida pelas voluntárias, o sinal da curva de força foi janelado em 1024 amostras (um segundo) com sobreposição de 1023 amostras. O maior valor médio entre todas as janelas para uma mesma contração foi considerado o maior valor de força muscular isométrica exercido pela voluntária na respectiva contração. Esse procedimento teve como objetivo desconsiderar picos de força obtidos eventualmente no início das contrações. Finalmente, o maior valor obtido entre as três contrações foi considerado a força muscular isométrica máxima

exercida pela voluntária. Para os membros superiores e inferiores, foram calculados o pico de força de prensão manual e dos extensores do joelho, respectivamente.

### **Processamento dos dados de EMG**

Tanto nos membros superiores quanto nos membros inferiores, o trecho do sinal EMG correspondente no tempo à janela da curva de força, na qual houve a maior produção de força muscular isométrica, foi utilizado para o cálculo da variável *root mean square* (RMS). Para o membro superior, a variável RMS foi calculada a partir do sinal eletromiográfico dos músculos flexores dos dedos e, para o membro inferior, foi calculada a partir do sinal do músculo vasto lateral. Foram utilizados, para as análises, os valores RMS normalizados pela massa livre de gordura (MLG) do membro dominante.

### **Composição corporal**

Para as medidas de massa corporal e estatura, foi utilizado, respectivamente, uma balança Filizola com precisão de 100 gramas e um estadiômetro Sanny escalonado em milímetros. No momento da avaliação, as participantes trajavam o mínimo de roupa possível, e todos os equipamentos estavam em perfeitas condições de uso e calibre. As mensurações das variáveis massa corporal e estatura foram realizadas conforme Lohman<sup>25</sup>. O índice de massa corporal (IMC) foi calculado dividindo-se a massa corporal pela estatura ao quadrado ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ).

A composição corporal foi avaliada por meio da absorptometria radiológica de dupla energia (DXA)<sup>26</sup>. O equipamento utilizado na DXA foi o densitômetro *Lunar Prodigy Advance DXA System*, versão 13.31. O exame foi realizado por um técnico especializado na Divisão de Raios-X e Densitometria Óssea da Divisão de Saúde da UFV.

Para a realização do procedimento, as voluntárias foram posicionadas em decúbito dorsal sobre a área de escaneamento do equipamento, de modo que ficassem totalmente centralizadas em relação às laterais da mesa. Foi solicitado a elas que retirassem qualquer objeto metálico que pudesse interferir nos resultados da avaliação.

### **Processamento dos dados da DXA**

Após a análise de toda a área corporal, foram determinadas a gordura corporal relativa (%), a massa de gordura (MG) e a MLG das seguintes regiões corporais: corpo inteiro, membros superiores, membros inferiores e tronco. Os membros foram

isolados do tronco e da cabeça por meio de linhas geradas pelo programa em marcos anatômicos específicos. Dessa forma, a MLG do membro superior engloba todo tecido isento de gordura compreendido entre a cabeça do úmero e falanges da mão, e a MLG do membro inferior consiste em todo tecido compreendido entre o colo do fêmur e as falanges do pé<sup>26</sup>. O cálculo da MLG apendicular (MLGA) foi realizado por meio da soma das MLG dos membros superiores e inferiores direitos e esquerdos.

### **Análise dos dados**

Para a avaliação das características descritivas da amostra, foram utilizadas medidas de tendência central e de dispersão (média e desvio padrão, respectivamente). Para verificar a normalidade da distribuição de todas as variáveis analisadas, utilizou-se o teste de Shapiro-Wilk. As possíveis diferenças relacionadas à idade foram verificadas por meio da análise de variância com os testes ANOVA de um fator (variável) e três níveis (grupos etários), seguida do *post hoc* de Tukey para as variáveis que apresentaram distribuição normal e Kruskal-Wallis para as variáveis que violaram esse pressuposto. Para a análise dos dados, foi utilizado o *software Statistica* (versão 7.0). O nível de significância adotado foi  $p < 0,05$ .

## **Resultados**

A Tabela 1 apresenta a idade e as características de composição corporal das voluntárias divididas entre os grupos JO, MI e ID.

As Tabelas 2 e 3 apresentam as comparações, entre os grupos etários, dos níveis de força muscular isométrica, MLG e potência do sinal EMG dos membros superiores e inferiores, respectivamente.

## **Discussão**

Neste estudo, foram investigadas as alterações relacionadas à idade na força muscular isométrica, MLG e potência do sinal EMG dos membros superiores e inferiores comparando-se mulheres jovens, de meia idade e idosas. As características antropométricas das voluntárias que compuseram os grupos deste estudo evidenciaram alterações comumente observadas com o aumento da idade nas variáveis estatura<sup>2</sup>, massa corporal e percentual de gordura corporal<sup>27</sup>. Entretanto, vale salientar que, possivelmente, o nível de força muscular exercido por elas não foi afetado pelas diferenças antropométricas apresentadas, uma vez que a MLG total e a MLGA

**Tabela 1.** Descrição das principais características das voluntárias.

| Variáveis                                       | JO (n=33) | MI (n=15)  | ID (n=15)  | Valor p |
|---|-----------|------------|------------|---------|
| Idade (anos)                                    | 24,7±3,5  | 58,6±4,2*  | 72,0±4,2*  | <0,001  |
| Massa corporal (kg)                             | 58,6±7,7  | 66,7±10,6* | 62,4±7,1   | 0,006   |
| Estatura (cm)                                   | 161,8±5,4 | 152,9±4,9* | 153,4±6,0* | <0,001  |
| IMC (kg/m <sup>2</sup> )                        | 22,4±2,9  | 28,5±4,3*  | 26,4±2,4*  | <0,001  |
| Gordura corporal (%)                            | 29,9±5,7  | 38,6±5,6*  | 38,4±5,3*  | <0,001  |
| MLG total (kg)                                  | 39,1±3,7  | 39,3±4,3   | 37,0±3,0   | 0,211   |
| MLGA/estatura <sup>2</sup> (kg/m <sup>2</sup> ) | 7,4±0,6   | 7,5±0,7    | 7,0±0,4    | 0,080   |

Média±desvio padrão; n=número de participantes; \* vs. grupo JO; JO=jovem; MI=meia idade; ID=idosas; IMC=índice de massa corporal; MLG=massa livre de gordura; MLGA=massa livre de gordura apendicular.

**Tabela 2.** Comparação dos níveis de força muscular isométrica, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico do membro superior dominante.

| Variáveis     | JO (n=33)  | MI (n=15) | ID (n=15)   | Valor p |
|---------------|------------|-----------|-------------|---------|
| FPM (kgf)     | 27,0±4,6   | 26,6±4,7  | 25,4±3,9    | 0,523   |
| MLG MMSS (kg) | 1,9±0,2    | 1,8±0,3   | 1,7±0,2*    | 0,027   |
| RMSn FD (uV)  | 101,9±37,5 | 94,6±43,4 | 137,7±124,4 | 0,754   |

Média±desvio padrão; n=número de participantes; \* vs. grupo JO; JO=jovem; MI=meia idade; ID=idosas; FPM=força prensão manual; MLG=massa livre de gordura; RMSn=*root mean square* normalizado; FD=flexores dos dedos; MMSS=membro superior.

**Tabela 3.** Comparação dos níveis de força muscular isométrica, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico do membro inferior dominante.

| Variáveis     | JO (n=33) | MI (n=15)  | ID (n=15) | Valor p |
|---------------|-----------|------------|-----------|---------|
| FEJ (kgf)     | 43,2±10,7 | 35,1±7,0*  | 27,7±5,8* | <0,001  |
| MLG MMII (kg) | 7,8±0,8   | 7,0±1,0*   | 6,5±0,7*  | <0,001  |
| RMSn VL (uV)  | 29,2±21,5 | 18,5±12,9* | 13,9±8,6* | 0,001   |

Média±desvio padrão; n=número de participantes; \* vs. grupo JO; JO=jovem; MI=meia idade; ID=idosas; FEJ=força extensores do joelho; MLG=massa livre de gordura; RMSn=*root mean square* normalizado; VL=vasto lateral; MMII=membro inferior.

normalizada pela estatura foram similares entre os grupos. Além disso, é relevante mencionar que as voluntárias deste estudo não foram classificadas como sarcopênicas segundo o ponto de corte proposto por Baumgartner et al.<sup>28</sup>.

No presente estudo, a MLG declinou de forma diferenciada entre os membros superiores e inferiores em relação à idade. A MLG dos membros superiores diminuiu apenas no grupo ID em comparação ao JO. Já a MLG dos membros inferiores reduziu tanto no grupo MI quanto no grupo ID. Os achados deste estudo estão em acordo com trabalhos realizados por outros autores, os quais também observaram declínio maior e mais precoce da massa muscular dos membros inferiores em relação aos superiores<sup>10,29,30</sup>. Tankó et al.<sup>30</sup>, ao analisarem a MLG dos membros de mulheres dinamarquesas saudáveis, com idade entre 18 e 85 anos, encontraram uma tendência linear no

decréscimo da MLG dos membros inferiores a partir dos 39 anos. Em contrapartida, a MLG dos membros superiores não demonstrou nenhuma diferença entre 18 e 50 anos, mas foi significativamente menor entre 50 e 70 anos. Narici e Maffulli<sup>31</sup> sugerem que o comportamento sedentário é particularmente responsável pela redução da massa muscular do membro inferior, enquanto, no membro superior, a massa muscular é conservada devido ao uso nas atividades da vida diária.

Corroborando prévias investigações<sup>6-8,10,29</sup>, neste estudo, a força muscular isométrica declinou de forma diferenciada entre os membros superiores e inferiores. A força do membro inferior declinou significativamente entre os grupos etários, enquanto a força do membro superior não evidenciou alterações significativas. As diferenças no declínio da força muscular entre membros, relacionadas à idade,

têm sido atribuídas às alterações nos padrões de atividades físicas realizadas. Dessa forma, o aparato musculoesquelético se adaptaria às diferenças na demanda por atividades físicas com o avançar da idade. Ferreira et al.<sup>32</sup> compararam o nível e a intensidade de atividade dos membros inferiores e superiores de mulheres brasileiras jovens e idosas fisicamente ativas, funcionalmente independentes e residentes em cidades de médio porte. Seus resultados sugeriram que, com o avançar da idade, o nível de atividade física dos membros superiores aumenta, enquanto o dos membros inferiores declina. Adicionalmente, Kern et al.<sup>33</sup>, ao quantificarem a atividade eletromiográfica dos membros superiores e inferiores durante atividades da vida diária de homens e mulheres jovens durante dez horas de registro, encontraram ativação 67% mais frequente nos membros superiores, embora os membros inferiores tenham apresentado maiores amplitudes. Theou et al.<sup>34</sup> investigaram a atividade muscular diária e a quiescência nos músculos vasto lateral, reto femoral e tríceps e bíceps braquiais em mulheres entre 68 e 90 anos. Os autores registraram a atividade eletromiográfica durante nove horas e evidenciaram maior ativação nos músculos do membro superior em comparação ao membro inferior. Os resultados dos estudos supracitados demonstram que ocorre uma mudança no padrão de atividade física dos membros com o envelhecimento, na qual os membros superiores passam a ser mais utilizados do que os membros inferiores durante as atividades da vida diária. Essa alteração pode ajudar a explicar a melhor preservação da força e massa muscular dos membros superiores em comparação aos membros inferiores<sup>29</sup>.

Prejuízos nos mecanismos de ativação de um músculo, ou grupo muscular, durante uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM), pode ser um importante fator relacionado à redução da força muscular com o envelhecimento<sup>35</sup>. Neste estudo, ao contrário do músculo vasto lateral, que demonstrou declínio da variável RMSn com o avançar da idade, os músculos flexores dos dedos não demonstraram diferenças significativas entre os grupos para essa variável, embora ligeiro aumento tenha sido observado no grupo ID. Bazzucchi et al.<sup>36</sup> observaram redução da potência do sinal EMG tanto no músculo vasto lateral quanto no músculo bíceps braquial durante a realização de CIVM dos extensores do joelho e flexores do cotovelo, respectivamente, em idosas em relação às jovens. Outros estudos também demonstraram redução da potência do sinal EMG durante a realização da CIVM de flexores do cotovelo<sup>15</sup> e extensores do

joelho<sup>14</sup> em idosos comparados à jovens. Não foram encontrados estudos envolvendo a análise da potência do sinal EMG dos flexores dos dedos em jovens e idosos durante teste isométrico de preensão manual. Além disso, nenhum dos estudos supracitados descreve o método empregado para a normalização dos sinais EMG, o que dificulta a comparação dos nossos achados. Sabe-se que as características do sinal eletromiográfico estão sujeitas à influência de diversos fatores individuais, tais como o volume muscular e a espessura do tecido adiposo interposto entre o eletrodo e o músculo avaliado. Sendo assim, a comparação dos sinais EMG brutos de jovens e idosos deveria ser evitada em decorrência do acúmulo de tecido adiposo subcutâneo e da redução da massa muscular com a idade<sup>12</sup>. Para que a potência do sinal EMG seja comparada entre diferentes sujeitos, recomenda-se que o sinal seja normalizado pela potência obtida durante uma CIVM daquele sujeito<sup>37</sup>. Neste estudo, a potência do sinal EMG durante a execução da CIVM foi escolhida como variável de desfecho, o que impediu a utilização desse sinal para a normalização. Por isso, optou-se por normalizar a variável RMS pela MLG dos respectivos membros das voluntárias para representar a potência desenvolvida por unidade de MLG.

Neste trabalho, a manutenção dos valores absolutos de força muscular isométrica associados ao aumento (não significativo) da variável RMSn nos membros superiores do grupo ID e a redução da força muscular isométrica e da variável RMSn nos membros inferiores dos grupos MI e ID em comparação ao JO são indicadores de que as adaptações às modificações fisiológicas do envelhecimento ocorrem de forma diferenciada entre membros superiores e inferiores. Dessa forma, pode-se supor que o aumento na ativação muscular e/ou na frequência de disparo das unidades motoras ativas seja um mecanismo eficiente para aumentar a força muscular nos membros superiores, principalmente em idosos.

Assim, a partir deste estudo, depreendem-se relevantes implicações clínicas. Os resultados deste estudo ressaltam a importância de intervenção de caráter preventivo para preservação da força muscular, principalmente dos membros inferiores em mulheres de meia idade e idosas. Tal intervenção é de suma importância na medida em que pode influenciar as variáveis modificáveis que aumentam os fatores de risco para debilidade, perda de mobilidade e quedas em idosos. Além disso, o conhecimento de como o corpo humano pode produzir adaptações para compensar as alterações fisiológicas relacionadas à idade pode auxiliar na compreensão do processo

de envelhecimento, norteando com maior segurança as propostas de intervenção nos diferentes níveis de atenção à saúde bem como na reabilitação. Portanto, levando em consideração os padrões de ativação que melhor possam induzir as adaptações ao envelhecimento, supõe-se que a prescrição de exercícios que imponham ativação frequente dos membros inferiores, e não necessariamente mais intensas, possa apresentar resultados satisfatórios.

Este estudo tem limitação inerente à natureza transversal da pesquisa. Dessa forma, investigações longitudinais são necessárias para confirmar os resultados encontrados. Ressalta-se também a necessidade da realização de estudos que incluam a investigação de modificações na coativação da musculatura antagonista e alterações causadas pelo envelhecimento na proporção dos diferentes tipos de fibras que compõem o músculo. Além disso, estudos que incluam o controle do nível de atividade física, tanto geral como dos membros separadamente, são necessários.

## ● Conclusões

Em síntese, os resultados deste estudo permitem concluir que os membros inferiores são mais afetados pelo processo de envelhecimento. Foi observado um declínio mais acentuado na força muscular isométrica, na MLG e na potência do sinal EMG dos membros inferiores em comparação aos membros superiores. Com base nos resultados de estudos prévios que avaliaram as mudanças nos padrões de atividade física dos membros em idosos, pode-se sugerir que as diferenças entre os membros estejam relacionadas a adaptações neuromusculares decorrentes da maior ativação dos membros superiores em comparação aos inferiores. Dessa forma, exercícios físicos que imponham ativação mais frequente dos membros inferiores podem ser benéficos.

## ● Agradecimentos

À Marcelly Mancini, Letícia Moreira, Josiane Almeida, Marcos Paulo Azevedo e Fred Frizero, pelo auxílio nas coletas de dados desta pesquisa.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo incentivo financeiro.

## ● Referências

- Seene T, Kaasik P. Muscle weakness in the elderly: role of sarcopenia, dynapenia, and possibilities for rehabilitation. *Eur Rev Aging Phys Act.* 2012; 9(2):109-17. <http://dx.doi.org/10.1007/s11556-012-0102-8>
- Lauretani F, Russo CR, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Di Iorio A, et al. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *J Appl Physiol.* 2003;95(5):1851-60. PMID:14555665.
- Topinková E. Aging, Disability and Frailty. *Ann Nutr Metab.* 2008;52(Suppl.1):6-11. PMID:18382070. <http://dx.doi.org/10.1159/000115340>
- Hartman MJ, Fields DA, Byrne NM, Hunter GR. Resistance training improves metabolic economy during functional tasks in older adults. *J Strength Cond Res.* 2007;21(1):91-5. PMID:17313273. <http://dx.doi.org/10.1519/00124278-200702000-00017>
- Xue QL, Beamer BA, Chaves PH, Guralnik JM, Fried LP. Heterogeneity in rate of decline in grip, hip, and knee strength and the risk of all-cause mortality: The women's health and aging study II. *J Am Geriatr Soc.* 2010;58:2076-84. PMID:21054287 PMID:PMC3058914. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03154.x>
- Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, et al. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol.* 1999;86(1):188-94. PMID:9887130.
- Hughes VA, Frontera WR, Wood M, Evans WJ, Dallal GE, Roubenoff R, et al. Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, and health. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2001;56:B209-17. PMID:11320101. <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/56.5.B209>
- Samuel D, Wilson K, Martin HJ, Allen R, Sayer AA, Stokes M. Age-associated changes in hand grip and quadriceps muscle strength ratios in healthy adults. *Aging Clin Exp Res.* 2012;24(3):245-50. PMID:23114550.
- Hicks GE, Shardell M, Alley DE, Miller RR, Bandinelli S, Guralnik J, et al. Absolute strength and loss of strength as predictors of mobility decline in older adults: the InCHIANTI study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2012;67(1):66-73. PMID:21546582 PMID:PMC3260485. <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/glr055>
- Janssen I, Heymsfield SB, Wang Z, Ross R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-99 yr. *J Appl Physiol.* 2000;89:81-8. PMID:10904038.
- Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2006;61(10):1059-64. PMID:17077199. <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/61.10.1059>
- Klass M, Baudry S, Duchateau J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100(5):543-51. PMID:16763836. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-006-0205-x>
- De Luca CJ. Physiology and mathematics of myoelectric signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1979;26(6):313-25. PMID:468280. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1979.326534>
- Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, Cockburn M, McMillan NC, De Vito G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in

- torque between young and older women. *Muscle Nerve*. 2002;25(6):858-63. PMID:12115975. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.10113>
15. Esposito F, Malgrati D, Veicsteinas A, Orizio C. Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1996;73(6):503-10. PMID:8817119. <http://dx.doi.org/10.1007/BF00357671>
  16. Farina D, Fosci M, Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface emg variables. *J Appl Physiol*. 2002;92(1):235-47. PMID:11744666.
  17. Novo Júnior J, inventor; Universidade Federal de Juiz de Fora, cessionário. Configuração aplicada em empunhadura. Brasil patente DI 6901797-2; 2009 may 05.
  18. European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM). Recommendations for sensor locations on individual muscles [online]. [cited 2011 Nov 28]. Available from: [www.seniam.org](http://www.seniam.org).
  19. Duque J, Masset D, Malchaire J. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. *Appl Ergon*. 1995;26(1):61-6. [http://dx.doi.org/10.1016/0003-6870\(94\)00003-H](http://dx.doi.org/10.1016/0003-6870(94)00003-H)
  20. Junqueira L. Anatomia palpatória e seus aspectos clínicos. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2010.
  21. Amaral JF, Mancini M, Novo Júnior JM. Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements. *Rev Bras Fisioter*. 2012;16(3):216-24.
  22. Amaral JF, Castro EA, Mancini M, Doimo LA, Novo Júnior J M. Taxa de desenvolvimento da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres idosas. *Motricidade*. 2012;8(2):454-61.
  23. Fess E. Grip strength. In: Casanova JS. *Clinical assessment recommendations*. 2nd ed. Chicago: American Society of Hand Therapists; 1992. p. 41-5.
  24. Watanabe K, Kouzaki M, Merletti R, Fujibayashi M, Moritani T. Spatial EMG potential distribution pattern of vastus lateralis muscle during isometric knee extension in young and elderly men. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012;22(1):74-9. PMID:21996320. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.09.010>
  25. Lohman TG. *Advances in body composition assessment*. Champaign: Human Kinetics Publishers; 1992.
  26. Heymsfield SB, Smith R, Aulet M, Bensen B, Lichtman S, Wang J, et al. Appendicular skeletal muscle mass: measurement by dual-photon absorptiometry. *Am J Clin Nutr*. 1990;52(2):214-8. PMID:2375286.
  27. Mitchell WK, Williams J, Atherton P, Larvin M, Lund J, Narici M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength: a quantitative review. *Front Physio*. 2012;3:260.
  28. Baumgartner RN, Koehler KM, Gallagher D, Romero L, Heymsfield SB, Ross RR, et al. Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *Am J Epidemiol*. 1998;147(8):755-63. PMID:9554417. <http://dx.doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a009520>
  29. Candow DG, Chilibeck PD. Differences in Size, Strength, and Power of Upper and Lower Body Muscle Groups in Young and Older Men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(2):148-56. <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/60.2.148>
  30. Tankó LB, Movsesyan L, Mouritzen U, Christiansen C, Svendsen OL. Appendicular lean tissue mass and the prevalence of sarcopenia among healthy women. *Metabolism*. 2002;51(1):69-74. PMID:11782875. <http://dx.doi.org/10.1053/meta.2002.28960>
  31. Narici MV, Maffulli N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *British Medical Bulletin*. 2010;95:139-59. PMID:20200012. <http://dx.doi.org/10.1093/bmb/ldq008>
  32. Ferreira L, Gobbi S, Gobbi LT. An explanatory mechanism for the different decline in limb strength in older women. *Arch Gerontol Geriatr*. 2009;49(3):373-7. PMID:19162342. <http://dx.doi.org/10.1016/j.archger.2008.12.002>
  33. Kern DS, Semmler JG, Enoka RM. Long-term activity in upper - and lower-limb muscles of humans. *J Appl Physiol*. 2001;91:2224-32. PMID:11641365.
  34. Theou O, Jones GR, Vandervoort AA, Jakobi JM. Daily muscle activity and quiescence in non-frail, pre-frail, and frail older women. *Exp Gerontol*. 2010;45:909-17. PMID:20736056. <http://dx.doi.org/10.1016/j.exger.2010.08.008>
  35. Jakobi JM, Rice CL. Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. *J Appl Physiol*. 2002;93(2):457-62. PMID:12133850.
  36. Bazzucchi I, Felici F, Macaluso A, De Vito G. Differences between young and older women in maximal force, force fluctuations, and surface EMG during isometric knee extension and elbow flexion. *Muscle Nerve*. 2004;30(5):626-35. PMID:15389720. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.20151>
  37. Knutson LM, Soderberg GL, Ballantyne BT, Clarke WR. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *J Electromyogr Kinesiol*. 1994;4(1):47-59. [http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)90026-4](http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411(94)90026-4)

### Correspondence

#### Josária Ferraz Amaral

Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF)  
 Faculdade de Educação Física  
 Rua Orestes Pereira, 50, apto. 102, São Pedro  
 CEP 36037-300, Juiz de Fora, MG, Brasil  
 e-mail: josaria\_ferraz@hotmail.com