

# TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA E ATIVAÇÃO NEURAL EM MULHERES PÓS-MENOPAUSADAS



ARTIGO ORIGINAL  
ORIGINAL ARTICLE  
ARTÍCULO ORIGINAL

RATE OF FORCE DEVELOPMENT AND NEURAL DRIVE IN POSTMENOPAUSAL WOMEN

TASA DE DESARROLLO DE LA FUERZA Y ACTIVACIÓN NEURONAL EN MUJERES POSMENOPÁUSICAS

Piettra Moura Galvão Pereira<sup>1,2</sup>  
(Educadora Física)

André Luiz Ferreira de Araújo<sup>1</sup>  
(Graduando em Educação Física)

Elys Reginna Lopes de Oliveira<sup>1</sup>  
(Graduanda em Educação Física)

Maria da Glória David Silva Costa<sup>1</sup>  
(Graduanda em Educação Física)

Amandio Aristides Rihan Geraldes<sup>1</sup>  
(Educador Físico)

Maria do Socorro Cirilo-Sousa<sup>2</sup>  
(Educadora Física)

1. Universidade Federal de Alagoas, Centro de Educação, Laboratório de Aptidão Física, Desempenho e Saúde, Maceió, AL, Brasil.

2. Universidade Federal da Paraíba, Centro de Ciências da Saúde, Núcleo de Pesquisa em Ciências do Movimento Humano, Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano, João Pessoa, PB, Brasil.

## Correspondência:

Cidade Universitária, Centro de Ciências da Saúde, Núcleo de Pesquisas do Movimento Humano, Campus I, s/n - Castelo Branco, João Pessoa - PB, Brasil. 58051-900. piettra\_galvao@hotmail.com

## RESUMO

**Introdução:** O envelhecimento associa-se à redução da velocidade de contração e ativação das fibras musculares, influenciando a aptidão física e o desempenho funcional. **Objetivo:** Verificar o comportamento da taxa de desenvolvimento de força (TDF) e ativação neural em mulheres pós-menopausadas. **Métodos:** Vinte e quatro mulheres pós-menopausadas ( $63,2 \pm 5,6$  anos;  $154,5 \pm 7,3$  cm e  $64,7 \pm 7,6$  kg), funcionalmente independentes e fisicamente ativas, foram submetidas simultaneamente, à mensuração da força isométrica máxima e dos sinais eletromiográficos (EMG) dos seguintes músculos: vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e vasto medial (VM), durante uma extensão unilateral do joelho do membro dominante. Tais resultados foram utilizados para calcular a TDF, o impulso contrátil, em intervalos de 20 ms nos primeiros 200 ms da contração muscular pelo uso da curva força/tempo, a taxa de ativação EMG (TAE) e a amplitude média EMG, em intervalos de 40 a 80 ms do início da integração EMG pelo uso da curva EMG/tempo. **Resultados:** Os valores da força variaram entre 29,19 a 86,04 N.m; a TDF variou de 1459,42 N.m.s<sup>-1</sup> para 430,21 N.m.s<sup>-1</sup> em 20 ms e 200 ms respectivamente, apontando valores decrescentes com o tempo; para o impulso foram observados valores entre 0,65 a 11,07 N.m.s; na mesma direção da TDF, a TAE apresentou valores decrescentes para o VL ( $1676,08$  a  $844,41 \mu\text{Vs}^{-1}$ ), para o RF ( $1320,88$  a  $637,59 \mu\text{Vs}^{-1}$ ) e para o VM ( $1747,63$  a  $914,09 \mu\text{Vs}^{-1}$ ) em 20 e 200 ms, enquanto a amplitude EMG média teve valores de 33,77 a 50,32  $\mu\text{V}$  para o VL, de 24,93 a 38,07  $\mu\text{V}$  para o RF e de 37,07 a 54,78  $\mu\text{V}$  para o VM em 40 ms e 80 ms, respectivamente. **Conclusão:** Em mulheres pós-menopausadas, a velocidade de aumento, a manutenção da força e a ativação EMG não são suficientes para manter TDF e TAE crescentes, demonstrando um possível risco de incapacidades funcionais e ocorrência de quedas.

**Descritores:** envelhecimento; força muscular; eletromiografia.

## ABSTRACT

**Introduction:** Aging is associated with a reduction in the speed of contraction and activation of muscle fibers, influencing physical fitness and functional performance. **Objective:** To verify the rate of force development (RFD) and neural activation in postmenopausal women. **Methods:** Twenty-four postmenopausal women ( $63.2 \pm 5.6$  years;  $154.5 \pm 7.3$  cm and  $64.7 \pm 7.6$  kg) functionally independent and physically active were submitted simultaneously to the measurement of maximal isometric force and electromyographic signals (EMG) of the following muscles: vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and vastus medialis (VM) for a unilateral extension of the knee of the dominant limb. These results were used to calculate the RFD, the contractile impulse in 20-ms intervals during the first 200ms of the muscle contraction by the force/time curve, the EMG activation rate (EAR), and the mean EMG amplitude, at intervals of 40 to 80ms from the start of the EMG integration by using the EMG/time curve. **Results:** The force values ranged from 29.19 to 86.04Nm; the RFD varied from 1459.42 to 430.21N.m.s<sup>-1</sup> in 20ms and 200ms, respectively, indicating decreasing values with time; for the impulse values were observed between 0.65 and 11.07Nms; in the same direction of RFD, the EAR showed decreasing values for the VL ( $1676.08$  to  $844.41 \mu\text{Vs}^{-1}$ ), for the RF ( $1320.88$  to  $637.59 \mu\text{Vs}^{-1}$ ), and the VM ( $1747.63$  to  $914.09 \mu\text{Vs}^{-1}$ ) at 20 and 200ms, while the mean EMG amplitude had values of 33.77 to 50.32 $\mu\text{V}$  for the VL, 24.93 to 38.07 $\mu\text{V}$  for RF, and 37.07 to 54.78 $\mu\text{V}$  for the VM in 40ms and 80ms, respectively. **Conclusion:** In postmenopausal women, the increase rate, the maintenance of force, and the EMG activation are not sufficient to maintain the increase of RFD and EAR, demonstrating a potential risk of functional disabilities and falls.

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

## RESUMEN

**Introducción:** El envejecimiento se asocia con la reducción de la velocidad de contracción y la activación de las fibras musculares, que influyen la aptitud física y el rendimiento funcional. **Objetivo:** Comprobar la tasa de desarrollo de la fuerza (TDF) y la activación de las fibras musculares en mujeres posmenopáusicas. **Métodos:** Veinticuatro mujeres posmenopáusicas ( $63,2 \pm 5,6$  años;  $154,5 \pm 7,3$  cm y  $64,7 \pm 7,6$  kg), con independencia funcional y físicamente activas, fueron sometidas simultáneamente a la medición de la fuerza isométrica máxima y de las señales electromiográficas de los siguientes músculos: vasto lateral (VL), recto femoral (RF) y vasto medial (VM) para una extensión unilateral de la rodilla de la extremidad dominante. Estos resultados se utilizaron para calcular la TDF y el impulso contráctil en intervalos de 20 ms durante los primeros 200 ms de la contracción del

músculo mediante la curva fuerza/tiempo, la tasa de activación EMG (TAE) y la amplitud EMG media, a intervalos de 40 a 80 ms del inicio de la integración EMG, mediante el uso de la curva EMG/tiempo. Resultados: Los valores de fuerza variaron desde 29,19 hasta 86,04Nm; la TDF varió de 1.459,42N.m.s-1 hasta 430,21N.m.s-1 en 20 ms y 200 ms, respectivamente, lo que indica valores decrecientes con el tiempo; para el impulso, se observaron valores entre 0,65 y 11,07 N.m.s; en la misma dirección de la TDF, la TAE mostró valores decrecientes para VL (1676,08 a 844,41  $\mu$ Vs-1), para RF (1320,88 a 637,59  $\mu$ Vs-1) y para VM (1747,63-914,09  $\mu$ Vs-1) a 20 y 200 ms, mientras que el promedio de la amplitud EMG tuvo valores de 33,77 a 50,32  $\mu$ V para VL, de 24,93 a 38,07  $\mu$ V para RF y 37,07 a 54,78  $\mu$ V para VM en 40 ms y 80 ms, respectivamente. Conclusión: En las mujeres posmenopáusicas, la velocidad del aumento, el mantenimiento de la fuerza y la activación EMG no son suficientes para mantener la TDF y la TAE crecientes, lo que demuestra un posible riesgo de discapacidad funcional y caídas.

**Descriptor:** envejecimiento; fuerza muscular; electromiografía.

## INTRODUÇÃO

Concomitantemente com o processo de envelhecimento, ocorrem importantes alterações neuromusculares que podem influenciar a saúde e a qualidade de vida dos idosos<sup>1,2</sup> ao reduzir a independência funcional para a realização das tarefas diárias<sup>3</sup>, aumentar os riscos de quedas, fraturas, imobilizações, internação, isolamento social, depressão e mortalidade por todas as causas<sup>4</sup>.

Dentre as possíveis alterações neuromusculares decorrentes do envelhecimento, destaca-se a perda gradual dos neurônios motores espinhais<sup>5,6</sup>, responsável pela redução no tamanho e número de fibras musculares<sup>6</sup>, podendo resultar em uma diminuição significativa da massa e força muscular, condições estas, denominadas de sarcopenia e/ou dinapenia<sup>7</sup>.

Devido à sarcopenia, as fibras musculares de contração rápida, ou tipo II, são as mais prejudicadas pela denervação dos neurônios motores (NM), quando comparadas com as fibras de contração lenta ou tipo I<sup>8</sup>. Em termos de desempenho funcional, tal fato cresce em importância, haja vista que essas fibras têm papel de destaque em tarefas motoras que necessitem de movimentos rápidos e/ou de força, como por exemplo, em ações relacionadas com a recuperação do equilíbrio<sup>9</sup> ou durante a realização de tarefas simples do dia a dia, como caminhar ou subir escadas<sup>6</sup>.

A velocidade inicial do movimento é determinada pela taxa de desenvolvimento de força (TDF), obtida pela curva força/tempo, variável dependente de uma maior estimulação das fibras do tipo II<sup>8</sup>. Em relação ao componente neural, algumas das alterações ocorridas relacionadas à idade podem ser observadas por meio da taxa de ativação eletromiográfica (TAE)<sup>6</sup> ao mensurar-se a amplitude e duração dos potenciais de ação da unidade motora pelo uso da eletromiografia de superfície (EMG)<sup>10</sup>.

As alterações neuromusculares relacionadas ao envelhecimento são dependentes do sexo e apesar de os homens apresentarem maior velocidade de redução da força e da potência muscular, as mulheres podem ser mais vulneráveis, por apresentarem menor volume de massa muscular inicial, por apresentarem maior expectativa de vida e elevadas taxas de limitações funcionais<sup>11</sup>. Portanto, o conhecimento sobre o comportamento da TDF e da TAE, em mulheres pós-menopausadas, além de ampliar o conhecimento sobre a temática, pode contribuir para desenvolvimento das estratégias para a manutenção ou desaceleração das perdas musculares relacionadas com os efeitos deletérios do envelhecimento sobre a função neuromuscular e sobre o desempenho funcional.

Diante do exposto, o presente estudo teve como objetivo, verificar o comportamento da TDF e ativação neural em mulheres pós-menopausadas.

## MÉTODOS

Vinte e quatro mulheres pós-menopausadas (63,2±5,6 anos; 154,5±7,3 cm e 64,7±7,6 kg), funcionalmente independentes e fisicamente ativas no lazer, participaram da amostra deste estudo descritivo.

Para participar do estudo, as voluntárias não deveriam ser praticantes de treinamento de força (pelo menos nos últimos seis meses); serem normotensas ou terem a pressão arterial controlada, não relatarem lesões musculares ou articulares nos membros inferiores e serem capazes de entender os objetivos do estudo, bem como, as explicações relacionadas à realização do mesmo.

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Alagoas sob o número de protocolo 817.007, de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

A mensuração da força isométrica máxima e o sinal EMG foram avaliados simultaneamente. Durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foram realizadas três tentativas do movimento de extensão do joelho do membro dominante, em um ângulo articular de 60° (sendo o "0" correspondente a uma extensão completa) mensurado com auxílio de um goniômetro eletrônico (EMG System do Brasil, SP Ltda). A contração deveria ser mantida por cinco segundos e, em termos eletromiográficos, considerou-se o início da contração muscular, quando o torque (T) superou os sete e meio N.m. Para todas as variáveis, foi analisada a tentativa de teste que apresentou maior valor da CIVM.

Os testes foram realizados em uma cadeira de Bonnet adaptada, para evitar movimentos indesejáveis durante a realização do teste, o quadril foi fixado à cadeira com auxílio de cintas de lona. Nessa posição, o tornozelo era fixado à uma célula de carga (EMG System do Brasil, SP Ltda) com auxílio de uma braçadeira (localizada acima dos maléolos), ligada a uma corrente presa na extremidade fixa da cadeira.

O momento da CIVM ( $M_{CIVM}$ ) foi calculado com a equação 1, de acordo com os procedimentos propostos por Aagaard et al<sup>12</sup>.

$$M_{CIVM} = CIVM + Mg(N.m) \dots\dots\dots(1)$$

A correção pelo momento da gravidade (Mg) foi realizada conforme estudos semelhantes<sup>12-14</sup>, com auxílio da equação 2.

$$Mg = m.r.\text{sen}\theta \dots\dots\dots(2)$$

A massa da perna e do pé descrita por "m" foi estimada pela equação 3, que utiliza valores constantes publicados anteriormente<sup>15</sup>.

$$m = 0,0061 * \text{massa corporal} + \text{massa da corrente} \dots\dots(3)$$

A distância do eixo para o centro de massa foi denominada por "r", descrito na equação 4. E  $\theta$  é o ângulo formado entre o local da braçadeira na perna e o plano vertical<sup>15</sup>.

$$r = 0,606 * \text{comprimento da perna} \dots\dots\dots(4)$$

Imediatamente antes do início do teste os sujeitos realizaram uma sessão de familiarização e após três minutos de intervalo realizaram o teste propriamente dito. Todos os sujeitos foram instruídos a realizar a contração o mais rápido e vigorosamente possível<sup>16</sup>, recebendo durante a contração o encorajamento verbal dos avaliadores.

O cálculo da TDF foi obtido através dos valores médios da curva momento/tempo ( $\Delta\text{momento}/\Delta\text{tempo}$ ) durante os primeiros 200ms de contração, em intervalos de tempo de 20ms, sendo o impulso contrátil definido como a área sob a curva momento/tempo de 20ms até 200ms da contração muscular<sup>13</sup>.

Antes da realização do teste, os locais dos eletrodos foram cuidadosamente demarcados, realizou-se a tricotomia, abrasão e a limpeza da pele com álcool nos locais onde os eletrodos seriam fixados.

Os sinais EMG foram mensurados com eletrodos de superfície (Ag/AgCl-Meditrace 3M, SP, Brasil), simples diferencial, pré-amplificados, com uma distância inter-eletrodos de 20mm, posicionados nos ventres e longitudinalmente à direção das fibras musculares do vasto lateral (VL), medial (VM) e reto femoral (RF), como recomendado pelo manual: *Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles*<sup>17</sup>. Os sinais foram amplificados pelo eletromiógrafo de superfície (EMG System do Brasil, SP Ltda).

Os dados foram tratados retirando-se o componente contínuo (*off set*) e filtrados com *Butterworth* de quarta ordem em baixa e alta frequência (10-500Hz) no sinal EMG nos mesmos intervalos de tempo.

Todos os sinais (CVM e EMG) foram amostrados em 2000Hz. Analogamente à TDF, a TAE foi obtida através da curva EMG/tempo ( $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$ ) nos intervalos 0-40, 0-60 e 0-80ms do início da iEMG.

A integração EMG (iEMG) foi iniciada 70ms antes do início da contração muscular para considerar o atraso eletromecânico. Os intervalos de tempo para cálculo da TAE foram reduzidos em relação à TDF devido a uma diminuição da amplitude EMG que comumente ocorre no início da contração muscular (80-100ms)<sup>18,13</sup>. A amplitude média EMG (EMG médio) foi obtida pela razão entre o iEMG e pelo tempo de integração (iEMG/tempo) nos intervalos 0-40, 0-60 e 0-80ms da integração do EMG. Todas as medidas foram mensuradas por um único avaliador.

### Análise estatística

No programa estatístico SPSS versão 12.0 foram verificados a normalidade e homogeneidade dos dados com os testes de Shapiro-Wilk e Levene, bem como calculadas as médias e desvios-padrão para todas as variáveis do estudo. No programa Excel 2.0 (Microsoft, Estados Unidos) foram calculadas: a TDF, o Impulso, a TAE e o EMG médio.

## RESULTADOS

Os valores médios da força durante os primeiros 200ms de contração muscular em intervalos de 20ms apresentaram-se entre: 29,19 N.m no início da contração e 86,04 N.m nos 200ms da contração muscular, como pode ser observado na Figura 1.

Os valores da TDF ( $\Delta\text{momento}/\Delta\text{tempo}$ ), avaliados durante 200ms, em intervalos de tempo de 20ms, apresentaram valores decrescentes na força de acordo com o tempo (Figura 2). Nos intervalos de 0-20 e 0-200 os valores observados distribuíram-se entre: 1459,42 à 430,21 N.m.s<sup>-1</sup>.

A área sob a curva força-tempo, definida como o impulso contrátil, foi calculada no intervalo de 20 até 200ms em intervalos de 20ms desde o início da contração muscular (Figura 3), a delimitação da área de cada intervalo pode ser observada na Figura 1.

Nos intervalos de 0-40 a 0-200ms o impulso apresentou valores crescentes de 0,65 à 11,07 N.m.s, refletindo toda a história do tempo de contração muscular relacionada ao desenvolvimento da força.

A TAE ( $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$ ) foi obtida nos intervalos de 0-40, 0-60 e 0-80 ms relativos ao início da integração EMG e observou-se valores de 1320,88; 814,76 e 637,59  $\mu\text{Volt.s}$  para o músculo RF, 1676,08; 1107,60 e 844,41  $\mu\text{Volt.s}$  para o VL e 1747,63; 1224,19 e 914,09  $\mu\text{Volt.s}$  para o VM, conforme a Figura 4.

Ao se verificar a ativação neural eferente (iEMG/tempo de integração), a amplitude média EMG calculada nos intervalos de 0-40, 0-60 e 0-80ms no início da integração EMG (Figura 5) apresentou os valores de 24,93; 33,84 e 38,07  $\mu\text{Volt}$  para o RF, foram observados valores de 33,77, 44,76 e 50,32  $\mu\text{Volt}$  para o VL e observou-se valores de 37,07, 48,60 e 54,78  $\mu\text{Volt}$  para o VM. Assim, o músculo VM demonstrou maior ativação durante a extensão isométrica de joelho.

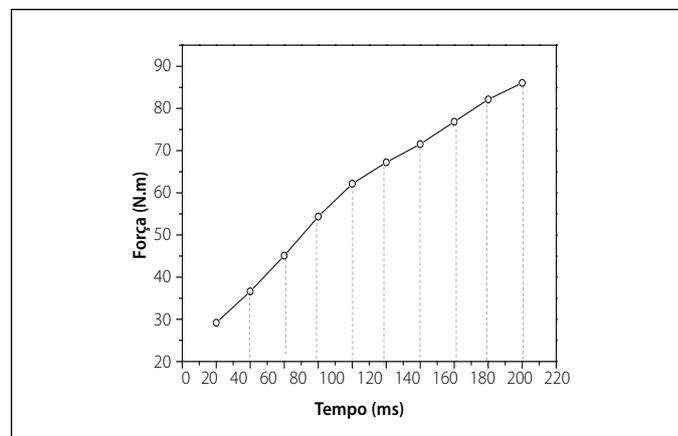


Figura 1. Curva força-tempo nos primeiros 200ms da contração muscular (n=24).

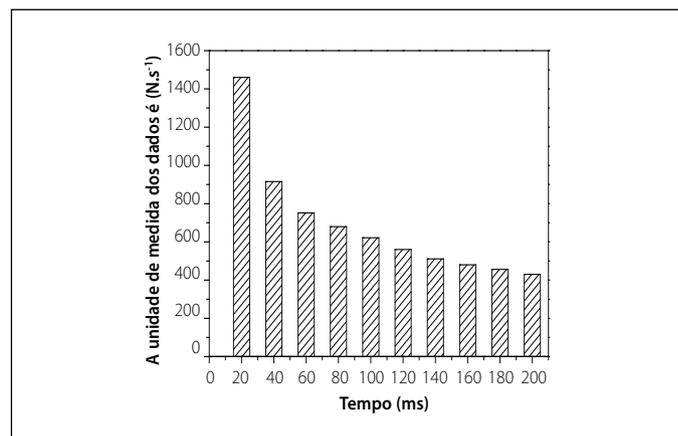


Figura 2. Taxa de desenvolvimento de força nos primeiros 200ms da contração muscular (n=24).

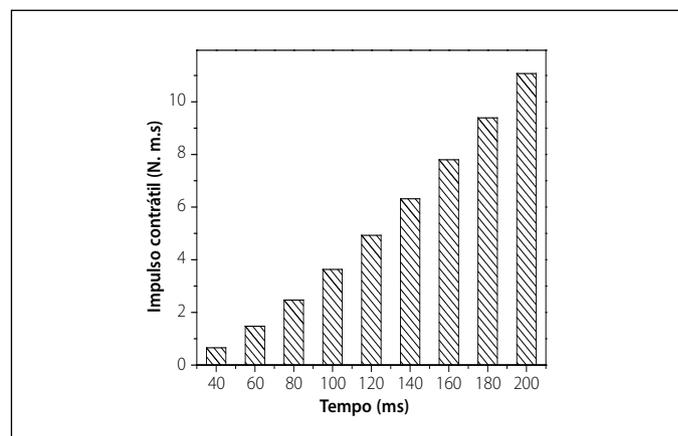


Figura 3. Impulso contrátil (n=24) m.

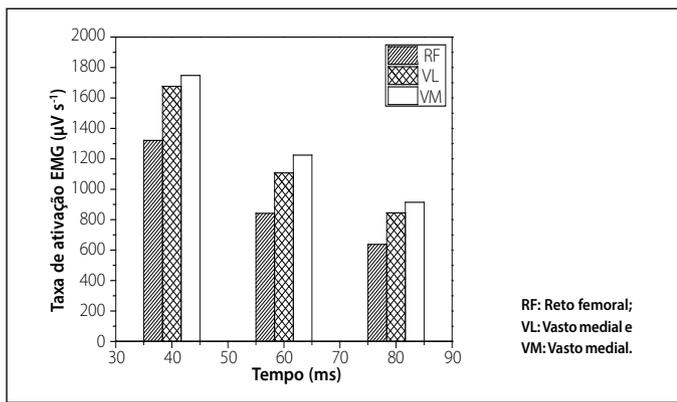


Figura 4. Taxa de ativação eletromiográfica ( $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$ ) (n=24).

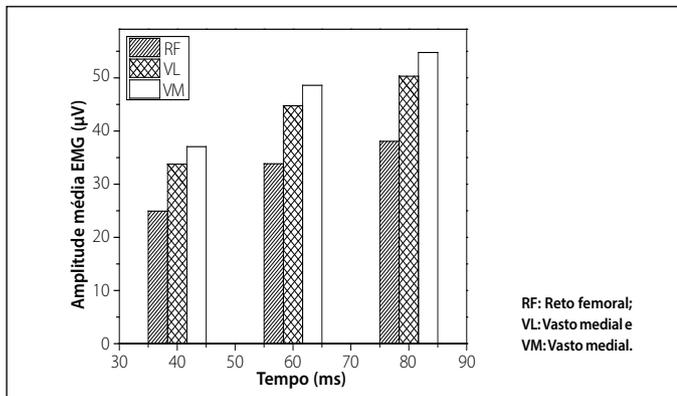


Figura 5. Amplitude média EMG (n=24).

## DISCUSSÃO

A proposta desse estudo foi verificar o comportamento da TDF e TAE em mulheres pós-menopausadas e fisicamente ativas. A curva força tempo, o impulso e a amplitude média EMG aumentaram com o tempo, enquanto observou-se valores decrescentes com o passar do tempo para a TDF e TAE para os músculos RF, VM e VL.

Em pessoas de meia idade e idosas em diversas situações da vida diária, como por exemplo: subir escadas, levantar da cadeira ou diante da necessidade de se reestabelecer a postura a fim de evitar quedas<sup>6</sup> é desejável que a TDF se mantenha em níveis adequados, principalmente, durante a fase inicial (0-200ms) da contração muscular<sup>8</sup>, ao invés de apenas uma elevada força de contração isométrica. Quando comparados com sujeitos jovens, em idosos, a redução da força e da TDF pode chegar a 50 e 51%, respectivamente, sendo ainda maior para as pessoas mais velhas<sup>19</sup>.

Nesse estudo observou-se uma curva força/tempo crescente durante os primeiros 200ms da contração muscular (Figura 1), entretanto, quando calculada a TDF ( $\Delta\text{momento}/\Delta\text{tempo}$ ) em intervalos de 20ms, pode-se observar um comportamento decrescente dos valores, com o decorrer do tempo (Figura 2). Embora a força seja elevada no momento muito inicial da contração muscular (0-20ms), a capacidade de gerar força rapidamente não é mantida, de modo que o aumento da força não se adapta a passagem do tempo. A redução da TDF observada neste estudo corrobora os verificados em outros estudos<sup>20-22</sup>. Suetta et al.<sup>23</sup> investigou sujeitos idosos de ambos os sexos e observou comportamento semelhante da TDF. Entretanto, em jovens, a TDF tende a apresentar valores crescentes com o aumento do tempo<sup>13,24,25</sup>.

A magnitude do impulso (Figura 3) reflete a velocidade angular e no presente estudo o impulso contrátil apresentou valores crescentes, refletindo assim, toda a história da contração a partir da integração de vários momentos da curva força/tempo, semelhante aos estudos de Suetta et al.<sup>23</sup> em idosos e Aagaard et al.<sup>13</sup> em jovens.

O processo de envelhecimento do sistema neuromuscular ao nível das unidades motoras pode explicar as possíveis causas dos diferentes comportamentos da TDF entre jovens e idosos. Com o passar dos anos, verifica-se uma atrofia seletiva dos NM das fibras tipo II ou de contração rápida<sup>18</sup>. Dessa forma, as fibras antes inervadas por NM com propriedades anaeróbias, sofrem um processo de remodelagem da unidade motora, e passam a ser inervadas por NM com propriedades oxidativas, alterando as propriedades das fibras tipo II para fibras tipo I<sup>26</sup>, o que pode influenciar diretamente a velocidade da geração de força no início da contração muscular.

De maneira semelhante à TDF, no decorrer da contração, a TAE ( $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$ ) apresentou valores decrescentes, nos músculos observados (VL, RF e VM) nos primeiros 80ms do início da integração EMG (Figura 4). Aagaard et al.<sup>13</sup> observou um comportamento crescente da TAE, entretanto, os autores utilizaram uma amostra de atletas jovens do sexo masculino submetidos ao treinamento de força. Lamentavelmente, nas buscas realizadas durante a revisão de literatura, não foram encontrados estudos que descrevessem os valores da TAE por intervalos de tempo em idosos.

A redução da TAE, durante os primeiros 80ms da contração muscular, pode ser resultado de modificações na variabilidade de descarga das UMs<sup>9</sup>, ocasionada pela predominância de UMs lentas. Assim, de modo semelhante à TDF, a TAE não conseguiu acompanhar a passagem do tempo, demonstrando uma lenta ativação das fibras musculares, o que pode refletir em maior risco de queda, fraturas e dependência funcional especialmente em mulheres após a menopausa.

Quando calculado o EMG médio com a integração da área sob a curva  $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$ , analogamente ao impulso contrátil, este demonstra o resumo de todo o período da contração muscular (0-80ms), pode-se observar valores crescentes no presente estudo para os músculos VM, RF e VL (Figura 5) semelhante aos estudos com jovens<sup>13</sup> e contrariamente aos valores decrescentes observados em idosos do grupo controle do estudo de Gurjão et al.<sup>27</sup>, provavelmente pela característica da amostra do presente estudo ser fisicamente ativa no lazer. Não foram observados outros estudos que tenham examinado o EMG médio dos músculos VL, RF e VM em mulheres de meia idade ou idosas.

Interessantemente, mesmo apresentando um comportamento decrescente da TAE devido a não sustentação da velocidade de ativação durante os primeiros 200ms da contração muscular, as UMs parecem aumentar a taxa de descarga durante o intervalo de 0-80ms, ao se observar um comportamento crescente do EMG médio. Visto que o número de UM é reduzido em idosos<sup>28</sup>, durante as contrações voluntárias, a taxa de descarga poderia aumentar, mesmo que insuficientemente, para aperfeiçoar as propriedades de somação do músculo esquelético e assim, promover uma adaptação neurofisiológica para a perda de UMs<sup>18</sup> que resulta no aumento do impulso contrátil.

O objetivo e métodos propostos para o presente estudo, não permitiram a verificação da capacidade adaptativa do sistema neuromuscular em relação a programas de intervenção, nem a comparação com mulheres jovens. Entretanto, verificaram-se resultados interessantes e pouco explorados, como por exemplo, o comportamento da variação da TDF, o impulso contrátil, a TAE e o EMG médio em mulheres de meia idade e idosas, após o período da menopausa, em músculos do membro inferior, devido à importância desses, no desempenho funcional e prevenção de quedas<sup>20,22,29</sup>.

## CONCLUSÃO

Verificou-se que em idosos, a taxa de desenvolvimento da força, apresenta um comportamento decrescente indicando a incapacidade do sistema neuromuscular dos músculos do quadríceps em gerar e man-

ter o aumento rápido da força de modo a superar a passagem do tempo no período muito inicial da contração muscular. Da mesma forma, a TAE demonstrou-se decrescente nos primeiros 80ms da integração EMG, indicando um aumento insuficiente na ativação neural no início da contração. O EMG médio apresenta comportamento crescente resultando no aumento do impulso contrátil, entretanto, conservando ainda, características lentas, o que em pessoas de meia idade e idosas resulta em maior risco de quedas e dependência funcional.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Dr. Per Aagaard pelos esclarecimentos sobre o tema desse estudo, bem como ao apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior – CAPES.

---

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

---

---

**CONTRIBUIÇÕES DOS AUTORES:** Cada autor contribuiu individual e significativamente para o desenvolvimento do manuscrito. PMGP (0000-0002-7278-2385)\* e AARG (0000-0002-4222-2264)\* foram os principais contribuintes na redação do manuscrito, avaliaram os dados e discutiram os resultados. ALFA (0000-0002-6479-7851)\* participou da concepção da proposta do estudo, coleta, tabulação e discussão dos resultados, ERLO (0000-0001-9310-2302)\* e MGDSC (0000-0002-5924-6625)\* realizaram a pesquisa bibliográfica, coleta, tabulação e revisão crítica da redação, MSCS (0000-0001-5566-3248)\* participou ativamente da discussão dos resultados, revisou e aprovou a versão final do trabalho. \*ORCID (*Open Researcher and Contributor ID*).

---

## REFERÊNCIAS

1. Caserotti P. Strength training in older adults: changes in mechanical muscle function and functional performance. *Open Sports Sci J*. 2010;3:62-6.
2. Manini TM, Hong SL, Clark BC. Aging and muscle: a neuron's perspective. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*. 2013;16(1):21-6.
3. Van Kan GA, Chumlea CWM, Gillette-Guyonnet S, Houles M, Dupuy CMSPT, Rolland Y. Clinical trials on sarcopenia: methodological issues regarding phase 3 trials. *Clin Geriatr Med*. 2011;17(3):471-82.
4. Janssen I. The epidemiology of sarcopenia. *Clin Geriatr Med*. 2011;27(3):355-63.
5. Holsgaard-Larsen A, Caserotti P, Puggaard L, Aagaard P. Stair-ascent performance in elderly women: effect of explosive strength training. *J Aging Phys Act*. 2011;19(2):117-36.
6. Aagaard P, Suetta C, Caserotti P, Magnusson SP, Kjaer M. Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(1):49-64.
7. Manini TM, Clark BC. Dynapenia and aging: an update. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2012;67(1):28-40.
8. Klass M, Baudry S, Duchateau J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *J Appl Physiol*. 2008;104(3):739-46.
9. Caserotti P, Aagaard P, Larsen JB, Puggaard L. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scand J Med Sci Sports*. 2008;18(6):773-82.
10. Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev*. 2003;31:61-7.
11. Sirola J, Kröger H. Similarities in acquired factors related to postmenopausal osteoporosis and sarcopenia. *J Osteoporos*. 2011;2011:536735.
12. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Moment and power generation during maximal knee extensions performed at low and high speeds. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1994;69:376-81.
13. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol*. 2002;93(4):1318-26.
14. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand*. 1995;154:421-7.
15. Winter DA. Biomechanics of human movement. John Wiley & Sons, Inc.; New York:1979.
16. Sahaly R, Vandewalle H, Driss T, Monod H. Surface electromyograms of agonist and antagonist muscles during force development of maximal isometric exercises-effects of instruction. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89(1):79-84.
17. Hermens HJ, Freniks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:361-74.
18. Roos MR, Rice CL, Vandervoort AA. Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve*. 1997;20:679-90.
19. Barry BK, Warman GE, Carson RG. Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Exp Brain Res*. 2005;162(1):122-32.
20. Gurjão ALD, Gobbi LTB, Carneiro NH, Gonçalves R, de Moura RF, Cyrino ES, et al. Effect of strength training on rate of force development in older women. *Res Quartely Exerc Sport*. 2012;83(2):268-75.
21. Amaral JF, Castro EA, Doimo LA, da Silva MV, Novo Jr JM. Mudanças no desenvolvimento temporal da força em mulheres de diferentes faixas etárias. *Rev Bras Med Esporte*. 2015;21(1):70-4.
22. Amaral JF, Castro EA, Mancini M, Doimo LA, Novo Jr JM. Taxa de desenvolvimento da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres idosas. *Motricidade*. 2012;8(52):454-61.
23. Suetta C, Aagaard P, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M, et al. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *J Appl Physiol*. 2004;97(5):1954-61.
24. Farup J, Sørensen H, Kjølhede T. Similar changes in muscle fiber phenotype with differentiated consequences for rate of force development: endurance versus resistance training. *Hum Mov Sci*. 2014;34(1):109-19.
25. Holtermann A, Roeleveld K, Vereijken B, Ettema G. The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. *Eur J Appl Physiol*. 2007;99(6):605-13.
26. Akatani K, Mita K, Watakabe M, Ito K. Age-related change in motor unit activation strategy in force production: AA mechanomyographic investigation. *Muscle Nerve*. 2002;25(4):505-12.
27. Gurjão ALD, Gonçalves R, de Moura RF, Gobbi S. Acute effect of static stretching on rate of force development and maximal voluntary contraction in older women. *J Strength Cond Res*. 2009;23(7):2149-54.
28. Kaya RD, Nakazawa M, Hoffman RL, Clark BC. Interrelationship between muscle strength, motor units, and aging. *Exp Gerontol*. 2013;48(9):920-5.
29. Vandervoort AA. Aging of the human neuromuscular system. *Muscle Nerve*. 2002;25:17-25.