

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
Programa de Pós-Graduação em Educação Física
Mestrado em Educação Física – Aspectos Biodinâmicos do Movimento
Humano

Josária Ferraz Amaral

ASPECTOS NEUROMUSCULARES E BIODINÂMICOS RELACIONADOS À
IDADE NOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE MULHERES

JUIZ DE FORA
2013

JOSÁRIA FERRAZ AMARAL

**ASPECTOS NEUROMUSCULARES E BIODINÂMICOS RELACIONADOS À
IDADE NOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE MULHERES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação/Mestrado em Aspectos Biodinâmicos do Movimento Humano da Faculdade de Educação Física e Desportos (FAEFID) da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Jr.

JUIZ DE FORA

2013

Amaral, Josária Ferraz.

Aspectos neuromusculares e biodinâmicos relacionados à idade nos membros superiores e inferiores de mulheres / Josária Ferraz Amaral. – 2013.

77 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2013.

1. Envelhecimento. 2. Exercício isométrico. 3. Mulheres. I. Título.

**ASPECTOS NEUROMUSCULARES E BIODINÂMICOS RELACIONADOS À
IDADE NOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE MULHERES**

Josária Ferraz Amaral

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Júnior

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação/Mestrado em Aspectos Biodinâmicos do Movimento Humano da Faculdade de Educação Física e Desportos (FAEFID) da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em Educação Física.

Data da Aprovação: __/__/____

BANCA EXAMINADORA

ORIENTADOR

Prof. Dr. José Marques Novo Jr
Universidade Federal de São Carlos

MEMBRO

Prof. Dr. Rodrigo Gonçalves Dias
Instituto do Coração (InCor) - Hospital das Clínicas da Faculdade
de Medicina da USP

MEMBRO

Prof. Dr. Leonice Aparecida Doimo
Universidade Federal de Viçosa

Aos meus pais, Maria das Dores Ferraz Amaral e José Messias de Oliveira Amaral, pelo apoio nos momentos difíceis e por estarem sempre ao meu lado me incentivando. Ao meu amor, Marcus Vinícius, por ser o grande responsável por eu ter chegado até aqui.

"... a poesia ou a arte são um modo específico de pensamento, que acaba acarretando o mesmo que o conhecimento científico acarreta [...], só que por outras vias. A arte difere da ciência apenas pelo seu método, ou seja, pelo modo de vivenciar, vale dizer psicologicamente."

Lev Semenovitch Vygotsky

AGRADECIMENTOS

A Deus pela vida, sabedoria e discernimento para as escolhas.

Aos meus pais, Maria das Dores Ferraz Amaral e José Messias de Oliveira Amaral, pelo amor incondicional e por lutar para que eu chegasse até aqui.

Especialmente, agradeço ao meu noivo Marcus, por estar sempre ao meu lado e com muito amor e carinho, dar-me base para que eu conseguisse trilhar esse caminho da melhor forma possível. Não há palavras para agradecê-lo.

Aos meus tios, Ângela, Egnaldo, Eliana, Jamir e Vera, pelo constante incentivo. Eles são muito importantes para mim.

À minha avó Terezinha, pelas orações e enorme carinho em todos os momentos da minha vida.

Ao professor Marques, por promover o meu crescimento pessoal e profissional. Conviver com ele durante esses anos foi muito importante em todos os aspectos da minha vida.

À professora Leonice Doimo, pela parceria que tornou possível a concretização deste trabalho e pela solicitude e conhecimento empregados ao mesmo.

Ao professor Jorge Perrou, pela disponibilidade e solidariedade. Ele deixou suas marcas em todas as fases deste trabalho.

Ao secretário da pós-graduação, Roberto, por estar sempre disposto a me ajudar.

Aos professores Rodrigo Dias, Leonice Doimo, Henrique Mansur e Mateus Laterza por aceitarem fazer parte da banca examinadora desta dissertação, cuja contribuição intelectual o enriquecerá muito.

À amiga Marcelly Mancini, por me acompanhar nesse percurso com companheirismo e otimismo. Obrigada pela constante disponibilidade e pelas palavras de conforto nos momentos de desespero.

Eliane Castro, muitíssimo obrigada por tudo. Este trabalho não seria possível sem você.

Ao Felipe Alvim, pela disponibilidade em me auxiliar na construção deste trabalho.

Fred Frizero, Letícia Moreira, Josiane Almeida, Marcelly Mancini, e Marcos Paulo Azevedo, agradeço pela disponibilidade que tiveram, assim como pelo compromisso e responsabilidade em participar das coletas de dados. Este trabalho só foi possível também pela contribuição de vocês.

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

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a realização desta dissertação.

RESUMO

ASPECTOS NEUROMUSCULARES E BIODINÂMICOS RELACIONADOS À IDADE NOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DE MULHERES

O envelhecimento é um processo multifatorial que provoca mudanças na quantidade e na qualidade da musculatura esquelética. A atrofia muscular, juntamente com prejuízos funcionais, está associada a um estado prejudicado de saúde com altas perdas pessoais. Estudos têm demonstrado que a habilidade de gerar força rapidamente pode ser mais funcionalmente relevante do que a capacidade de força máxima, uma vez que muitas das atividades da vida diária são caracterizadas pelo limitado tempo de desenvolvimento de força (50-200ms), o qual é consideravelmente menor do que o necessário para alcançar a força máxima (≥ 300 ms). Todavia, as alterações relacionadas à idade não ocorrem de forma homogênea entre os grupos musculares. Com base na carência de estudos com propósito de analisar os aspectos neuromusculares e biodinâmicos nos membros superiores e inferiores relacionados à idade em mulheres, que são caracterizadas por apresentar as maiores taxas de incapacidade e longevidade, este trabalho objetivou investigar em mulheres de diferentes faixas etárias: se a força, a massa livre de gordura (MLG) e a potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores são afetadas na mesma magnitude pelo envelhecimento (Estudo 1) e as mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força de preensão manual e dos extensores do joelho (Estudo 2). No primeiro estudo, analisou-se a força isométrica máxima de preensão manual e de extensão do joelho, a potência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores da mão e do vasto lateral por meio da variável *root mean square* normalizada pela MLG do membro dominante (RMSn) e a MLG por meio da absorptometria radiológica de dupla energia em 63 mulheres subdivididas em três grupos (JO. n=33, 24,7 \pm 3,5 anos; MI. n=15, 58,6 \pm 4,2 anos; ID. n=15, 72,0 \pm 4,2 anos). A força de preensão 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 RMSn foram semelhante 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). No Estudo 2,

foram avaliados a MLG, a força isométrica máxima de preensão manual e de extensão do joelho, bem como o desenvolvimento temporal da força durante os referidos testes, em 52 mulheres subdivididas em três grupos (JO. n=24, 25,2±3,7 anos; MI. n=13, 58±4,2 anos; ID. n=15, 71,3±3,9 anos). Foram observados entre os grupos valores semelhantes de força ($p=0,831$) e MLG ($p=0,207$) do membro superior. A taxa de desenvolvimento da força (TDF) foi menor nos intervalos iniciais da contração muscular (0-50 e 0-100ms) nos grupos MI ($p=0,005$ e $p=0,000$, para 50ms e 100ms, respectivamente) e ID ($p=0,003$ e $p=0,000$, para 50ms e 100ms, respectivamente). A MLG e força do membro inferior foi menor nos grupos MI ($p=0,006$, $p=0,014$, respectivamente) e ID ($p<0,000$, $p=0,000$, respectivamente) em comparação ao JO. Já a TDF dos extensores do joelho foi semelhante no grupo MI ($p>0,05$), porém, menor no grupo ID ($p<0,05$) em comparação ao JO, em todos os intervalos analisados. De acordo com os resultados dos Estudos 1 e 2, os membros inferiores são mais afetados pelo processo de envelhecimento. Dessa forma, a definição de uma estratégia de treinamento adequado para mulheres idosas e de meia idade, sobretudo, dos membros inferiores, de forma a possibilitar uma manutenção da funcionalidade e qualidade de vida dessa população faz-se necessária.

Palavras-chave: Envelhecimento; exercício isométrico; mulheres.

ABSTRACT

NEUROMUSCULAR AND BIODYNAMIC ASPECTS RELATED TO AGE IN THE SUPERIOR AND LOWER LIMBS OF WOMEN

Aging is a multifactorial process that causes changes in the quantity and quality of skeletal muscle. Muscle atrophy, along with functional impairment, is associated with an impaired state of health with high personal losses. Studies have shown that the ability to generate force quickly may be more functionally relevant than the capacity of maximum force, since many of the activities of daily life are characterized by limited time of force development (50-200ms), which is considerably less than that required to achieve maximum force (≥ 300 ms). However, the age-related changes do not occur evenly among muscle groups. Based on the lack of studies which analyze the neuromuscular and biodynamic aspects in the superior and lower limbs in related to age women, which are characterized by having the highest rates of disability and longevity, this study aimed to investigate in women of distinct age group: whether the strength, the fat-free mass (FFM) and the power of the electromyography signal of upper and lower limbs are affected in the same magnitude by aging (Study 1) and age-related changes in the temporal development of force of handgrip and knee extensors (study 2). In the first study, we analyzed the maximal isometric strength of handgrip and knee extension, the power of the electromyography signal of the flexor muscles of the hand and the vastus lateralis through the root mean square variable normalized by the FFM of the dominant limb (RMSn) and the FFM by Dual-energy X-ray absorptiometry in 63 women, subdivided in three groups (JO. $n=33$, 24.7 ± 3.5 years; MI. $n=15$, 58.6 ± 4.2 years; ID. $n=15$, 72.0 ± 4.2 years). The handgrip strength was similar among groups ($p=0.523$), the FFM of the upper limb was lower in group ID in compared JO ($p=0.108$) and the RMSn values of the hand flexors was similar among groups ($p=0.754$). However, the strength of the knee extensors, the FFM of the lower limb and the RMSn values of the vastus lateralis were lower in group MI ($p=0.014$, $p=0.006$ e $p=0.013$, respectively) and ID ($p=0.000$, $p=0.000$ e $p<0.000$, respectively) in compared JO. In Study 2, we assessed the FFM, maximal isometric strength of handgrip and knee extension and the temporal development of force during those tests in 52 women, subdivided in three groups (JO. $n=24$, 25.2 ± 3.7 years; MI. $n=13$, 58 ± 4.2 years; ID. $n=15$, 71.3 ± 3.9 years). Values were similar in

strength ($p=0.831$) and FFM ($p=0.207$) of the upper limb. The rate of force development (RFD) was lower in the initial periods of muscle contraction (0-50 and 0-100ms) in the MI group ($p=0.005$ and $p=0.000$ for 50ms and 100ms, respectively) and ID ($p=0.003$ $p=0.000$ for 50ms and 100ms, respectively). The FFM and lower limb strength was lower in the MI group ($p=0.006$, $p =0.014$, respectively) and ID ($p<0.000$, $p=0.000$, respectively) compared to the JO. Already the RFD of the knee extensors was similar in the MI group ($p>0.05$), but lower in the ID group ($p<0.05$) compared to the JO in all analyzed intervals. According to the results of Studies 1 and 2, the lower limbs are most affected by the aging process. Thus, it is necessary to develop a strategy of adequate training for elderly and middle-aged women, especially for the lower limbs, in order to maintain function and quality of life for this population.

Keywords: Aging; exercise isometric; women.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ESTUDO 2. Mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força dos membros superiores e inferiores em mulheres

Figura 1. Exemplo de curva típica da força muscular obtida nos testes de esforço isométrico.....45

Figura 2. Taxa de desenvolvimento da força de preensão manual.....49

Figura 3. Taxa de desenvolvimento da força dos extensores do joelho.....49

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 1. Diferenças no declínio da força, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico entre os membros superiores e inferiores em mulheres de meia idade e idosas

Tabela 1. Descrição das principais características das voluntárias30

Tabela 2. Comparação dos níveis de força, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico do membro superior dominante.....31

Tabela 3. Comparação dos níveis de força, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico do membro inferior dominante31

ESTUDO 2. Mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força dos membros superiores e inferiores em mulheres

Tabela 1. Descrição das características gerais das voluntárias46

Tabela 2. Coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre as tentativas de força máxima para ambos os testes.....47

Tabela 3. Parâmetros do desenvolvimento temporal da força de preensão manual.....48

Tabela 4. Parâmetros do desenvolvimento temporal da força dos extensores do joelho48

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ESTUDO 1. Diferenças no declínio da força, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico entre os membros superiores e inferiores em mulheres de meia idade e idosas

DXA. absorptometria radiológica de dupla energia

EMG. eletromiografia

FEJ. força extensores do joelho

FM. flexores da mão

FPM. força preensão manual

ID. idosas

IMC. índice de massa corporal

JO. jovem

MI. meia idade

MG. massa de gordura

MLG. massa livre de gordura

MLGA. massa livre de gordura apendicular

MMII. membro inferior

MMSS. membro superior

RMSn. root mean square normalizado

SENIAN. European Recommendations for Surface Electromyography

VL. vasto lateral

ESTUDO 2. Mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força dos membros superiores e inferiores em mulheres

CCI. coeficiente de correlação intraclasse

DXA. absorptometria radiológica de dupla energia

EMG. eletromiografia

Fmax. força máxima

IC. intervalo de confiança

ID. idosas

IMC. índice de massa corporal

JO. jovem

MI. meia idade

MG. massa de gordura

MLG. massa livre de gordura

MMII. membro inferior

MMSS. membro superior

T_Fmax. tempo necessário para alcançar a força máxima

TDF. taxa de desenvolvimento da força

TDFn. taxa de desenvolvimento da força normalizada pela força máxima

LISTA DE SÍMBOLOS

ESTUDO 2. Mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força dos membros superiores e inferiores em mulheres

Δ . delta

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	16
1.1 OBJETIVOS	18
1.2 REFERÊNCIAS	18
2. DESENVOLVIMENTO	21
2.1 ESTUDO 1. DIFERENÇAS NO DECLÍNIO DA FORÇA, MASSA LIVRE DE GORDURA E POTÊNCIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO ENTRE OS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES EM MULHERES DE MEIA IDADE E IDOSAS	22
2.1.1 RESUMO.....	23
2.1.2 ABSTRACT.....	24
2.1.3 INTRODUÇÃO.....	25
2.1.4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	26
2.1.5 RESULTADOS.....	30
2.1.6 DISCUSSÃO.....	31
2.1.7 CONCLUSÃO.....	34
2.1.8 AGRADECIMENTOS.....	34
2.1.9 REFERÊNCIAS.....	34
2.2 ESTUDO 2. MUDANÇAS RELACIONADAS À IDADE NO DESENVOLVIMENTO TEMPORAL DA FORÇA DOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES EM MULHERES	38
2.2.1 RESUMO.....	39
2.2.2 ABSTRACT.....	40
2.2.3 INTRODUÇÃO.....	41
2.2.4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
2.2.5 RESULTADOS.....	46
2.2.6 DISCUSSÃO.....	50
2.2.7 CONCLUSÃO.....	53
2.2.8 AGRADECIMENTOS.....	53
2.2.9 REFERÊNCIAS.....	54
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS	56
APÊNDICE A	57
ANEXO A	59
ANEXO B	61
ANEXO C	70

1 INTRODUÇÃO GERAL

O envelhecimento é um processo multifatorial que provoca mudanças na quantidade e na qualidade da musculatura esquelética¹. A atrofia muscular juntamente com prejuízos funcionais está associada a um estado prejudicado de saúde com altas perdas pessoais, tais como debilidade física², aumento do risco de quedas e fraturas³, prejuízo na habilidade de executar atividades da vida diária⁴, pior qualidade de vida e aumento no risco de morte⁵.

O declínio na força muscular voluntária máxima com o envelhecimento está relacionado a várias alterações nos sistemas musculoesquelético e nervoso⁶. Uma reduzida capacidade de gerar força pode, pelo menos em parte, ser representada por uma redução da qualidade muscular, ou seja, da capacidade intrínseca de gerar força, devido a fatores tais como alterações nas propriedades metabólicas e contráteis das fibras musculares^{7,8}, no acoplamento excitação-contração^{9,10}, na arquitetura muscular e no comprimento e complacência do tendão^{11,12}.

As oscilações nos níveis força, todavia, não sofrem influência apenas da idade, mas também do grupo muscular, tipo e intensidade da contração muscular, bem como do estado de atividade física do indivíduo¹³. Estudos anteriores sugerem ainda que a taxa de declínio da força muscular nos membros superiores e inferiores seja diferente com o avançar da idade^{14,15,16}.

A habilidade de um músculo gerar força pode ser mensurada isométrica, isocinética ou isotonicamente. Nesse contexto, a força muscular tem sido investigada, principalmente por meio da força isométrica máxima devido ao fato de esse método proporcionar uma mensuração relativamente simples, de baixo custo e não invasiva².

Embora os membros inferiores sejam mais relevantes do que os membros superiores para a marcha e função física, a força de preensão manual tem sido amplamente utilizada¹⁷. A força isométrica de preensão manual tem sido fortemente relacionada à potência muscular da extremidade inferior, torque de extensão de joelho e área muscular de corte transversal de panturrilha², bem como à limitação de mobilidade^{18,19}. Diversos estudos^{20,21} têm demonstrado ainda a ocorrência de uma redução na força de preensão em todas as causas de mortalidade em pessoas idosas.

Adicionalmente, estudos têm apontado que a habilidade de gerar rapidamente força pode ser mais funcionalmente relevante do que a capacidade de força

máxima^{22,23}, uma vez que muitas das atividades da vida diária são caracterizadas pelo limitado tempo de desenvolvimento de força (50-200ms), o qual é consideravelmente menor do que o necessário para alcançar a força máxima²⁴ (\geq 300 ms). Assim, ressalta-se a relevância de investigar o comportamento da força no tempo, uma vez que esses parâmetros podem auxiliar na melhor compreensão do fenômeno.

A curva força-tempo de uma contração voluntária máxima típica consiste de: 1) fase de geração de força, que envolve rápido desenvolvimento de força; 2) pico de força; e 3) fase de decaimento da força ao longo do tempo^{25,26}. Baseados nesse comportamento, diversos estudos, em busca de informações detalhadas acerca do desenvolvimento da força no tempo, têm utilizado a curva força-tempo em diferentes contextos^{25,27,28,29,30}. No entanto, fazem-se necessários trabalhos com o propósito de investigar as diferentes fases da curva força-tempo em mulheres de meia idade e idosas, que são caracterizadas por apresentar as maiores taxas de incapacidade e longevidade³¹.

Diante da necessidade de entender o comportamento da força muscular durante o esforço isométrico máximo, tem-se, ainda, a possibilidade de utilizar a análise do sinal eletromiográfico obtido durante as contrações. A eletromiografia detecta a atividade mioelétrica associada à contração muscular e tem revelado importantes alterações neurais associadas ao envelhecimento e à função física^{6,32}.

Com base na carência de estudos com propósito de analisar os aspectos neuromusculares e biodinâmicos nos membros superiores e inferiores em mulheres de diferentes faixas etárias, seria oportuno investigar a força isométrica máxima e o desenvolvimento temporal da força de extensão do joelho e de preensão manual e a massa livre de gordura, bem como a atividade elétrica dos músculos envolvidos nessas ações musculares, em mulheres de meia idade e idosas, comparando-as com mulheres jovens. Os resultados obtidos a partir dessas avaliações poderão contribuir para a melhor compreensão das alterações funcionais decorrentes do processo de envelhecimento.

1.1 OBJETIVOS

O presente estudo teve como objetivo investigar em mulheres de diferentes faixas etárias:

- se a força, a massa livre de gordura e a potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores são afetados na mesma magnitude pelo envelhecimento;
- as mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força de preensão manual e dos extensores do joelho.

1.2 REFERÊNCIAS

1. 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):109-117.
2. 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):1851-1860.
3. Topinková E. Aging, Disability and Frailty. *Ann Nutr Metab.* 2008; 52(Suppl. 1):6-11.
4. Michael J, Hartman DAF, Nuala M, et al. Resistance training improves metabolic economy during functional tasks in older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2007;21(1):91–95.
5. Cawthon PM, Marshall LM, Michael Y, Dam TT, Ensrud KE, Barrett-Connor E, et al. Frailty in Older Men: Prevalence, Progression, and Relationship with Mortality. *J Am Geriatr Soc.* 2007; 55(8):1216-1223.
6. Klass M, Baudry S, Duchateau J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100(5):543-551.
7. Roos MR, Rice CL, Connelly DM, Vandervoort AA. Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle Nerve.* 1999; 22(8):1094-1103.
8. Klein CS, Marsh GD, Petrella RJ, Rice CL. Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. *Muscle Nerve.* 2003; 28(1):62-68.
9. Delbono O. Neural control of aging skeletal muscle. *Aging Cell.* 2003; 2(1):21-29.
10. Tracy BL, Maluf KS, Stephenson JL, Hunter SK, Enoka RM. Variability of motor unit discharge and force fluctuations across a range of muscle forces in older adults. *Muscle Nerve.* 2005; 32(4):533-540.
11. Narici MV, Maffulli N, Maganaris CN. Ageing of human muscles and tendons. *Disabil Rehabil.* 2008;30(20-22):1548-1554.

12. Narici MV, Maganaris CN. Plasticity of the Muscle-Tendon Complex With Disuse and Aging. *Exerc Sport Sci Rev.* 2007; 35(3):126-134
13. Enoka RM, Christou EA, Hunter SK, Kornatz KW, Semmler JG, Taylor AM, et al. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(1):1-12.
14. 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): 148-156.
15. 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):188-194.
16. 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-B217.
17. Cruz-Jentoft AJ, Baeyens JP, Bauer JM, Boirie Y, Cederholm T, Landi F, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing.* 2010; 39(4):412-423.
18. Thomas S. Handgrip strength cut points to screen older adults at risk for mobility limitation: a commentary. *J Am Geriatr Soc.* 2011;59(3):555-556.
19. Sallinen J, Stenholm S, Rantanen T, Heliövaara M, Sainio P, Koskinen S. Hand-Grip Strength Cut Points to Screen Older Persons at Risk for Mobility Limitation. *J Am Geriatr Soc.* 2010; 58(9):1721-1726.
20. Sasaki H, Kasagi F, Yamada M, Fujita S. Grip Strength Predicts Cause-Specific Mortality in Middle-Aged and Elderly Persons. *Am J Med.* 2007; 120(4):337-342.
21. Bohannon RW. Hand-Grip Dynamometry Predicts Future Outcomes in Aging Adults. *J Geriatr Phys Ther.* 2008; 31(1):3-10.
22. Watanabe K, Tsubota S, Chin G, Aoki M. Differences in Parameters of the Explosive Grip Force Test Between Young and Older Women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011; 66A(5): 554-558.
23. Thompson BJ, Ryan ED, Sobolewski EJ, Conchola EC, Cramer JT. Age related differences in maximal and rapid torque characteristics of leg extensors and flexors in young, middle-aged and men. *Exp Gerontol.* 2013; 48:277-282.
24. 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; 93:1318–26.
25. Househam E, McAuley J, Charles T, Lightfoot T, Swash M. Analysis of force profile during a maximum voluntary isometric contraction task. *Muscle Nerve.* 2004; 29(3):401-408.
26. Helliwell P, Howe A, Wright V. Functional assessment of the hand: reproducibility, acceptability, and utility of a new system for measuring strength. *Ann Rheum Dis.* 1987;46:203-208.

27. Shechtman O, Sindhu BS, Davenport PW. Using the Force-Time Curve to Detect Maximal Grip Strength Effort. *J Hand Ther.* 2007; 20(1):37-48.
28. Sindhu BS, Shechtman O. Using the Force-Time Curve to Determine Sincerity of Effort in People with Upper Extremity Injuries. *J Hand Ther.* 2007; 24(1):22-30.
29. Kamimura T, Ikuta Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. *J Rehabil Med.* 2001; 33:225-229.
30. Ikemoto Y, Demura S, Yamaji S, Minami M, Nakada M, Uchiyama M. Force-time parameters during explosive isometric grip correlate with muscle power. *Sport Sciences for Health.* 2007; 2(2):64-70.
31. Doherty TJ. Physiology of aging. Invited review: aging and sarcopenia. *J Appl Physiol.* 2003; 95:1717-1727.
32. Clark DJ, Patten C, Reid KF, Carabello RJ, Phillips EM, Fielding RA. Impaired Voluntary Neuromuscular Activation Limits Muscle Power in Mobility-Limited Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2010;65A(5):495-502.

2 DESENVOLVIMENTO

Esta pesquisa atendeu às normas do Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96, de 10/10/1996 para a realização de pesquisas em seres humanos. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF) protocolo CEP/UFJF 2451.191.2011, parecer n.º 201/2011 (ANEXO A). A amostra foi do tipo não-probabilística e intencional, sendo constituída, inicialmente, por 81 mulheres. Contudo, foram utilizados nas análises deste trabalho apenas as voluntárias que participaram de todas as avaliações propostas. Dessa forma, a amostra foi composta por 63 mulheres, estratificadas de acordo com a idade cronológica em grupo jovem, meia idade e idosas. Todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A). As coletas dos dados foram realizadas na Universidade Federal de Viçosa.

O presente trabalho foi elaborado de acordo com as normas estabelecidas pelo Programa de Mestrado em Educação Física/Aspectos Biodinâmicos do Movimento Humano/UFJF. A estrutura desta dissertação foi composta por dois artigos intitulados: "Diferenças no declínio da força, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico entre os membros superiores e inferiores em mulheres de meia idade e idosas" e "Mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força dos membros superiores e inferiores em mulheres".

Adicionalmente são apresentados dois artigos produzidos e publicados durante o mestrado. O artigo "Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements" foi publicado no periódico *Revista Brasileira de Fisioterapia* no volume 16, número 2 de 2012 (ANEXO B). Esse estudo teve como objetivo comparar a exatidão e a precisão das medidas de três dinamômetros de preensão manual distintos, bem como analisar a possível influência do perfil de empunhadura dos instrumentos. Já o artigo intitulado "Taxa de desenvolvimento da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres idosas" foi publicado no periódico *Motricidade* no volume 8 de 2012. Esse artigo foi produto de análises preliminares dos dados do grupo experimental desta pesquisa (ANEXO C).

2.1 ESTUDO 1. DIFERENÇAS NO DECLÍNIO DA FORÇA, MASSA LIVRE DE GORDURA E POTÊNCIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO ENTRE OS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES EM MULHERES DE MEIA IDADE E IDOSAS

2.1 DIFERENÇAS NO DECLÍNIO DA FORÇA, MASSA LIVRE DE GORDURA E POTÊNCIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO ENTRE OS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES EM MULHERES DE MEIA IDADE E IDOSAS

2.1.1 RESUMO

Contextualização: O envelhecimento é um processo multifatorial que provoca mudanças na quantidade e na qualidade da musculatura esquelética. **Objetivo:** O presente estudo teve como objetivo investigar se a força, a massa livre de gordura (MLG) e a potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores são afetadas pelo envelhecimento na mesma magnitude. **Métodos:** A amostra foi constituída por 63 mulheres subdividas 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 da mão e vasto lateral durante os testes de preensão manual e de extensão do joelho, respectivamente. A MLG foi avaliada por meio da absorptometria radiológica de dupla energia. **Resultados:** A força de preensão 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) foi semelhante 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 sugerem que a força e a MLG dos membros inferiores possam ser mais afetados pelo processo de envelhecimento do que a dos membros superiores. Esse declínio mais acentuado nos membros inferiores parece estar relacionado a adaptações neuromusculares devido às modificações na demanda por atividades físicas com a idade.

Palavras-chave: Envelhecimento; força muscular; eletromiografia.

2.1 DIFFERENCES IN THE DECLINE OF THE STRENGTH, FAT FREE MASS AND POWER OF THE ELECTROMYOGRAPHY SIGNAL AMONG THE UPPER AND LOWER LIMBS IN MIDDLE-AGED AND ELDERLY WOMEN

2.1.2 ABSTRACT

Background: Aging is a multifactorial process that causes changes in the quantity and quality of skeletal muscle. **Objective:** This study aimed to investigate whether the strength, the fat free mass (FFM) and the power of the electromyography signal of upper and lower limbs are affected by aging in the same magnitude. **Methods:** The sample consisted of 63 women, subdivided in three groups (JO. n=33, 24.7±3.5 years; MI. n=15, 58.6±4.2 years; ID. n=15, 72.0±4.2 years). The isometric strength was recorded simultaneously to the capture of the electrical activity of the flexor muscles of the hand and the vastus lateralis during the handgrip and the knee extension tests, respectively. The FFM was assessed by Dual-energy X-ray absorptiometry. **Results:** The handgrip strength was similar among groups (p=0.523), the FFM of the upper limb was lower in group ID in compared JO (p=0.108) and the RMSn values of the hand flexors was similar among groups (p=0.754). However, the strength of the knee extensors, the FFM of the lower limb and the RMSn values of the vastus lateralis were lower in group MI (p=0.014, p=0.006 e p=0.013, respectively) and ID (p=0.000, p=0.000 e p<0.000, respectively) in compared JO. **Conclusions:** The results of this study show that the strength and the FFM of lower limbs are more affected by the aging process than the upper limbs. This reduction is more pronounced in the lower limbs and it seems to be related to neuromuscular adaptations due to the changes in the demand for physical activity in old age.

Keywords: Aging; muscle strength; electromyography.

2.1.3 INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um processo multifatorial que provoca mudanças na quantidade e na qualidade da musculatura esquelética¹. A atrofia muscular, juntamente com prejuízos funcionais, está associada a um estado prejudicado de saúde com altas perdas pessoais, tais como debilidade física², aumento do risco de quedas e fraturas³, prejuízo na habilidade de executar atividades da vida diária⁴, pior qualidade de vida e aumento do risco de morte^{5,6}.

Embora no indivíduo idoso o declínio da força esteja associado à perda de massa muscular esquelética, esse decréscimo da força parece ser mais rápido do que a concomitante redução da massa muscular, o que sugere alterações na qualidade muscular, ou seja, na capacidade intrínseca de gerar força⁷, devido a fatores tais como alterações nas propriedades metabólicas e contráteis das fibras musculares^{8,9} e no acoplamento excitação-contração^{10,11}, além do acúmulo intramuscular de tecidos não contráteis^{12,13}. Adicionalmente, a ativação neuromuscular também parece ser alterada com o processo de envelhecimento¹⁴.

Além disso, as alterações na força com o envelhecimento não se manifestam de forma homogênea em todos os grupos musculares dos membros superiores e inferiores. Estudos demonstram que os membros inferiores são mais afetados pelo processo de envelhecimento do que os membros superiores^{15,16,17}, provavelmente devido a alterações nos padrões de atividade física desses membros^{18,19}.

O sinal elétrico resultante do somatório dos potenciais de ação das membranas das fibras musculares pode ser captado pela eletromiografia de superfície²⁰ (EMG). Embora o sinal obtido a partir da EMG sofra influências da quantidade de tecido adiposo subcutâneo interposto entre a musculatura a ser avaliada e a superfície da pele, essa é uma técnica não-invasiva, de fácil aplicação e tem sido utilizada em um grande número de trabalhos²¹. No domínio do tempo, a relação entre o aumento da potência do sinal eletromiográfico e o aumento no número de unidades motoras ativas ou ainda no incremento do nível de ativação das fibras que já estavam recrutadas, já foi estabelecida^{22,23}. Apesar de os níveis de força e massa muscular dos membros terem sido analisados em vários estudos^{15,16,17,24,25}, poucas investigações tiveram como objetivo analisar a massa muscular, a força e as variáveis eletromiográficas na mesma população, sobretudo, em mulheres, que são caracterizadas por apresentar as maiores taxas de incapacidade e longevidade²⁶. Dado o exposto, o presente estudo teve como

objetivo investigar se a força, a MLG e a potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores são afetados na mesma magnitude pelo envelhecimento.

2.1.4 MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

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; >64 anos) com 15 voluntárias (72,0±4,2 anos). Os grupos MI e ID foram compostos por mulheres participantes de um grupo de socialização realizado pelo Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa. 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.

Materiais e procedimentos

Avaliação da força e eletromiografia

As avaliações da força muscular dos membros superior e inferior 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.²⁷ 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 500Hz. O condicionador de sinais foi conectado a uma bateria LI-ION 11,1V 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 isométrica, foi captada de forma simultânea com o registro da força exercida pelas voluntárias. Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl bipolares ativos com um centímetro 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 posicionados sobre o músculo e fixados 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 (SENIAN)*²⁸. A localização do eletrodo nos músculos flexores da mão, para o teste de preensão manual, no entanto, foi realizada por meio do método palpatório durante ação de flexão da mão com resistência manual. 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 6 segundos, com intervalo de dois minutos entre elas, a fim de se evitar a instalação de fadiga muscular acumulada. A força muscular, tanto de extensão do joelho quanto de preensão manual, foi analisada no membro dominante.

Para os testes de preensão, padronizou-se a posição segundo orientações da *American Society of Hand Therapists*²⁹, na qual 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 a 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 e colaboradores³⁰.

Para a tensiometria, na 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. 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.

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 Lohman³¹. O índice de massa corporal (IMC) foi calculado dividindo-se a massa corporal pela estatura ao quadrado (kg/m^2).

A composição corporal foi avaliada por meio da absorptometria radiológica de dupla energia (DXA). 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 Raio X e Densitometria Óssea da Divisão de Saúde da Universidade Federal de Viçosa.

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 às mesmas que retirassem qualquer objeto metálico que pudesse interferir nos resultados da avaliação.

Processamento dos dados

Processamento dos dados de força

Para determinação da força 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 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 máxima exercida pela voluntária. Para os membros superiores e inferiores, foram calculados o pico de força de preensão 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, 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 da mão 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.

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, o membro superior engloba todo tecido isento de gordura compreendido entre a cabeça do úmero e as falanges da mão, e o membro inferior consiste todo tecido isento de gordura compreendido entre o colo do fêmur e as falanges do pé³². O cálculo da MLG apendicular (MLGA) foi realizado por meio da soma das MLG dos membros superiores e inferiores direito e esquerdo.

Análise estatística

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 $p < 0,05$.

2.1.5 RESULTADOS

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

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*	< 0,000
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*	<0,000
IMC (kg/m ²)	22,4±2,9	28,5±4,3*	26,4±2,4*	<0,000
Gordura Corporal (%)	29,9±5,7	38,6±5,6*	38,4±5,3*	<0,000
MLG total (kg)	39,1±3,7	39,3±4,3	37,0±3,0	0,211
MLGA/estatura ² (kg/m ²)	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.

As tabelas 2 e 3 apresentam as comparações, entre os grupos etários, dos níveis de força, massa livre de gordura e potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores, respectivamente.

Tabela 2. Comparação dos níveis de força, 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 FM (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 preensão manual; MLG= massa livre de gordura; RMSn= *root mean square* normalizado; FM= flexores da mão; MMSS= membro superior.

Tabela 3. Comparação dos níveis de força, 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*	<0,000
MLG MMII (kg)	7,8±0,8	7,0±1,0*	6,5±0,7*	<0,000
RMSn VL (uV)	29,2±21,5	18,5±12,9*	13,9±8,6*	0,000

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.

2.1.6 DISCUSSÃO

Neste estudo, foram investigadas as alterações relacionadas à idade na força, MLG e potência do sinal eletromiográfico dos membros superiores e inferiores em mulheres. As características antropométricas das voluntárias que compuseram os grupos deste estudo evidenciaram alterações comumente observadas com o aumento da idade nas variáveis estatura², massa corporal e percentual de gordura corporal³³. Entretanto, vale salientar que, possivelmente, o nível de força exercido por elas não foi afetado pelas diferenças antropométricas apresentadas, uma vez que a MLG total e a MLGA normalizada pela estatura foram similares entre os grupos.

No presente estudo, a MLG declinou de forma diferenciada entre os membros superior e inferior em relação à idade. A MLG do membro superior diminuiu apenas no grupo ID em comparação ao JO. Já a MLG do membro inferior 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^{15,25,34}. Tankó e colaboradores³⁴, 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 Maffulli³⁵ 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.

Gallagher e colaboradores³⁶, ao compararem o decréscimo de massa magra nos membros entre mulheres de 20 e 70 anos, observaram uma redução média de 0,3 kg por década nos membros inferiores, valor esse três vezes maior do que a perda da massa magra dos membros superiores. Contudo, segundo esses autores, uma vez que a massa magra dos membros superiores é a terça parte da dos membros inferiores, proporcionalmente, o declínio poderia ser considerado semelhante. Neste estudo, foi observada redução média da MLG dos membros superior e inferior, respectivamente, de 12,69 e 16,62%, o que demonstra que, proporcionalmente, os membros inferiores foram mais afetados, conforme os achados de Janssen et al²⁵.

Corroborando prévias investigações^{15,16,17,25}, neste estudo a força também declinou de forma diferenciada entre os membros superior e inferior. A força do membro inferior declinou significativamente entre os grupos etários enquanto a força do membro superior não evidenciou alterações significativas. As diferenças entre os membros no declínio da força muscular relacionado 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 a idade. Ferreira e colaboradores¹⁸ 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 que o dos membros inferiores declina. Adicionalmente, Kern et al.¹⁹ ao quantificarem a atividade eletromiográfica dos membros superiores e inferiores durante atividades da vida

diária em homens e mulheres jovens por meio de 10 horas de registro encontraram ativação 67% mais frequente nos membros superiores, embora os membros inferiores tenham apresentado maiores amplitudes. Theou et al.³⁷ 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. Nesse estudo, a atividade eletromiográfica foi registrada durante 9 horas e também evidenciou maior ativação nos músculos do membro superior em comparação ao membro inferior. Os resultados dos estudos supracitados podem ajudar a explicar o declínio mais acentuado na força dos membros inferiores em comparação aos membros superiores.

Neste trabalho, a manutenção dos valores absolutos de força associados ao aumento (não significativo) da variável RMSn nos membros superiores do grupo ID e a redução da força e da variável RMSn nos membros inferiores dos grupos MI e ID em comparação ao JO, são indicadores de que a adaptação às modificações fisiológicas do envelhecimento ocorre de maneira compensatória somente nos membros superiores. Dessa forma, o aumento na ativação muscular e/ou na frequência de disparo das unidades motoras ativas seria um mecanismo eficiente para aumentar a força muscular nos membros superiores. De acordo com os estudos de Ferreira et al.¹⁸, Kern et al.¹⁹ e Theou et al.³⁷, a solicitação muscular mais frequente pode ser um melhor indutor dessas adaptações do que a intensidade da ativação dessas musculaturas. Este estudo tem limitação inerente à natureza transversal da pesquisa. Dessa forma, investigações longitudinais são necessárias para confirmar os resultados desta pesquisa. 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.

As reduções na massa magra e força dos membros inferiores estão associadas à diminuição funcional e à inabilidade física, sobretudo em mulheres idosas⁶. Isso, associado ao fato de o número de idosos no mundo encontrar-se em crescente aumento³⁸, medidas que tenham como objetivo reduzir fatores de risco modificáveis para debilidade e perda de independência são de extrema relevância. Os resultados deste trabalho demonstram a necessidade de intervenção de caráter preventivo para preservação da funcionalidade dos membros inferiores em mulheres de meia idade e idosas. Nesse sentido, levando em consideração os padrões de

ativação que melhor induzem as adaptações musculares ao envelhecimento, a prescrição de exercícios físicos que imponham ativação mais frequente dos membros inferiores, e não necessariamente mais intensas, pode apresentar melhores resultados.

2.1.7 CONCLUSÃO

Em síntese, os resultados deste estudo sugerem que os membros inferiores possam ser mais afetados pelo processo de envelhecimento. O declínio mais acentuado na força e MLG dos membros inferiores em comparação aos membros superiores parece estar relacionado a adaptações neuromusculares devido às modificações na demanda por atividades físicas com a idade. Dessa forma, exercícios físicos que imponham ativação mais frequente dos membros inferiores podem ajudar a atenuar tais alterações.

2.1.8 AGRADECIMENTOS

Aos alunos da UFJF 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.

2.1.9 REFERÊNCIAS

1. 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):109-117.
2. 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):1851-1860.
3. Topinková E. Aging, Disability and Frailty. *Ann Nutr Metab.* 2008;52(Suppl.1):6-11.
4. 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):91–95.
5. Cawthon PM, Marshall LM, Michael Y, Dam TT, Ensrud KE, Barrett-Connor E, et al. Frailty in Older Men: Prevalence, Progression, and Relationship with Mortality. *J Am Geriatr Soc.* 2007;55(8):1216-1223.

6. 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: 2076–2084.
7. Delmonico MJ, Harris TB, Visser M, Park SW, Conroy MB, Velasquez-Mieyer P, et al. Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *Am J Clin Nutr*. 2009; 90:1579-85.
8. Roos MR, Rice CL, Connelly DM, Vandervoort AA. Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle Nerve*. 1999;22(8):1094-1103.
9. Klein CS, Marsh GD, Petrella RJ, Rice CL. Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. *Muscle Nerve*. 2003;28(1):62-68.
10. Delbono O. Neural control of aging skeletal muscle. *Aging Cell*. 2003;2(1):21-29.
11. Tracy BL, Maluf KS, Stephenson JL, Hunter SK, Enoka RM. Variability of motor unit discharge and force fluctuations across a range of muscle forces in older adults. *Muscle Nerve*. 2005;32(4):533-540.
12. 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; 20:49-64.
13. Kent-Braun JA, Ng AV, Young K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. *J Appl Physiol*. 2000; 88:662-668.
14. Clark DJ, Fielding RA. Neuromuscular contributions to age-related weakness. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2012; 67 (1): 41-47.
15. 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): 148-156.
16. 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):188-194.
17. 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-B217.
18. 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): 373-377.
19. Kern DS, Semmler JG, Enoka RM. Long-term activity in upper - and lower-limb muscles of humans. *J Appl Physiol*. 2001;91: 2224-2232.

20. De Luca CJ. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1979; 26 (6):313-325.
21. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13(2):135-163.
22. Gerdle B, Karlsson S, Crenshaw AG, Fridén J. The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. *Acta Physiol Scand.* 1997; 160(4): 341-351.
23. Farina D, Fosci M, Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface emg variables. *J Appl Physiol.* 2002; 92(1): 235-247.
24. Izquierdo M, Ibañez J, Gorostiaga E, Garrues M, Zúñiga A, Antón A, et al. Maximal strenght and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-age and older men. *Acta Physiol Scand.* 1999;167: 57-68.
25. 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;89:81–88.
26. Doherty TJ. Physiology of aging. Invited review: aging and sarcopenia. *J Appl Physiol.* 2003; 95:1717-1727.
27. Novo Júnior J, inventor; Universidade Federal de Juiz de Fora, cessionário. Configuração aplicada em empunhadura. Brasil patente DI 6901797-2. 2009 mai 05.
28. European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM) [homepage na internet]. Recommendations for sensor locations on individual muscles. [acesso em 28 nov 2011]. Disponível em: www.seniam.org.
29. Fess E. Grip strength. In: Casanova JS. *Clinical assessment recommendations*. 2nd ed. Chicago: American Society of Hand Therapists. 1992, 41-45.
30. Amaral JF, Mancini M, Novo Júnior JM. Comparação de três dinamômetros de preensão manual relacionados à exatidão e precisão das medidas. *Rev Bras Fisioter.* 2012; 16 (3): 216-24.
31. Lohman TG. *Advances in body composition assessment*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers. 1992.
32. 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 Aug;52(2):214-8.
33. 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.

34. 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.
35. Narici MV, Maffulli N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and function significance. *British Medical Bulletin*. 2010;95:139-159.
36. Gallagher D, Visser M, De Meersman RE, Sepúlveda D, Baumgartner RN, Pierson RN, et al. Appendicular skeletal muscle mass: effects of age, gender, and ethnicity. *J Appl Physiol*. 1997; 83 (1):229-239.
37. 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; 45:909-917.
38. Baumgartner RN. Body Composition in healthy aging. *Ann N Y Acad Sci*. 2000;904:437-48.

2.2 ESTUDO 2. MUDANÇAS RELACIONADAS À IDADE NO DESENVOLVIMENTO TEMPORAL DA FORÇA DOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES EM MULHERES

2.2 MUDANÇAS RELACIONADAS À IDADE NO DESENVOLVIMENTO TEMPORAL DA FORÇA DOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES EM MULHERES

2.2.1 RESUMO

Contextualização: Redução na força e na velocidade da contração muscular são duas das maiores causas de debilidade funcional em idosos. **Objetivo:** O objetivo deste estudo foi analisar as mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força de preensão manual e dos extensores do joelho em mulheres. **Métodos:** A amostra foi constituída por 52 mulheres subdivididas em três grupos (JO. n=24, 25,2±3,7 anos; MI. n=13, 58±4,2 anos; ID. n=15, 71,3±3,9 anos). Os testes realizados foram o de preensão manual e o de extensão do joelho. Foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo em cada teste, e a curva com o valor máximo de força foi selecionada para análise por meio de um algoritmo desenvolvido em linguagem Matlab[®]. A massa livre de gordura (MLG) foi avaliada por meio da absorptometria radiológica de dupla energia. **Resultados:** Foram observados entre os grupos valores semelhantes de força ($p=0,831$) e MLG do membro superior ($p=0,207$). A taxa de desenvolvimento da força (TDF) foi menor nos intervalos iniciais da contração muscular (0-50 e 0-100ms) nos grupos MI ($p=0,005$ e $p=0,000$, para 50ms e 100ms, respectivamente) e ID ($p=0,003$ e $p=0,000$, para 50ms e 100ms, respectivamente). A MLG e força do membro inferior foi menor nos grupos MI ($p=0,006$, $p=0,014$, respectivamente) e ID ($p<0,000$, $p=0,000$, respectivamente) em comparação ao JO. Já a TDF dos extensores do joelho foi semelhante no grupo MI ($p>0,05$), porém, menor no grupo ID ($p<0,05$) em comparação ao JO, em todos os intervalos analisados. **Conclusão:** Os resultados deste estudo sugerem que os grupos musculares dos membros superiores e inferiores possam ser afetados em diferentes magnitudes pelo envelhecimento. As diferenças entre os membros podem estar relacionadas à quantidade e qualidade das atividades físicas realizadas.

Palavras-chave: Envelhecimento; taxa de desenvolvimento da força; força muscular.

2.2 AGE-RELATED CHANGES IN THE TEMPORAL DEVELOPMENT OF FORCE OF THE UPPER AND LOWER LIMBS IN WOMEN

2.2.2 ABSTRACT

Background: Reduction in strength and speed of muscle contraction are two major causes of functional impairment in the elderly. **Objective:** The objective of this study was to examine age-related changes in the temporal development of force of the handgrip and knee extensors in women. **Methods:** The sample consisted of 52 women subdivided in three groups (JO. n=24, 25.2±3.7 years; MI. n=13, 58±4.2 years; ID. n=15, 71.3±3.9 years). Tests of handgrip and knee extension were performed. Three attempts of maximum isometric effort were performed in each test, and the curve with the maximum strength value was selected for analysis by means of an algorithm developed using MATLAB[®]. The fat free mass (FFM) was assessed by Dual-energy X-ray absorptiometry. **Results:** We observed values similar in strength (p=0.831) and FFM (p=0.207) of the upper limb. The rate of force development (RFD) was lower in the initial periods of muscle contraction (0-50 and 0-100ms) in the MI group (p = 0.005 and p = 0.000 for 50ms and 100ms, respectively) and ID (p = 0.003 p = 0.000 for 50ms and 100ms, respectively). The FFM and lower limb strength was lower in the MI group (p=0.006, p =0.014, respectively) and ID (p<0.000, p=0.000, respectively) compared to the JO. Already the RFD of the knee extensors was similar in the MI group (p>0.05), but lower in the ID group (p<0.05) compared to the JO in all analyzed intervals. **Conclusion:** The results of this study demonstrate that the muscle groups of the upper and lower limbs are affected in different magnitudes by the aging process. The differences between limbs may be related to the quantity and quality of physical activities.

Keywords: Aging; rate of force development; muscle strength

2.2.3 INTRODUÇÃO

O declínio na força muscular voluntária máxima com o envelhecimento está relacionado a várias alterações nos sistemas musculoesquelético e nervoso¹. Essa redução associada ao declínio da velocidade da contração muscular são as maiores causas de debilidade funcional em idosos². Adicionalmente, estudos têm mostrado que a habilidade de gerar força rapidamente pode ser mais funcionalmente relevante do que a capacidade de gerar força máxima^{3,4}, uma vez que muitas das atividades da vida diária são caracterizadas pelo limitado tempo de desenvolvimento de força (50-200ms), o qual é consideravelmente menor do que o necessário para alcançar a força máxima (≥ 300 ms)⁵.

Ademais, as alterações neuromusculares relacionadas ao envelhecimento não se manifestam de forma homogênea em todos os grupos musculares dos membros superiores e inferiores. Estudos demonstram que os membros inferiores são mais afetados pelo processo de envelhecimento do que os membros superiores^{6,7}. Segundo Lynch e colaboradores⁷, a massa muscular e a força dos membros inferiores parecem ser mais afetadas pelo processo de envelhecimento do que os membros superiores, principalmente devido ao fato de a redução do nível de atividade física afetar em maior extensão os membros inferiores. Além disso, indivíduos com fraqueza dos membros inferiores tendem a compensar os movimentos desses membros com outros músculos, tais como os do braço e, dessa forma, esse estresse regular nos membros superiores poderia contribuir para a manutenção da massa muscular e força desses membros⁶.

Na avaliação da capacidade de desenvolver força rapidamente, a taxa de desenvolvimento da força (TDF), definida como a inclinação da curva força-tempo (Δ força/ Δ tempo) obtida durante ação muscular isométrica, tem sido utilizada em jovens e idosos, tanto na avaliação dos membros superiores^{3,8} quanto na dos membros inferiores^{4,9,10}. Contudo, poucos estudos analisaram o comportamento da TDF dos membros superiores e inferiores na mesma amostra, e, além disso, a maioria dos trabalhos são realizados em amostras compostas por ambos os gêneros ou somente por homens, dificultando a extrapolação desses resultados para as mulheres, que são caracterizadas por apresentar as maiores taxas de incapacidade e longevidade¹¹. Dado o exposto, o objetivo deste estudo foi analisar as mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento temporal da força de preensão manual e dos extensores do joelho em mulheres.

2.2.4 MATERIAIS E MÉTODOS

Participantes

A amostra foi do tipo não-probabilística e intencional, sendo constituída por 52 mulheres estratificadas de acordo com a idade cronológica em grupo jovem (JO) com 24 voluntárias ($25,2 \pm 3,7$ anos), grupo meia idade (MI) com 13 voluntárias ($58 \pm 4,2$ anos) e grupo idosas (ID) com 15 voluntárias ($71,3 \pm 3,9$ anos). Os grupos MI e ID foram compostos por mulheres participantes de um grupo de socialização realizado pelo Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa. 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.

Materiais e procedimentos

Avaliação da força

As avaliações da força muscular dos membros superior e inferior foram realizadas indiretamente por meio dos testes de preensão manual e extensão do joelho. Tais testes foram executados, respectivamente, por meio da utilização do transdutor de força acoplado à empunhadura modificada por Novo Jr.¹² 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. O condicionador de sinais foi conectado a uma bateria LI-ION 11,1V 2,2 mA/h. Os microcomputadores também foram utilizados em suas baterias.

Em cada avaliação, foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo, por 6 segundos, com intervalo de dois minutos entre elas, a fim de se evitar a instalação de fadiga muscular acumulada. A força muscular, tanto de extensão do joelho quanto de preensão manual, foi analisada no membro dominante.

Para os testes de preensão manual, padronizou-se a posição segundo orientações da *American Society of Hand Therapists*¹³, na qual 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 a 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 e colaboradores¹⁴.

Para a tensiometria, na 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 e ajustado pelo encosto, de forma a permitir um ângulo de 90 graus de flexão da articulação do quadril. A articulação do joelho do membro inferior dominante foi posicionada em 90 graus de flexão. 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.

Composição corporal

Para as medidas de massa corporal e estatura foi utilizada, 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 Lohman¹⁵. O índice de massa corporal (IMC) foi calculado dividindo-se a massa corporal pela estatura ao quadrado (kg/m^2).

A composição corporal foi avaliada por meio da absorptometria radiológica de dupla energia (DXA). 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 Raio X e Densitometria Óssea da Divisão de Saúde da Universidade Federal de Viçosa.

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 às mesmas que retirassem qualquer objeto metálico que pudesse interferir nos resultados da avaliação.

Processamento dos dados

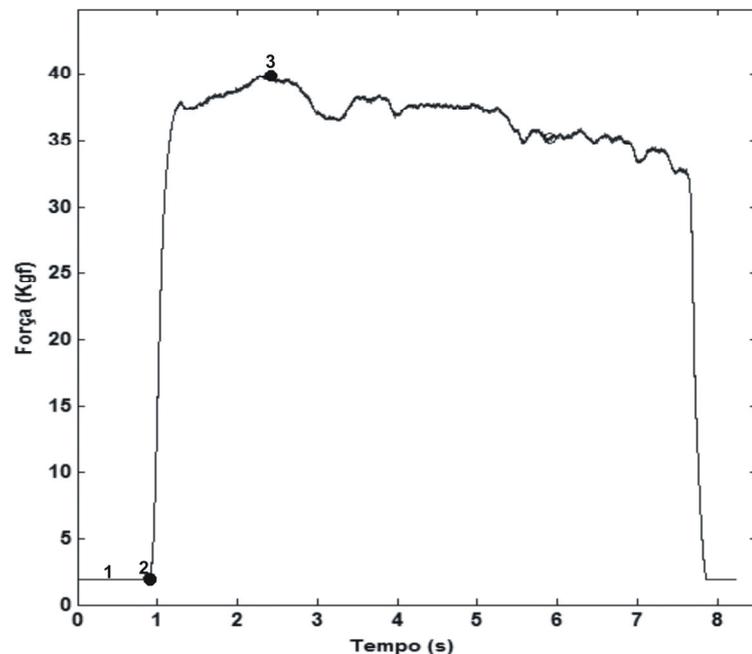
Processamento dos dados da DXA

Após a análise de toda a área corporal, foram determinadas a gordura corporal relativa (%), a massa de gordura (MG) e a massa livre de gordura (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, o membro superior engloba todo tecido isento de gordura compreendido entre a cabeça do úmero e as falanges da mão e o membro inferior consiste todo tecido isento de gordura compreendido entre o colo do fêmur e as falanges do pé¹⁶.

Processamento da curva força-tempo

As curvas força-tempo foram analisadas por meio de um algoritmo desenvolvido em linguagem Matlab[®] (Software Matlab R2009a). Inicialmente, as três tentativas realizadas em cada teste foram utilizadas para o teste de confiabilidade, o que garantiu que a curva cuja tentativa atingiu a maior força máxima fosse selecionada e então utilizada para as análises posteriores. A curva selecionada foi suavizada por meio de janelamento (regressão linear ponderada localmente) pelo método dos quadrados mínimos. O tamanho da janela usada para o processo de regressão local foi definido em 10% do valor da frequência de aquisição dos dados, correspondendo a 100 pontos, referentes a 0,1 segundos da curva, uma vez que esses dados foram adquiridos a 1024 Hz.

A posição inicial para os testes de preensão manual e de extensão do joelho (fase de prontidão) originou os valores de pré-carga das curvas força-tempo que se referiram aos valores registrados da força compreendidos entre o ajuste da mão ou perna nos respectivos dinamômetros, até o efetivo esforço (Figura 1). Os valores de pré-carga foram considerados adequados ao estudo se inferiores a 5kgf. Portanto, para se identificar o início efetivo do esforço, utilizou-se como critério o valor da força que, ao término da fase de pré-carga, fosse o mínimo de desvios padrões, acima do valor médio desse trecho, necessários para que o início efetivo do esforço fosse determinado. Tal análise foi realizada por meio de inspeção visual da curva de força.



1-pré-carga (fase de prontidão para o teste); 2-início do esforço; 3-força máxima

Figura 1. Exemplo de curva típica da força muscular obtida nos testes de esforço isométrico.

Algumas variáveis da curva força-tempo foram identificadas, tais como a força máxima e o tempo necessário para alcançá-la, bem como a taxa de desenvolvimento da força ($\Delta\text{força}/\Delta\text{tempo}$) obtida para os intervalos de tempo de 0-50; 0-100; 0-150; 0-200 e 0-250ms, referentes ao início da contração.

Análise estatística

A confiabilidade foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intraclasse (CCI) calculado para as três tentativas de cada teste, bem como para o intervalo de confiança de 95%. 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 nas variáveis analisadas 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 $p < 0,05$.

2.2.5 RESULTADOS

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

Tabela 1. Descrição das características gerais das voluntárias

Características	JO (n=24)	MI (n=13)	ID (n=15)	Valor de p
Idade (anos)	25,2±3,7	58,0±4,2*	71,3±3,9*†	<0,000
Massa corporal (kg)	59,1±8,1	66,7±11,4*	61,6±5,0	0,019
Estatura (cm)	161,3±5,8	153,5±5,0*	152,8±5,1*	<0,000
IMC (kg/m ²)	22,7±2,9	28,3±4,5*	26,4±2,3*	0,000
Gordura corporal (%)	30,5±5,8	38,0±5,8*	37,8±4,6*	<0,000
MLG total (kg)	39,0±3,7	39,6±4,6	37,0±2,7	0,140
MLG MMSS (kg)	1,9±0,3	1,9±0,3	1,7±0,2	0,207
MLG MMII (kg)	7,8±0,7	7,1±1,0*	6,4±0,7*	<0,000

Média ± desvio-padrão; n=número de participantes; * vs. grupo JO; † vs. grupo MI; JO= jovem; MI= meia idade; ID= idosas; IMC= índice de massa corporal; MLG= massa livre de gordura; MMSS= membro superior; MMII= membro inferior.

As descrições dos valores de força máxima entre as tentativas, tanto de preensão manual quanto de extensão do joelho estão dispostas na tabela 2,

juntamente com o cálculo do coeficiente de correlação intraclasse para as três tentativas e de seus respectivos intervalos de confiança. Os altos coeficientes de correlação intraclasse demonstrado entre as tentativas de força de preensão manual (0,96) e de extensão do joelho (0,98) sugerem grande reprodutibilidade entre as tentativas, e dessa forma permitiu o uso da tentativa de maior força máxima para as análises referentes ao comportamento temporal da força.

Tabela 2. Coeficiente de correlação intraclasse (CCI) entre as tentativas de força máxima para ambos os testes (n=52).

	Força máxima (kgf)	
	Preensão manual	Extensores do joelho
Tentativa 1	26,1±4,8	34,4±9,1
Tentativa 2	26,4±4,7	36,4±9,6
Tentativa 3	26,3±4,7	37,1±10,6
CCI	0,96	0,98
IC 95%	0,94 - 0,97	0,96 - 0,98

Média ± desvio-padrão; CCI=coeficiente de correlação intraclasse; IC=intervalo de confiança.

Os dados de força máxima (Fmax) e tempo necessário para alcançá-la (T_Fmax), bem como as TDF obtida nos intervalos de tempo de 0-50; 0-100, 0-150; 0-200 e 0-250ms normalizadas pela força máxima estão dispostos na tabela 3 e 4.

Tabela 3. Parâmetros do desenvolvimento temporal da força de preensão manual

Variável	JO (n=24)	MI (n=13)	ID (n=15)	Valor de p
Fmax (kgf)	27,9±4,6	27,2±4,7	27,0±4,3	0,831
T_Fmax (s)	1,6±1,2	2,3±1,0*	2,1±0,8	0,024
TDFn 0-50 (ms)	4,4 ±3,0	1,1±0,9*	1,2±1,2*	0,000
TDFn 0-100 (ms)	3,7±1,9	1,5±0,8*	1,7±1,3*	0,000
TDFn 0-150 (ms)	2,3±1,2	1,8±1,0	1,6±1,0	0,187
TDFn 0-200 (ms)	1,6±0,9	1,8±0,8	1,4±0,7	0,533
TDFn 0-250 (ms)	1,2±0,8	1,6±0,6	1,2±0,5	0,084

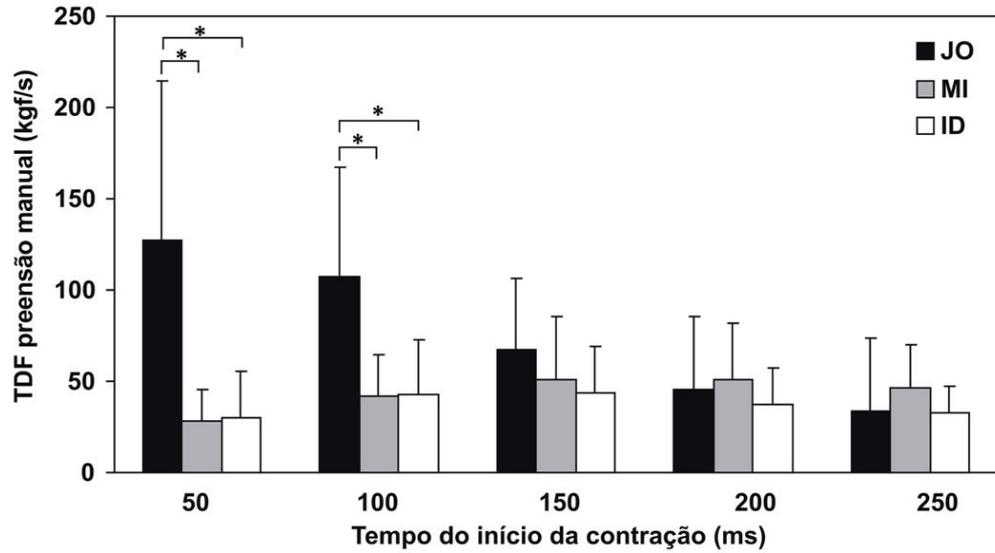
Média ± desvio-padrão; n=número de participantes; * vs. grupo JO; JO= jovem; MI= meia idade; ID= idosas; Fmax=força máxima; T_Fmax= tempo necessário para atingir a força máxima TDFn= taxa de desenvolvimento da força normalizada pela força máxima.

Tabela 4. Parâmetros do desenvolvimento temporal da força dos extensores do joelho

Variável	JO (n=24)	MI (n=13)	ID (n=15)	Valor de p
Fmax (kgf)	43,5±10,4	35,6±7,2*	30,1±6,1*	0,000
T_Fmax (s)	1,7±1,1	2,3±1,1	2,4±0,9	0,067
TDFn 0-50 (ms)	4,1±3,7	2,1±1,8	0,8±1,0*	0,007
TDFn 0-100 (ms)	2,5±1,6	2,1±1,1	1,4±1,4	0,051
TDFn 0-150 (ms)	2,2±1,3	1,5±0,8	1,1±1,0*	0,012
TDFn 0-200 (ms)	1,9±1,1	1,5±0,6	1,2±0,7*	0,044
TDFn 0-250 (ms)	1,5±0,8	1,2±0,5	1,0±0,7	0,174

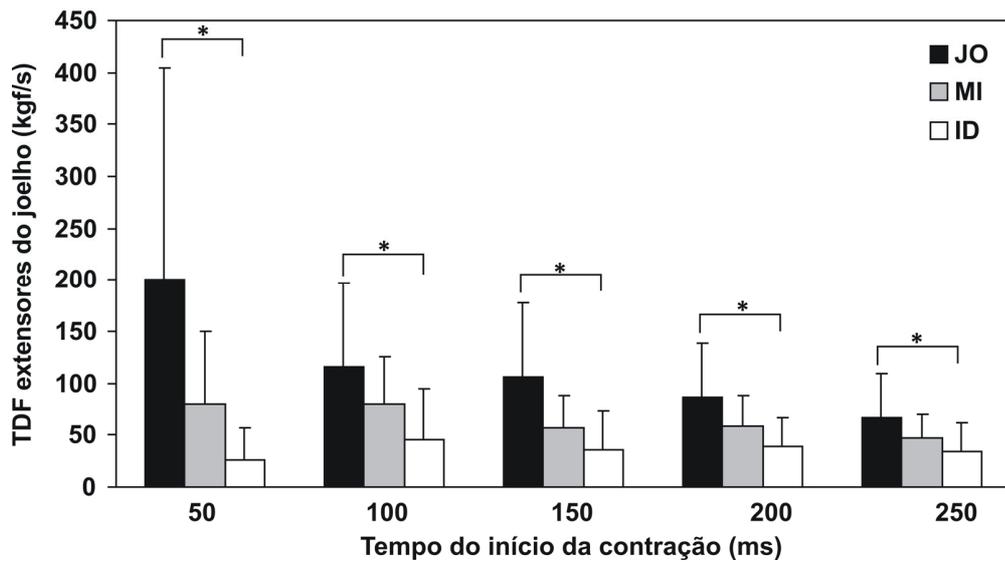
Média ± desvio-padrão; n=número de participantes; * vs. grupo JO; JO= jovem; MI= meia idade; ID= idosas; Fmax=força máxima; T_Fmax= tempo necessário para atingir a força máxima; TDFn= taxa de desenvolvimento da força normalizada pela força máxima.

A TDF obtida nos intervalos de tempo de 0-50; 0-100, 0-150; 0-200 e 0-250ms para preensão manual e extensão do joelho está representada nas figuras 2 e 3.



* vs. grupo JO; JO= jovem; MI= meia idade; ID= idosas.

Figura 2. Taxa de desenvolvimento da força de preensão manual.



* vs. grupo JO; JO= jovem; MI= meia idade; ID= idosas.

Figura 3. Taxa de desenvolvimento da força dos extensores do joelho.

2.2.6 DISCUSSÃO

No presente estudo, a MLG do membro superior e a força de preensão manual não evidenciaram alterações significativas entre os grupos. Em contrapartida, um paralelo declínio na MLG e força do membro inferior foi observado nas mulheres de meia idade e idosas. Esses achados estão em acordo com outros estudos, os quais também observaram reduções mais pronunciadas nos membros inferiores^{6,17}. O declínio diferenciado entre os membros tem sido relacionado a alterações nos padrões de atividades físicas realizadas. Dessa forma, o aparato musculoesquelético se adaptaria às diferenças na demanda por atividades físicas com a idade. Ferreira e colaboradores¹⁸ compararam o nível e a intensidade de atividade dos membros inferiores e superiores de mulheres brasileiras jovens e idosas fisicamente ativas. Seus resultados sugeriram que, com o avançar da idade, o nível de atividade física dos membros superiores aumentam, enquanto que dos membros inferiores declinam. Adicionalmente, Theou e colaboradores¹⁹ investigaram a atividade muscular diária e a quiescência dos músculos vasto lateral, reto femoral e tríceps e bíceps braquiais em mulheres entre 68 e 90 anos. A atividade eletromiográfica foi registrada durante 9 horas e evidenciou maior ativação nos músculos do membro superior em comparação ao membro inferior. Os resultados desses estudos podem ajudar a explicar o declínio mais acentuado na força dos membros inferiores do que dos membros superiores.

As reduções relacionadas à idade na força e potência são associadas ao declínio da massa muscular, que por sua vez, é mediada por redução no tamanho e/ou no número de fibras musculares individuais, especialmente as de contração rápida²⁰. Contudo, redução na força específica (força/unidade de área muscular), lentidão na velocidade de encurtamento, reduzida condução neural para o músculo e aumento da rigidez músculo-tendínea também podem afetar a performance muscular do idoso^{21,22}.

Decréscimo na TDF dos idosos tem sido observado em prévias investigações^{3,8,9,17}. Neste estudo, a TDF de preensão manual evidenciou valores inferiores nos grupos MI e ID em comparação ao grupo JO no início da contração muscular (50 e 100ms). Enquanto no estudo de Watanabe e colaboradores³ valores inferiores de TDF foram observados em todos os intervalos de tempo (0-250ms), a exceção do intervalo entre 0 e 20ms. A idade mais avançada das mulheres que compuseram o grupo de idosas no estudo de Watanabe et al.³ (70-92 anos) pode

estar relacionada às diferenças entre os resultados apresentados. Do mesmo modo, diferenças na qualidade e quantidade das atividades físicas realizadas pelas voluntárias também podem justificar tais discrepâncias. Adicionalmente, estudos têm sugerido que o período inicial da contração muscular (30-100ms) seja mais influenciado por características de ativação neuromuscular⁴ e pela rigidez dos elementos elásticos em série^{23,24} do que os intervalos finais que parecem mais relacionados à força e, indiretamente, à massa muscular^{10,25}. Assim, é possível que os grupos MI e ID analisadas neste estudo exibam um aumento na rigidez músculo-tendínea e/ou alterações na ativação neuromuscular no membro superior, o que, por sua vez, justificaria tais alterações na fase inicial da curva força-tempo. Do mesmo modo, o fato de os grupos MI e ID não apresentarem alterações na força e na massa muscular justificaria a manutenção da TDF nos intervalos finais da curva de força.

Já a TDF dos extensores do joelho demonstrou-se preservada no grupo MI, porém, reduzida no grupo ID em comparação ao JO, em todos os intervalos analisados. Thompson et al.⁴ encontraram TDF preservada em homens de meia idade em comparação aos jovens, sugerindo que o declínio na TDF dos extensores do joelho se inicie a partir da quarta década. Nesta investigação, o declínio na TDF das idosas em todos os intervalos de tempo analisados sugere que o membro inferior possa ser influenciado por diversos fatores fisiológicos, tais como prejuízos na ativação neural e aumento da rigidez músculo-tendínea, além da redução da massa muscular e força máxima conforme constatado. Ademais, segundo Pereira e Gonçalves²⁶, o aumento da coativação da musculatura antagonista também está envolvido na redução da TDF dos extensores do joelho em mulheres idosas.

Quando normalizados pela força máxima, os intervalos da TDF de preensão manual, demonstraram comportamento similar o que fortalece a conjectura de que as alterações relacionadas à idade sobre a TDF de preensão manual não estão atreladas apenas às alterações na força e, indiretamente, à MLG com o envelhecimento, mas também a prejuízos nas propriedades intrínsecas da musculatura. A TDF dos extensores do joelho também demonstrou comportamento similar aos valores absolutos, à exceção dos trechos 0-100 e 0-250, o que sugere que a redução na força exercida pelas voluntárias possa, pelo menos nesses trechos, exercer um importante papel na redução da TDF dos membros inferiores.

Segundo Petrella e colaboradores²⁷, a redução da TDF decorrente do processo de envelhecimento tem sido atribuída a diferentes fatores. Dentre eles, a redução da massa muscular e a atrofia das fibras de contração rápida têm sido apontadas como fatores primários. No entanto, prejuízos na atividade da miosina ATPase e/ou no acoplamento excitação-contração²⁸ também têm sido apontados como fatores relacionados à lentidão muscular consequente ao envelhecimento. Uma série de eventos no acoplamento excitação-contração determinam o tempo da resposta contrátil, dentre eles a capacidade de o retículo sarcoplasmático liberar e recapturar o cálcio, além da composição das isoformas rápidas e lentas das miofibrila, são fatores que determinam o tempo de contração e de meio relaxamento da contração muscular²⁰. De acordo com Schilling et al.²⁹, o aumento no percentual da isoforma lenta da cadeia pesada de miosina associada ao envelhecimento também poderia ser um mecanismo de redução da TDF da população idosa.

As mudanças nas propriedades intrínsecas dos músculos podem ser acompanhadas por prejuízo na ativação voluntária o que também reduz a TDF. A modulação da força durante uma contração voluntária depende do número e do tipo de unidades motoras recrutadas, bem como da taxa na qual essas unidades geram potenciais de ação³⁰. Klass et al.³¹ investigaram a associação entre a taxa de desenvolvimento do torque e a máxima frequência de disparo das unidades motoras em jovens e idosos durante ação isométrica submáxima do músculo tibial anterior. Para esses autores, não apenas a lentidão das propriedades contráteis do músculo, mas também a frequência de disparo das unidades motoras limitam a máxima taxa de desenvolvimento de torque dos dorsiflexores. Em contrapartida, Jesunathadas et al.³², ao analisarem as características de recrutamento e desrecrutamento das unidades motoras do primeiro interósseo dorsal, não encontraram diferenças entre jovens e idosos na frequência de disparo das unidades motoras. Esses estudos demonstram que as alterações neurais também parecem ocorrer de modo diferente de acordo com o grupamento muscular analisado e, desse modo, podem representar diferentes papéis na redução da TDF com idade.

Neste estudo, o tempo necessário para atingir a força máxima de preensão manual e dos extensores do joelho foi superior nos grupos MI e ID em relação ao grupo JO, embora redução significativa tenha sido observada apenas no grupo MI durante o teste de preensão manual. Esse incremento no tempo de desenvolvimento da força máxima demonstra uma reduzida capacidade de gerar força das mulheres

de meia idade e idosas em comparação às jovens. Não foram encontradas investigações com o propósito de analisar o referido tempo em mulheres, sejam elas jovens ou idosas, o que dificulta a comparação dos achados deste estudo.

Tendo em vista que o declínio da capacidade de desenvolver força rápida durante o envelhecimento está relacionado ao aumento da debilidade funcional e ao risco de lesões em atividades comuns da vida diária em idosos⁴, ressalta-se a importância destes resultados, que, embora não possam ser extrapolados para força muscular de testes dinâmicos, uma vez que foram realizados em condições isométricas, demonstram a importância de se definir uma estratégia de treinamento adequado para mulheres idosas e de meia idade, sobretudo dos membros inferiores, de forma a possibilitar uma manutenção da funcionalidade e qualidade de vida dessa população. Este estudo tem limitação inerente à natureza transversal da pesquisa. Dessa forma, investigações longitudinais são necessárias para confirmar estes achados.

2.2.7 CONCLUSÃO

Em síntese, os resultados deste estudo sugerem que os grupos musculares dos membros superiores e inferiores possam ser afetados pelo envelhecimento em diferentes magnitudes e, possivelmente, em resposta a diferentes fatores. A MLG do membro superior e a força de preensão manual são similares entre os grupos, enquanto a TDF demonstrou diferenças significativas nos intervalos iniciais da contração muscular tanto nas mulheres de meia idade quanto nas idosas. Com relação ao membro inferior, um paralelo declínio na MLG e força foi observado nas mulheres de meia idade e idosas. Já a TDF dos extensores do joelho demonstrou-se preservada no grupo MI, porém, reduzida no grupo ID em comparação ao JO, em todos os intervalos analisados. As diferenças entre os membros podem estar relacionadas à quantidade e qualidade das atividades físicas realizadas.

2.2.8 AGRADECIMENTOS

Aos alunos da UFJF Marcellly 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.

2.2.9 REFERÊNCIAS

1. Klass M, Baudry S, Duchateau J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100(5):543-551.
2. Pääsuke M, Ereline J, Gapeyeva H, Sirkel S, Sander P. Age-related differences in twitch contractile properties of plantarflexor muscles in women. *Acta Physiol Scand.* 2000; 170(1): 51-57.
3. Watanabe K, Tsubota S, Chin G, Aoki M. Differences in Parameters of the Explosive Grip Force Test Between Young and Older Women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011; 66A(5): 554-558.
4. Thompson BJ, Ryan ED, Sobolewski EJ, Conchola EC, Cramer JT. Age related differences in maximal and rapid torque characteristics of leg extensors and flexors in young, middle-aged and men. *Exp Gerontol.* 2013;48:277-282.
5. 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;93:1318–26.
6. 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): 148-156.
7. 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):188-194.
8. Aoki H, Demura S. Age differences in hand grip power in the elderly. *Arch Gerontol Geriatr.* 2011; 52(3):176-179.
9. Ditroilo M, Fortes R, Benelli P, Gambarara D, Vito G. Effect of age and limb dominance on upper and lower limb muscle function in healthy males and females aged 40-80 years. *J Sports Sci.* 2010; 28(6):667-677.
10. Andersen L, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 96(1), 46-52.
11. Doherty TJ. Physiology of aging. Invited review: aging and sarcopenia. *J Appl Physiol.* 2003; 95:1717-1727.
12. Novo Júnior J, inventor; Universidade Federal de Juiz de Fora, cessionário. Configuração aplicada em empunhadura. Brasil patente DI 6901797-2. 2009 mai 05.
13. Fess, E. Grip strength. In: Casanova JS. *Clinical assessment recommendations.* 2nd ed. Chicago: American Society of Hand Therapists; 1992, p. 41-45.
14. Amaral JF, Mancini M, Novo Júnior JM. Comparação de três dinamômetros de preensão manual relacionados à exatidão e precisão das medidas. *Rev Bras Fisioter.* 2012; 16 (3): 216-24.
15. Lohman TG. *Advances in body composition assessment.* Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1992.
16. 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.

17. Izquierdo M, Ibañez J, Gorostiaga E, Garrues M, Zúñiga A, Antón A, et al. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-age and older men. *Acta Physiol Scand*. 1999;167: 57-68.
18. 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): 373-377.
19. 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; 45:909-917.
20. Thompson LV. Effect of age and training on skeletal muscle physiology and performance. *Phys Ther*. 1994;74:71-81.
21. D'Antona G, Pellegrino MA, Carlizzi CN, Bottinelli R. Deterioration of contractile properties of muscle fibers in elderly subjects is modulated by the level of physical activity. *Eur J Appl Physiol*. 2007;100 (5):603-11.
22. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F, Kjaer M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports*. 1997;7(4):195-202.
23. Edman KA, Josephson RK. Determinants of force rise time during isometric contraction of frog muscle fibres. *J Physiol*. 2007; 580(Pt. 3):1007–1019.
24. Blazejich AJ, Cannavan D, Horne S, Coleman DR, Aagaard P. Changes in muscle force-length properties affect the early rise of force in vivo. *Muscle Nerve*. 2009; 39, 512–520.
25. Mirkov DM, Nedeljkovic A, Milanovic S, Jaric S. Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. *Eur J Appl Physiol*. 2004; 91: 147–154.
26. Pereira MP, Gonçalves M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. *Arch Gerontol Geriatr*. 2011; 52:317-321.
27. Petrella JK, Kim JS, Tuggle SC, Hall SR, Bamman MM. Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *J Appl Physiol*. 2005; 98(1):211-20.
28. Zhong S, Chen CN, Thompson LV. Sarcopenia of ageing: functional, structural and biochemical alterations. *Rev Bras Fisioter*. 2007; 11(2):91-97.
29. Schilling BK, Fry AC, Chiu LZ, Weiss LW. Myosin heavy chain isoform expression and in vivo isometric performance: a regression model. *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):270-275.
30. Clamann HP. Motor unit recruitment and the gradation muscle force. *Phys Ther*. 1993; 73(12):830-843.
31. 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; 104:739-746.
32. Jesunathadas M, Marmon AR, Gibb JM, Enoka RM. Recruitment and derecruitment characteristics of motor units in a hand muscle of young and adults. *J Appl Physiol*. 2010;108:1659-1667.

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

De acordo com os resultados dos Estudos 1 e 2, os membros inferiores são mais afetados pelo processo de envelhecimento. O declínio mais acentuado na força e massa livre de gordura dos membros inferiores em comparação aos membros superiores parece estar relacionado a adaptações neuromusculares devido às diferenças na demanda por atividades físicas com a idade. A TDF de preensão manual foi menor nos intervalos iniciais da contração muscular (0-50 e 0-100ms) nos grupos MI e ID. Já a TDF dos extensores do joelho demonstrou-se preservada no grupo MI, porém, reduzida no grupo ID em comparação ao JO, em todos os intervalos analisados. As diferenças entre os membros podem estar relacionadas à quantidade e qualidade das atividades físicas realizadas. Dessa forma, faz-se necessária a definição de uma estratégia de treinamento adequado para mulheres idosas e de meia idade, sobretudo, dos membros inferiores, de forma a possibilitar uma manutenção da funcionalidade e qualidade de vida dessa população.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar da pesquisa “Avaliação muscular quantitativa de mulheres idosas e de meia idade por meio do modelamento das curvas força-tempo e dos parâmetros eletromiográficos”.

Neste estudo pretendemos identificar o comportamento temporal da força muscular isométrica e os parâmetros eletromiográficos de mulheres idosas e de meia idade. E ainda, analisar a influência da força muscular isométrica e da composição corporal na função física. O motivo que nos leva a estudar esse assunto é a necessidade de conhecer o comportamento temporal da força isométrica de extensão de joelho e de preensão manual, bem como a atividade elétrica dos músculos envolvidos em mulheres idosas e de meia idade comparando-as com mulheres jovens. Os resultados obtidos a partir dessas avaliações poderão contribuir para a melhor compreensão das alterações funcionais decorrentes do processo de envelhecimento.

Para este estudo adotaremos o(s) seguinte(s) procedimento(s):

A composição corporal será avaliada por meio do DXA e de medidas antropométricas de peso, estatura, circunferências de braço, antebraço, cintura, abdômen, quadril, coxa e panturrilha. O manuseio do mesmo será realizado por um técnico especializado e o exame será feito na Divisão de Raio X e Densitometria Óssea da Divisão de Saúde da Universidade Federal de Viçosa. No momento da avaliação da composição corporal, você deverá usar mínimo de roupa possível e todos os equipamentos estarão em perfeitas condições de uso e calibre. As mensurações das variáveis peso e estatura seguirão padrões internacionais.

Para o teste de preensão manual você será orientado a permanecer confortavelmente sentado, ombro aduzido e sem rotação, o antebraço fletido a 90 graus e em posição neutra, posição do punho variando entre 0 a 30° de extensão. Você, desta forma, deverá envolver a empunhadura com a mão enquanto o dinamômetro será suportado pelo examinador. Para o teste de extensão de joelho, você será orientada a permanecer sentada 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 inferior dominante será posicionada em 90 graus de flexão. Em ambos os testes, você deverá realizar três tentativas de esforço isométrico máximo e lhe será fornecido um intervalo de dois minutos entre elas para recuperação. Você receberá orientações verbais de incentivo por parte do avaliador “um, dois, três, JÁ!... FORÇA!... FORÇA!... FORÇA!... ISSO!... relaxa...”, emitido de forma vigorosa, a fim de manter a força máxima durante todas as tentativas em ambos os testes de força isométrica.

A atividade elétrica muscular, em ambos os testes, serão captadas juntamente com o registro da força. Anteriormente ao início de cada avaliação será permitido que você se familiarize com o equipamento e com o protocolo requerido. Anteriormente a cada avaliação haverá a preparação da pele, na região onde o eletrodo será posicionado, com raspagem dos pelos e limpeza da área com álcool a 70%. Em seguida os eletrodos serão posicionados sobre o músculo e fixados com tiras esparadrapo, para evitar seu deslocamento durante a realização dos procedimentos. Para o teste de extensão de joelho, os eletrodos serão posicionados nos músculos: reto femoral, vasto lateral e vasto medial do quadríceps femoral (coxa). Já para o teste de preensão manual o eletrodo será posicionado na região dos músculos flexores da mão (antebraço). O eletrodo de referência será posicionado no olécrano da ulna (cotovelo) e no maléolo da fíbula (tornozelo), para os testes de preensão da mão e extensão de joelho, respectivamente. Os testes serão realizados no membro dominante.

A avaliação da resistência de membros inferiores será realizada por meio do teste de sentar e levantar da cadeira que consiste na soma do número de vezes que você realizar o movimento completo de sentar e levantar de uma cadeira em 30 segundos. Dessa forma, você deverá sentar e levantar o máximo de vezes que conseguir nesse tempo. Já a avaliação da resistência de membros superiores será obtida por meio do teste de flexão de cotovelo, o qual leva em consideração o número máximo de repetições em amplitude total de movimento (da extensão à flexão completa) durante 30 segundos. Assim, você suportará com a mão direita um peso de 2,27kg e fará a flexão e extensão completa dos cotovelos durante o tempo citado. A avaliação da potência será realizada pelo teste *Squat Jump*, o qual consiste na realização de três saltos separadamente, nos quais você deverá estar com as plantas dos pés em contato com a plataforma, membros inferiores semiflexionados a 90 graus, mãos na cintura e o tronco ereto. Durante a fase de vôo você deverá permanecer com os joelhos estendidos e voltará apoiando os pés sobre a referida plataforma. A melhor tentativa será

considerada como resultado final. Entre as tentativas haverá um intervalo de 30 segundos para recuperação.

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Você será esclarecida sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendida pelo pesquisador. O pesquisador irá tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Você não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Este estudo apresenta risco mínimo, isto é, o mesmo risco existente em atividades rotineiras como conversar, tomar banho, ler, etc. Apesar disso, você tem assegurado o direito a ressarcimento ou indenização no caso de quaisquer danos eventualmente produzidos pela pesquisa.

Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 anos, e após esse tempo serão destruídos. Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, e a outra será fornecida a você.

Eu, _____, portadora do documento de Identidade _____, fui informado(a) dos objetivos do presente estudo de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar. Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

_____, ____ de _____ de 20__ .

Assinatura do(a) participante



Assinatura do(a) pesquisador(a) 2

Assinatura do(a) pesquisador(a) 4

Assinatura do(a) pesquisador(a)

Assinatura do(a) pesquisador(a) 3


Prof. Dr. José Marques Novo Jr.
CREF/MG: 5720 - G

Em caso de dúvidas com respeito aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar:

CEP- COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - UFJF PRÓ-REITORIA DE PESQUISA / CAMPUS UNIVERSITÁRIO DA UFJF JUIZ DE FORA (MG) - CEP: 36036-900 FONE: (32) 2102-3788 E-MAIL: cep.propesq@ufjf.edu.br	
PESQUISADOR(A) RESPONSÁVEL 1: JOSÉ MARQUES NOVO JÚNIOR ENDEREÇO: AV. SR. DOS PASSOS, 2492-28C JUIZ DE FORA (MG) - CEP: 36037-490 FONE: (32) 2102-3281 / E-MAIL: MARQUES.NOVOJR@GMAIL.COM	PESQUISADOR(A) RESPONSÁVEL 2: LEONICE APARECIDA DOIMO ENDEREÇO: RUA JOSÉ ANTÔNIO RODRIGUES, 60/602 CENTRO VIÇOSA (MG) - CEP: 36570-000 FONE: (31) 3899-2062 E-MAIL: LADOIMO@UFV.BR
PESQUISADOR(A) RESPONSÁVEL 3: JOSÁRIA FERRAZ AMARAL ENDEREÇO: RUA JOSÉ KNEIPP FILHO, 38/303 SÃO PEDRO JUIZ DE FORA (MG) - CEP: 36037-230 FONE: (32) 8829-7538/ E-MAIL: JOSARIA_FERRAZ@HOTMAIL.COM	PESQUISADOR(A) RESPONSÁVEL 4: ELIANE APARECIDA DE CASTRO ENDEREÇO: AVENIDA BUENO BRANDÃO, 112/302 CENTRO VIÇOSA (MG) - CEP: 36570-000 FONE: (31) 8878-3071 / E-MAIL: LILICANEP@YAHOO.COM.BR

ANEXO A



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PRO-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
36036900- JUIZ DE FORA - MG - BRASIL

Parecer nº 201/2011

Protocolo CEP-UFJF: 2451.191.2011 **FR:** 442935 **CAAE:** 0189.0.180.180-11

Projeto de Pesquisa: "Avaliação muscular por meio do modelamento das curvas força-tempo, dos parâmetros eletromiográficos e dos valores de força obtidos em testes indiretos com mulheres de meia idade e idosas.

Versão do Protocolo e Data: 04/08/2011

Pesquisador Responsável: José Marques Novo Júnior

Data prevista para o término da pesquisa: dezembro de 2012

Pesquisadores Participantes: Josária Ferraz Amaral, Eliane Aparecida de Castro, Leonice Aparecida Doimo.

Instituição colaboradora/sediadora: Universidade Federal de Viçosa/ Faculdade de Educação Física e Desportos da Universidade Federal de Juiz de Fora.

Análise do protocolo:

Itens Avaliados		Sim	Não	P	NA	
Justificativa	O estudo proposto apresenta pertinência e valor científico	X				
	Objeto de estudo está bem delineado	X				
Objetivo(s)	Apresentam clareza e compatibilidade com a proposta	X				
	Atende ao(s) objetivo(s) proposto(s)	X				
Material e Métodos	Informa	Tipo de estudo	X			
		Procedimentos que serão utilizados	X			
		Número de participantes	X			
		Justificativa de participação em grupos vulneráveis				X
		Critérios de inclusão e exclusão	X			
		Recrutamento	X			
		Coleta de dados	X			
		Tipo de análise	X			
	Cuidados Éticos	X				
Revisão da literatura	Atuais e sustentam o(s) objetivo(S) do estudo	X				
Resultados	Informa os possíveis impactos e benefícios	X				
Cronograma	Agenda as diversas etapas de pesquisa	X				
	Informa que a coleta de dados ocorrerá após aprovação do projeto pelo comitê	X				
Orçamento	Lista a relação detalhada dos custos da pesquisa	X				
	Apresenta o responsável pelo financiamento	X				
Referências	Segue uma normatização	X				
Instrumento de coleta de dados	Preserva o sujeito de constrangimento	X				
	Apresenta pertinência com o(s) objetivo(s) proposto(s).	X				
Termo de dispensa de TCLE	Solicita dispensa				X	
Termo de assentimento de TCLE	Apresenta o termo em caso de participação de menores				X	
TCLE	Está em linguagem adequada, clara para compreensão do sujeito	X				
	Apresenta justificativa e objetivos	X				



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PRO-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
36036900- JUIZ DE FORA - MG - BRASIL

	Descreve suficientemente os procedimentos	X				
	Apresenta campo para a identificação dos sujeitos	X				
	Informa que uma das vias do TCLE deverá ser entregue ao sujeito	X				
	Assegura liberdade do sujeito recusar ou retirar o consentimento sem penalidades	X				
	Assegura o arquivamento do material coletado pelo período mínimo de cinco anos	X				
	Garante sigilo e anonimato	X				
	Explicita	Riscos e desconfortos esperados	X			
		Como será o descarte do material coletado	X			
		Ressarcimento de despesas	X			
		Indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa	X			
Forma de contato com o pesquisador		X				
	Forma de contato com o CEP	X				
Pesquisador (es)	Apresentam titulação e experiência compatível com o projeto de pesquisa	X				
	Apresenta comprovante do Currículo Lattes do pesquisador principal e dos demais participantes.	X				
Documentos	Carta de Encaminhamento à Coordenação do CEP	X				
	Folha de Rosto preenchida	X				
	Projeto de pesquisa, redigido conforme Modelo de Apresentação de Projeto de Pesquisa padronizado pela Pró-Reitoria de Pesquisa (PROPESQ)	X				
	Declaração de infraestrutura e de concordância com a realização da pesquisa, assinada pelo responsável pelo setor/serviço onde será realizada a pesquisa	X				
	Um CD-ROM gravado contendo: Projeto de pesquisa, Resumo do projeto e TCLE.	X				

P= parcialmente NA=Não se aplica

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto, devendo o pesquisador entregar o relatório no final da pesquisa.

Situação: Projeto Aprovado

Juiz de Fora, 19 de Outubro de 2011


 Prof. Dra. Iêda Maria A. Vargas Dias
Coordenadora – CEP/UFJF

RECEBI
DATA: ____/____/2011
ASS: _____

ANEXO B



ISSN 1413-3555
 Rev Bras Fisioter, São Carlos, v. 16, n. 3, p. 216-24, May/June 2012
 ©Revista Brasileira de Fisioterapia

ORIGINAL ARTICLE

Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements

Comparação de três dinamômetros de preensão manual relacionados à exatidão e precisão das medidas

Josária F. Amaral¹, Marcellly Mancini², José M. Novo Júnior^{1,3}

Abstract

Background: Given the variety of available hand-held dynamometers and their different handle shapes, reliability studies are needed. **Objectives:** To compare the accuracy and reliability between three different hand-held dynamometers and analyze the influence of their handles on grip strength. **Methods:** The tests were performed with the Jamar[®] dynamometer, the Takei[®] dynamometer and the EMG System Manual Transducer with modified handle. Eighteen healthy volunteers aged 20.0±1.3 years without history of musculoskeletal disorders or trauma in the evaluated limbs were included. Data normality was tested using the Shapiro-Wilk test. To verify possible differences between the dynamometers, repeated measures ANOVA was administered, followed by Tukey post-hoc tests. Reliability between measurements was evaluated using intraclass correlation coefficient (ICC) and agreement was tested using Bland and Altman plots. The dynamometers calibration process was evaluated using linear regressions. **Results:** We observed statistically significant differences on the female group between the Jamar[®] and the Takei[®] dynamometers (females p<0.001 and males p=0.022) and the EMG System Manual Transducer (female p<0.001 and males p=0.007). However, the Takei[®] dynamometer and the EMG System Manual Transducer were similar for both female (p=0.161) and male groups (p=0.850). Although acceptable values of intraclass correlation coefficients between measurements were identified, low agreement between the Jamar[®] dynamometer and all other instruments was found. **Conclusions:** The results demonstrated that there is an influence of the dynamometer's handle shapes on the measurements of grip strength. Furthermore, the results demonstrated the need for previous calibration of this type of instrument.

Keywords: dynamometer; grip strength; physical therapy.

Resumo

Contextualização: Dada a variedade de dinamômetros disponíveis para mensurar a força de preensão manual com diferentes formatos de empunhaduras, estudos de confiabilidade fazem-se necessários. **Objetivos:** Comparar a exatidão e a precisão das medidas de três dinamômetros distintos e analisar a influência do perfil de empunhadura de cada um. **Métodos:** Os testes foram realizados com os dinamômetros Jamar[®], Takei[®] e o Transdutor Manual EMG System com empunhadura modificada. Foram avaliados 18 voluntários saudáveis, com idade de 20±1,3 anos, sem histórico de doença musculoesquelética ou traumas nos membros avaliados. A normalidade dos dados foi testada por meio do teste Shapiro-Wilk. Para verificar as possíveis diferenças entre as medições dos dinamômetros, aplicou-se uma ANOVA para medidas repetidas seguida do *post-hoc* de Tukey. A confiabilidade entre as medidas foi avaliada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI), e a concordância foi testada utilizando o procedimento de Bland e Altman. Para o procedimento de calibração dos dinamômetros, procedeu-se à análise de regressão linear e de covariância. **Resultados:** Observou-se diferença estatisticamente significativa entre o dinamômetro Jamar[®] e os dinamômetros Takei[®] (feminino p<0,001 e masculino p=0,022) e Transdutor (feminino p<0,001 e masculino p=0,007). Todavia, Takei[®] e Transdutor mostraram-se semelhantes para o grupo feminino (p=0,161) e masculino (p=0,850). Apesar de valores aceitáveis de correlação intraclassa entre as medidas, pode-se observar baixa concordância entre o dinamômetro Jamar[®] e dos demais instrumentos. **Conclusões:** Constatou-se a influência dos formatos das empunhaduras na medição da força muscular de preensão da mão como também a necessidade de calibração prévia desse tipo de instrumento.

Palavras-chave: dinamômetro; força da mão; fisioterapia.

Received: 06/21/2011 – Revised: 09/14/2011 – Accepted: 01/12/2012

¹Program of Master in Physical Education, School of Physical Education and Sports, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora, MG, Brazil

²Program of Tutorial Education, School of Physical Education and Sports, UFJF, Juiz de Fora, MG, Brazil

³Department of Physical Education and Human Motricity, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP, Brazil

Correspondence to: Josária Ferraz Amaral, Rua José Kneipp Filho, 39/303, Bairro São Pedro, CEP 36037-230, Juiz de Fora, MG, Brasil, e-mail: josaria_ferraz@hotmail.com

Introduction

The assessment of grip strength by means of static muscle effort is easy to implement and requires the use of inexpensive and non-invasive instruments¹. Due to the fact that upper limb function has a crucial role in the normal activities of daily life^{2,3}, grip strength tests are important and support the diagnosis of diseases that are associated with the loss of muscle strength^{4,7}, assists health professionals to interpret diagnostic results and to establish appropriate treatment goals.⁸ In addition to the assessment of disability⁹, response to treatment¹⁰ and evaluation of the ability of a patient to return to work¹¹, these tests can also be used for assessments in various sports modalities¹²⁻¹⁴ and in tests for admission to different types of jobs¹⁵. Furthermore, grip strength measures are not only seen as an intrinsic measure of the hand strength or even limited to the assessment of the upper limbs. Because grip strength is necessary for the execution of many activities of daily living, the assessment of grip strength is often used in the clinical scenario as an indicator of the overall physical strength and health¹⁶.

There are a range of dynamometers available to objectively measure palmar grip strength. In these instruments, the thenar and hypothenar eminences are supported in the posterior aspect of the handle, inhibiting the action of the thumb, while the other fingers involve the anterior aspect of the handle¹⁷. The American Society of Hand Therapists describes specific procedures for the assessment of grip strength using the Jamar[®] dynamometer¹⁸. This instrument is the recommended and preferred tool, considered to be the gold standard for documenting grip strength¹⁹. For this reason, several recently published studies have focused on comparing newer tools, with different means of transmission and handle shapes, with the Jamar[®] analog dynamometer^{16,20-24}.

In clinical practice, the use of methods and equipment with reliable measures is indispensable, since unreliable measures can compromise the evaluate of intervention programs. Therefore, reliability studies in rehabilitation are necessary to ensure that measurement errors are reduced and that changes occurring in the variable of interested are detected by the evaluation tool²⁵.

Given the diversity of applications of grip strength tests, the need to evaluate the accuracy and precision of hand-held dynamometers with different handle shapes became evident. Thus, the primary goal of this study was to compare the accuracy and precision of three distinct hand-held dynamometers, named Jamar[®] (adjustable anatomical and rigid handle shape, hydraulic system, analogical display), Takei[®] (adjustable rectified and complacent handle shape, electro-mechanical system, digital display) and EMG Manual Transducer System of Brazil (modified anatomical handle shape²⁶⁻²⁸ and rigid,

computerized, graphical interface). This was accomplished through linear modeling with the observation of calibration curves by the method of least squares, obtaining the r^2 values, as well as analysis of variance and testing of the regression validity. The second objective was to compare the measures obtained with each dynamometer during static grip strength test and to evaluate the influences of each instrument handle shape on the recorded grip strength.

Methods

Participants

Eighteen volunteers were assessed; the average age was 20 ± 1.3 years, eight were male, they were all students and were invited to participate in the study forming a convenient sample. The exclusion criteria was: presence of musculoskeletal disease, injury, trauma or previous surgical intervention in the evaluated limbs. The volunteers were given detailed explanation of the study procedures and signed the free and informed consent approved by the Committee of Ethics in Research in Human at the Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Juiz de Fora, MG, Brazil, CEP/UFJF/1469.160.2008 Protocol UFJF, opinion n^o 255/2008.

The sample size was calculated considering the equation demonstrated below, with 95% confidence interval ($Z_{\alpha/2}=1.96$), level of significance $\alpha=0.05$ and standard deviation of 10 kgf, as per the standard deviation obtained in a pilot study conducted prior to this study. The maximum desired error of the estimate (E) was 5 kgf, which means that the inferences about the average of the studied sample were performed with a confidence interval of $1-\alpha\%$ and amplitude $\pm E$.

$$n = \left(\frac{Z_{\alpha/2} \cdot \sigma}{E} \right)^2 = \left(\frac{1.96 \cdot 10}{5} \right)^2 = (3.92)^2 = 15.3664 = 16 \text{ individuals} \quad \text{Equation 1}$$

In which:

n =number of subjects in the sample studied; $Z_{\alpha/2}$ =critical value; σ =standard deviation; E =maximal error of the estimate^{29,30}.

Material and procedures

The analysis of precision and accuracy of measurements was conducted with the dynamometers Takei[®] (Figure 1a), Jamar[®] (Figure 1b) and the Force Transducer's EMG System of Brazil that had a modified handle shape¹⁹ (Figure 1c). The dynamometer Jamar[®] had load limit of 0 to 90 kgf, analogic display, minimum reading of 1 kgf, rigid and adjustable anatomical handle, The dynamometer Takei[®] had load limit between 0

and 100 kgf, digital display, minimum reading of 0.5 kgf, rectified adjustable and complacent handle. The Force transducer had load limit between 0 and 200 kgf, was computerized, with graphic display in monitor, minimum reading of 0.2 kgf, with modified rigid and adjustable handle.

Each dynamometer was statically calibrated with the gradual application of factual loads (washers) in the center of their handles, as recommended by Fess³¹ and the owner's manual³². The washers (average mass of 4.97 ± 0.05 kgf) were added one by one until they reached the final load of 90 kgf, which coincidentally is the limit load of the Jamar[®] dynamometer, the lowest limit among the three analyzed dynamometers. Figure 2 shows a scheme of the placement of the dynamometer in the cargo system, where calibration readings after the addition of each load and stabilization of the system were performed. For each load increase, the strength value indicated on the dial of the dynamometer was registered.

The calibration curves were obtained based on the relationship between the application of loads and the reading of the dynamometers. These curves were constructed using simple linear regressions, adjusted by the method of minimal squares and analyzed with the following procedure: 1) confection of scatterplots dynamometer *versus* calibrator loads for each equipment; 2) adjustment of the respective linear regression models and determination of residues; 3) identification of the r^2 and verification of normality and residues and 4) application of a covariance analysis model (ANCOVA), since the data provides Y_d (load predicted value for a given dynamometer during the calibration process) and predictor x (the actual load value / washers). With this type of analysis, it was possible to model Y_d as a linear function of x , with the coefficients of the regression line possibly ranging from equipment to equipment. In this way, the calibration was represented graphically by a line described by the equation $Y_d = ax + b$, where Y_d was the value predicted for a load for a given dynamometer, a was the angular coefficient of the equation of regression (calibration factor), b was the linear coefficient of the regression equation and x (predictor) was the factual load value (washers).

At the end of the final loading (maximal load), the washers were gradually withdrawn from the system, one by one, so that the readings indicated on the dial of dynamometers were recorded again. The difference between the average errors of loading and withdrawal of loads enabled the calculation of hysteresis (H) for each one of the dynamometers. As the Jamar[®] dynamometer readings are provided with an analogical display, the same evaluator was responsible for readings on this dynamometer to minimize error.

The assessment of grip strength was conducted after the calibration procedures. The use of the dynamometers by each

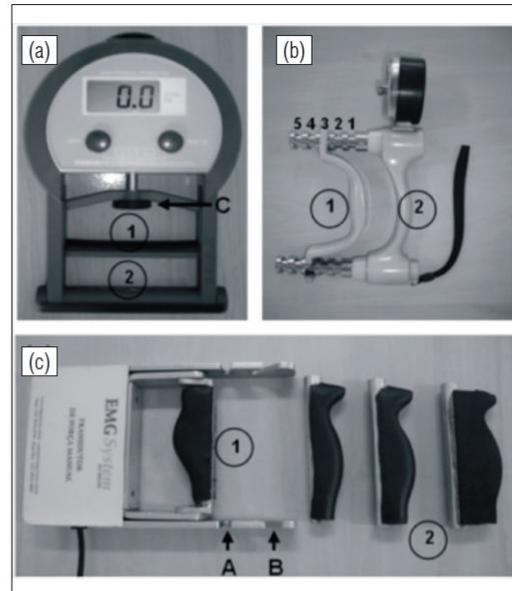


Figure 1. Characteristics of dynamometers: (a) Takei[®], model 5101 TTK, digital, non-static handle, rectified, with a mechanism for continued selection of positions (C); (b) Jamar[®], model 2A, hydraulic, analog, anatomical grip, 5 position options; (c) force transducer (EMG System, Brazil) digital, computerized, modified anatomical grip, with six position options (3 options in options A and 3 B). The grips are identified by anterior (1) and posterior (2) aspects that support the fingers and the thenar and hypothenar eminences.

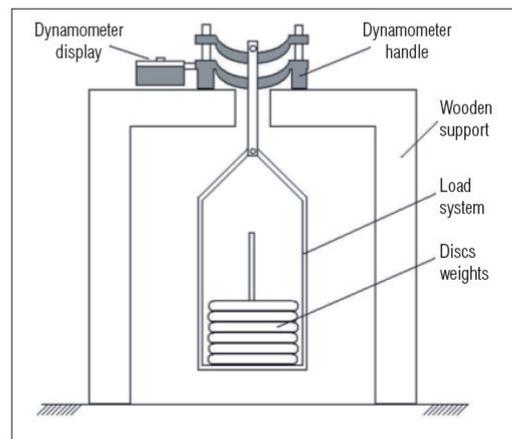


Figure 2. Dynamometers calibration system with the handle fixed on a wooden support to receive the load. The mass of the system that supported the load washers weighted 2.83 kgf. Illustrative image without scaling.

volunteer was randomly assigned, respecting a minimum interval of 24h. The tests were performed individually, and the values recorded were not disclosed to the participants in order to avoid a competitive environment that could interfere with the interpretation of the data. Height and weight of the volunteers were recorded using a stadiometer and an analog scale model ASIMED.

Before the assessments of grip strength using each instrument specific warm up exercises were conducted. In each evaluation, three attempts of maximal isometric effort held for 6 seconds and with a range of 2 minutes between them were conducted in order to avoid accumulated muscle fatigue. The average of the three assessments was recorded. Muscle strength was alternately evaluated in both limbs. In all assessments, the standardized ASHT position¹⁸ in which the subject remained comfortably seated, shoulder adducted with no rotation, forearm flexed to 90 degrees and in neutral position, wrist position ranging from 0 and 30 degrees of extension was used. Therefore, volunteers involved the dynamometer's handle with the hand while the dynamometer was supported by the examiner.

To ensure that manual grip strength was produced from the participation of all fingers regardless of the size of the hand of volunteers, a criteria for choosing the size of the handle (width between the anterior and posterior aspects) was set. On the dynamometers, the support of the distal interphalangeal joint of the fifth finger over the anterior aspect of their handles³³ was performed, in addition to the inhibition of the thumb action.

The volunteers received verbal guidance and encouragement "one, two, three, NOW! ... STRENGTH! ... STRENGTH! ... STRENGTH! ... THAT'S IT! ...RELAX ... ", issuing in a vigorously manner, in order to guarantee a maximum force during the 6 seconds of each test.

After each attempt, the force values showing on the displays of the dynamometers Jamar® (analogical) and Takei® (digital) were recorded for later statistical analysis. In the case of the Transducer, the values of maximum strength were recoded and the curves strength-time were identified and further analyzed in Matlab® software (license purchased through support of *Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Minas Gerais* (FAPEMIG), Belo Horizonte, MG, Brazil, project APQ 01284/09).

Data analysis

The analysis of residues of the linear regression was performed to evaluate the assumption of normal distribution homoscedasticity, guaranteeing the adequate interpretation of the ANCOVA. The ANCOVA was performed using the *Matlab® software* for the identification of significant differences between

the respective angular and linear coefficients of the calibration curves from each of the dynamometers.

Means and standard-deviations were calculated for the measurements of grip strength. To evaluate the possibility of using parametric tests, the Shapiro-Wilk test for normality was administered. Further, a repeated measures ANOVA analyses of variance, followed by Tukey post-hoc test were conducted to verify possible differences between the measurements taken by the three dynamometers.

The reliability between measures was evaluated using Intraclass Correlation Coefficient (ICC) calculated for the values of strength exhibited by the three dynamometers, as well as for the 95% confidence interval (CI 95%). Considering that the ICC, in general terms, is given by the relationship between group variance and total variance, the ICC *Two-way fixed* was used in this study. In this ICC, the factor 'subject' is random and the factor 'equipment' is fixed, with consistent estimator. Therefore, the measures of systematic error at the denominator were excluded³⁴⁻³⁶.

The agreement between two different dynamometers was tested using the procedure of Bland and Altman³⁷, with limits of agreement defined as mean \pm 1.96 standard-deviations of the difference between the dynamometers (CI95%). All statistical tests were performed in the programs *Statistica* 8.0 of *Statsoft®* (USA), *MedCalc®*, version 11.6.1 and *Matlab®* version 7.6. The level of significance adopted was $p < 0.05$.

Results

The procedure of calibration demonstrated the linearity of the curves of calibration ($Y_{\text{jamar}} = 1.0202x + 1.7857$; $Y_{\text{takei}} = 1.025x - 0.8526$; $Y_{\text{transdutor}} = 1.0412x + 2.0915$), all with r^2 equal to 0.999 and residues with normal distribution. The inclination coefficients had p value, for Jamar®, Takei® and the Transducer of 0.0485; 0.3854 and 0.0055 respectively. The respective median errors of indication, in other words, the differences between the mean value indicated by the instrument and the mean value indicated by the real load obtained were: 2.694; 0.316 and 3.949 kgf for the dynamometers Jamar®, Takei® and Transducer, respectively (Figure 3). The values of hysteresis obtained for each device, which is the difference between the trend values (mean error) crescent and decrescent, respectively, to the administration and withdraw of the loads, were $H_{\text{jamar}} = 2.08$ kgf; $H_{\text{takei}} = 1.13$ kgf and $H_{\text{transdutor}} = 0.66$ kgf.

In spite of the apparent similarity between the angular coefficients (slight difference in the second decimal place), it was necessary to analyze if in fact, the inclination between the straight lines were actually the same. The interaction equipments/calibrator (with two degrees of freedom)

represents the significant difference between inclinations, for which the test of significance demonstrated the sum of the squares to be equal to 2.9; the quadratic mean equal to 1.4; with $F=4.45$ and $p=0.0168$. Nevertheless, the hypothesis that there were two similar and one dissimilar inclinations was tested. Through the test of multiple comparisons, it was found that there was no difference between the regression straight lines between the dynamometers Jamar[®] and Takei[®], with estimated difference of -0.0049 and 95%CI of -0.0228 and 0.0131 . These values indicated that the average of the values of calibration of the Jamar[®] minus the average of the values of the Takei[®] dynamometer was -0.0049 with 95%CI -0.0228 and 0.0131 . On the other hand, there were significant differences between the transducer and each of the other dynamometers.

Even with the sample size calculation indicating the need for 16 participants, 18 healthy volunteers were included to prevent possible effects of drop outs. The 18 volunteers had average age of 20 ± 1.3 years, with eight males with weight and height of 73.9 ± 11 kg and 1.72 ± 0.05 m) and ten females with weight and height of 60.1 ± 7 kg and 1.64 ± 0.03 m.

The results demonstrated acceptable values of intraclass correlation coefficients between the measures of the three dynamometers both for the female group, ICC=0.871 (95%CI: 0.622 to 0.965) for the dominant and ICC=0.847 (95%CI: 0.551 to 0.959) for the non-dominant arms, and for the male group ICC=0.886 (95%CI: 0.616 to 0.975) for the dominant and ICC=0.896 (95%CI: 0.648 to 0.977) for the non-dominant arms.

Figure 4 shows the comparison of measures of force among the three dynamometers, as well as the comparison between dominant and non-dominant limbs.

All volunteers were right handed. Significant differences were found ($p < 0.05$) in the values obtained with the Takei[®] ($p < 0.001$ and $p = 0.022$, female and male, respectively) and the Transducer ($p < 0.001$ and $p = 0.007$, female and male, respectively) when compared with the Jamar[®] dynamometer. However, the Takei[®] dynamometer and the Transducer were similar for both female ($p = 0.161$) and males ($p = 0.850$). The arm factor also showed significant difference between female ($p < 0.001$) and males ($p = 0.010$).

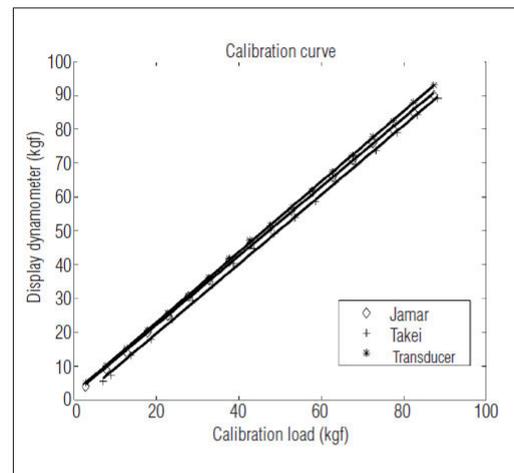


Figure 3. Calibration curves of the Jamar[®] dynamometer, Takei[®] dynamometer and the EMG System Manual Transducer for the range of 0 to 90 kgf, respecting their maximum scale of $VFE_{\text{Jamar}} = 90$ kgf, $VFE_{\text{Takei}} = 100$ kgf and $VFE_{\text{Transducer}} = 200$ kgf.

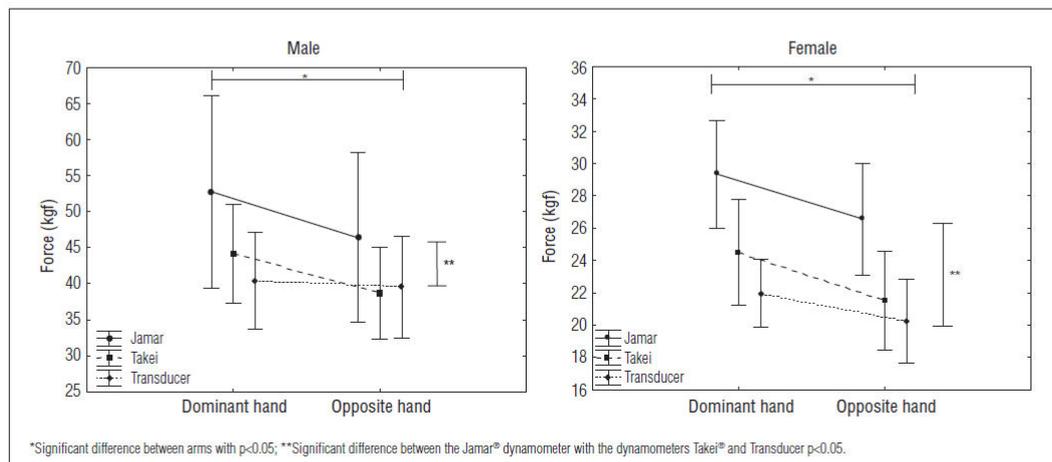


Figure 4. Comparison between the Jamar[®] dynamometer, the Takei[®] dynamometer and the EMG System Manual Transducer for the dominant and non dominant sides and female and males.

The level of agreement between the measurements of the three dynamometers (Jamar®-Takei®, Jamar®-Transducer and Takei®-Transducer) was tested using Bland and Altman plots. The plots of percentage differences between the dynamometers can be observed in Figure 5 where continuous lines represent average difference and dotted lines represent CI95%.

Discussion

The present study had proposed to compare the accuracy and precision of measures of grip strength of three

dynamometers: the Jamar®, Takei® and EMG System Manual Transducer of Brazil. The calibration testing of the dynamometers was conducted for two main reasons: to observe the linearity of responses and to possibly correct if needed the grip strength values obtained. This calibration allowed for an accurate comparison between the strength values obtained with each dynamometer. Calibration procedures have not been noted in earlier studies. Linearity of calibration curves showed that the three equipments preserved the mechanical characteristics from fabrication, without distortions. The angular coefficient of the regression equations were found to be statistically similar only between the

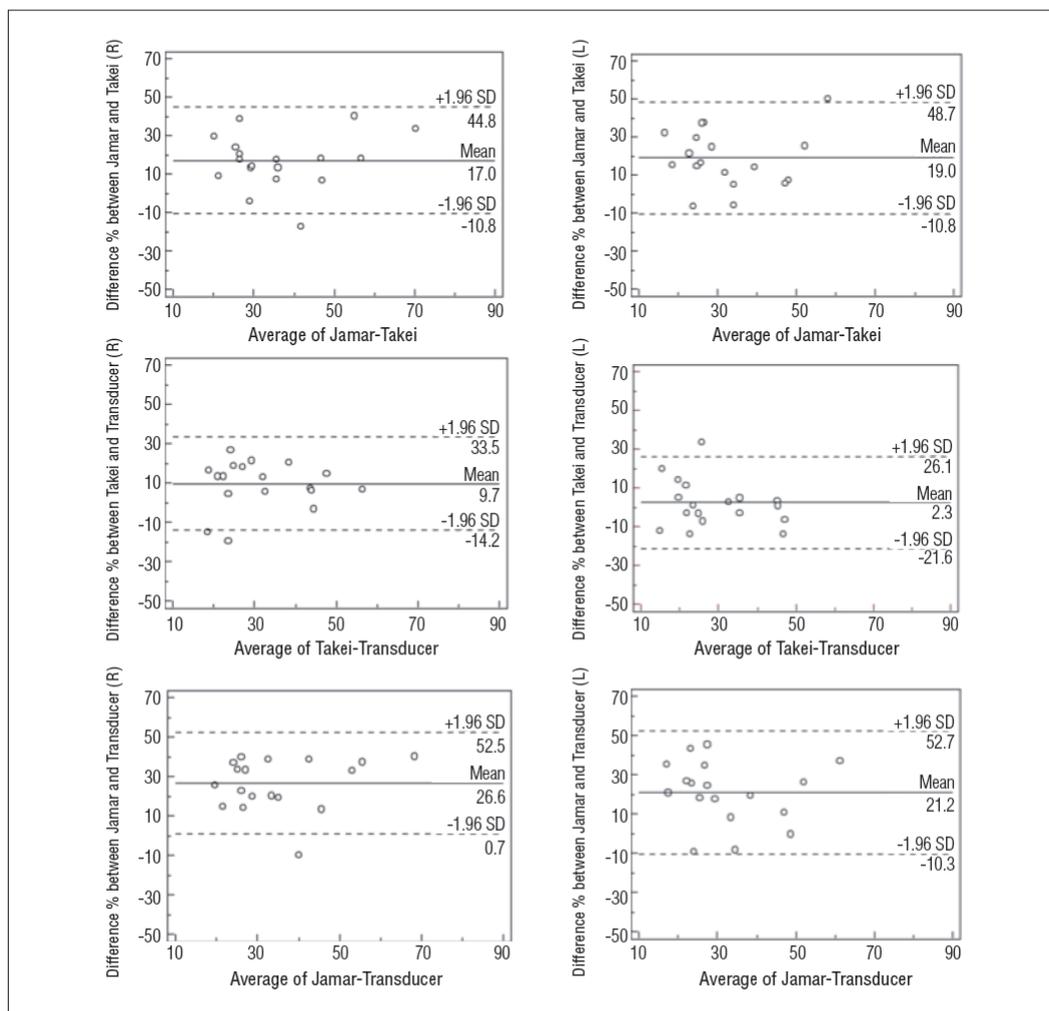


Figure 5. Limits of agreement of Bland-Altman plots between the force values measured by the dynamometers.

dynamometers Jamar® and Takei®. However, the positive values of the mean errors (Jamar®=2.694 kgf; Takei®=0.306 kgf and Transducer=3.949 kgf) confirmed that the dynamometers indicated, on average, more than the calibration load, as verified on the differences between the linear coefficients of the regression equations. For this reason, the data originally recorded during the tests had to be corrected, ensuring a reliable comparison between individuals grip strength.

The three dynamometers used had shown hysteresis in acceptable levels of 0.23%, 0.12% and 0.33% of values of full scale (VFS) for the Jamar®, Takei® and the Transducer respectively. The usefulness of these measures of hysteresis are important when considering conditions where measurements in both directions are needed such as in the study of relaxation of force at the end of a muscle stress tests in patients with myotonia³⁸.

In this study, a statistically significant difference between the dynamometers Jamar® and Takei® and Transducer was observed. The Jamar® presented average values of manual grip strength higher than the values found for the other instruments, both for the dominant and for the non-dominant arms and in both genders. However, the Takei® and the Transducer proved to produce similar results in the sample studied.

In other studies, the dynamometer Jamar® also recorded values of grip strength higher than those of other dynamometers. Massy-Westropp et al.¹⁶ conducted a study comparing the measurement of palmar grip strength in normal adults, with the hydraulic dynamometer Jamar® and the electronic dynamometer Grippit®. The results suggested that the electronic dynamometer Grippit® detected smaller variances in strength in relation to the Jamar® hydraulic dynamometer, being therefore more indicated in cases of abnormalities such as arthritis rheumatoid.

Shechtman, Gestewitz and Kimble²³, analyzing the reliability and validity of the digital dynamometer DynEx in relation to dynamometer Jamar® in 100 individuals between the ages of 20 and 40 years, found significant differences between the instruments, although with a high correlation ($r>0.98$). In the study, the dynamometer Jamar® exhibited strength values higher than the digital dynamometer.

Kurillo, Zupan and Bajd²² compared the assessment of grip strength with the use of various equipment based on force transducers that resembled objects used in everyday life, on 20 patients with neuromuscular diseases and nine healthy individuals. It was suggested that, although the conventional tests are valid methods for the detection of pathologies, they aren't sensitive to small changes that can serve as indicators of the development of the clinical picture of the disease. For this reason, the authors suggested that instruments with greater precision to perform these evaluations are necessary.

In this study, the dynamometers analyzed showed acceptable values of intraclass correlation coefficient ($ICC>0.8$). However, Bland and Altman³⁷ plots presented in Figure 5 demonstrated poor agreement between the measures of the dynamometer Jamar® with the dynamometers Takei® and with the Transducer for both limbs. The plots also showed a tendency to increase the difference between measures with the increase in strength. The dynamometers Takei® and Transducer had greater agreement. It is important to note that the quality of the measurements during testing of grip strength was ensured not only by the calibration procedures but the use of trained examiners. The ICCs of grip strength for the dominant and non-dominant hands was the same in both gender.

The differences between instruments may be related to the different means of transmission to measure grip strength (mechanical, hydraulic and electric), in addition to the different shapes of the handles. Mathiowetz²⁰ conducted a study with 30 men and 30 women, between 20 and 50 years, comparing the hydraulic Jamar® and Rolyan® dynamometers and found no significant difference between them. According to him, the instruments are equivalent and can be used interchangeably.

However, in spite of the equipments used in this study being different, the measurements can be considered equivalent, since similarity was verified between their respective calibration curves, considering that the calibration load was the same for all three dynamometers, regardless of their mechanical characteristic such as operating principles and processing of ongoing and outgoing signals. For this reason, the equipment is designed, specifically, to the measurement of manual grip strength. On the other hand, the conformation of the hand when involving each handle defines the level of effort to be registered because the shape of the handles sets up the placement of the interphalangeal joints and the metacarpophalangeal joints and thus eliciting a different muscular effort for each situation.

The handle of the dynamometer Jamar®, as well as the modified version, have anatomic shape, supporting the thenar eminence in the posterior part and presenting an anterior anatomic configuration. However, the Takei® dynamometer handle has a rectified profile and does not respect the natural accommodation of the hand. Moreover, the modified handle creates a better positioning, allowing greater participation of the fourth and fifth fingers. In the dynamometer Jamar® the fingers gather together more centrally, allowing a greater generation of force.

Regarding the comparison of the handles of the dynamometers used in this study, we were not able to find in the literature, studies that objectively compared the profiles cited. Nevertheless, inferences can be made in relation to the hand position in the different handle profiles. Since the action of the fifth finger was

maintained in all dynamometers, it was observed that, in the rectified handle of the Takei®, the 2nd, 3rd e 4th showed slight flexion of the metacarpophalangeal joints, indicating excessive action of the intrinsic musculature of the hand. This excessive action of the intrinsic muscles are minimized on the Jamar® dynamometer and the Transducer due to the non-rectified shape of its handle. Because of this, it was expected that the values of strength would be greater for the Takei® equipment, which did not occur. In part, this is due to the complacency of the Takei® handle that under load moves, promoting a dynamic effort. On the other hand, the lower strength values measured by the Transducer were justified because of the profile of the anterior aspect of its handle, which promotes static force, keeping the metacarpophalangeal joints in a neutral position during testing, minimizing the action of intrinsic muscles of the hand.

The different characteristics of the dynamometers used in this study demonstrate the need to perform a careful comparison between them. The main limitation of this research was the sample size, although the sample calculation indicated n=16. Therefore, further studies, with different samples and methodologies, using, for example, electromyography, could elucidate the effective participation of the fingers in relation to their position according to the profile of the handles and help understand the differences found between these instruments. Although further studies are needed with different samples that may confirm our findings, our results show that the dynamometer Jamar® cannot be used interchangeably with the dynamometers Takei® and Transducer since they produce dissimilar values. In analyses of performance, especially in clinical practice, one has to consider that the shape of the handle will set the performance level of grip strength in isometric stress tests.

The clinical use of these dynamometers should be criteriously considered, mainly, the need for static calibration prior to isometric stress tests. In addition to the calibration, as an inherent factor in the proper use of measuring instruments, a standardized protocol, such as the one used in this study can improve not only the extent of grip strength, but also the accuracy of measures, enabling future comparisons between different populations or

different physio-pathological conditions. In addition, it is important to highlight the level of investment required for each of the types of dynamometers presented here: the Jamar® and Takei® are portable and about 1/3 less expensive than the EMG Transducer System, which is computerized and has a calibration system that can be adjusted during use but require technical assistance. The first two are more suitable for the tests to be carried out in clinical practice or even in the ambulatory environment with large numbers of people. However, the Transducer provides graphic visualization and continuous records of grip strength during the tests that can be used in other types of analysis. Additionally, the shape of the modified handle inserted in the Transducer makes it possible for the hand to conform to its grip aligning all medial and distal phalanges to the medium and large sizes of the handle respectively. Clinically, such a configuration makes it possible to highlight the action of the extrinsic muscles of the hand, both for the superficial flexors of the fingers (that insert into the medial phalanges) and for the deep flexors of the fingers (that insert into the distal phalanges).

Conclusion

The results of this study suggest that the values of manual grip strength measured with the Takei® and Transducer instruments are different than the values for the dynamometer Jamar®. The dynamometers Takei® and Transducer demonstrated similar grip strength in the sample studied. The influence of the formats of handles on the measurement of grip strength was noted as well as the need for prior calibration of this type of instrument.

Acknowledgements

The present study had financial support from FAPEMIG, which enabled the acquisition of the license of *Matlab*® software through the project APQ 01284/09.

References

1. 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 App Physiol.* 2003;95(5):1851-60.
2. van der Schaaf M, Dettling DS, Beelen A, Lucas C, Dongelmans DA, Nollet F. Poor functional status immediately after discharge from an intensive care unit. *Disabil Rehabil.* 2008;30(23):1812-8.
3. Watanabe K, Tsubota S, Chin G, Aoki M. Differences in parameters of the explosive grip force test between young and older women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011;66(5):554-8.
4. Edwards SG, Johansen JA. Prospective outcomes and associations of wrist ganglion cysts resected arthroscopically. *J Hand Surg Am.* 2009;34(3):395-400.
5. Lucado AM, Li Z, Russell GB, Papadonikolakis A, Ruch DS. Changes in impairment and function after static progressive splinting for stiffness after distal radius fracture. *J Hand Ther.* 2008;21(4):319-25.
6. Rogers MW, Wilder FV. Exercise and hand osteoarthritis symptomatology: a controlled crossover trial. *J Hand Ther.* 2009;22(1):10-8.
7. Schreuders TA, Roebroek ME, Jaquet JB, Hovius SE, Stam HJ. Measuring the strength of the intrinsic muscles of the hand in patients with ulnar and median nerve injuries: reliability of the Rotterdam Intrinsic Hand Myometer (RIHM). *J Hand Surg Am.* 2004;29(2):318-24.
8. Moreira D, Alvarez RRA, Cogoy JR, Cambraia AN. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR®: uma revisão de literatura. *Rev Bras Ciênc Mov.* 2003;11(2):95-9.

9. Bohannon RW. Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *J Geriatr Phys Ther.* 2008;31(1):3-10.
10. Figueiredo IM, Sampaio RF, Mancini MC, Nascimento MC. Canhos funcionais e sua relação com os componentes de função em trabalhadores com lesão de mão. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(4):421-7.
11. Ashton L, Myers S. Serial grip strength testing - Is role in assessment of wrist and hand disability. *The Internet Journal of Surgery.* 2004;5(2).
12. Bertuzzi RCM, Franchini E, Kiss MAPD. Análise da força e da resistência de preensão manual e as suas relações com variáveis antropométricas em escaladores esportivos. *Rev Bras Ciênc Mov.* 2005;13(1):87-93.
13. Leyk D, Gorges W, Ridder D, Wunderlich M, Rütther T, Sievert A, et al. Hand-grip strength of young men, women and highly trained female athletes. *Eur J Appl Physiol.* 2007;99(4):415-21.
14. Borges Júnior NG, Domenech SC, Silva ACK, Dias JA, Sagawa Júnior SY. Estudo comparativo da força de preensão isométrica máxima em diferentes modalidades esportivas. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2009;11(3):292-8.
15. Josty IC, Tyler MPH, Shewell PC, Roberts AH. Grip and pinch strength variations in different types of workers. *J Hand Surg Br.* 1997;22(2):266-9.
16. Massy-Westropp N, Rankin W, Ahern M, Krishnan J, Hearn TC. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. *J Hand Surg Am.* 2004;29(3):514-9.
17. Dias JA, Ovando AC, Külkamp W, Borges Júnior NG. Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2010;12(3):209-16.
18. Fess E. Grip strength. In: Casanova JS. *Clinical assessment recommendations.* 2nd ed. Chicago: American Society of Hand Therapists; 1992. p. 41-45.
19. Weinstock-Zlotnick G, Bear-Lehman J, Yu TY. A test case: does the availability of visual feedback impact grip strength scores when using a digital dynamometer? *J Hand Ther.* 2011;24(3):266-76.
20. Mathiowetz V. Comparison of Rolyan and Jamar dynamometers for measuring grip strength. *Occup Ther Int.* 2002;9(3):201-9.
21. Shechtman O, Davenport R, Malcolm M, Nabavi D. Reliability and validity of the BTE-Primus grip tool. *J Hand Ther.* 2003;16(1):36-42.
22. Kurillo G, Zupan A, Bajd T. Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(10):1014-21.
23. Shechtman O, Gestewitz L, Kimble C. Reliability and validity of the DynEx dynamometer. *J Hand Ther.* 2005;18(3):339-47.
24. Svens B, Lee H. Intra- and inter-instrument reliability of Grip-Strength Measurements: GripTrack™ and Jamar® hand dynamometers. *Hand Ther.* 2005;10(2):47-55.
25. Cardoso JR, Azevedo NCT, Cassano CS, Kawano MM, Âmbar G. Confiabilidade intra e interobservador da análise cinemática angular do quadril durante o teste sentar e alcançar para mensurar o comprimento dos isquiotibiais em estudantes universitários. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(2):133-8.
26. Novo Júnior J, inventor; Universidade Federal de Juiz de Fora, cessionário. Configuração aplicada em empunhadura. Brasil patente DI 6901797-2. 2009 mai 05.
27. Novo Júnior J, Martins LEB, Cliquet Júnior A, Gallo Júnior L. A force-pressure interface for muscle strength evaluation. *Rev Bras Eng Bioméd.* 2000;16(1):3-11.
28. Novo Júnior JM. Preliminary study of design and sizing of ergonomic handle for hand dynamometers. In: 1^ª Jornada de Ergonomia da UFJF; 2003; Juiz de Fora. 1^ª Jornada de Ergonomia da UFJF; 2003.
29. Essex-Sorlie D. *Medical biostatistics & epidemiology. Examination & board review* Norwalk: Appleton & Lange (a LANGE medical book); 1995.
30. Fonseca JS, Martins GA. *Curso de estatística.* 6^ª ed. São Paulo: Atlas; 2006.
31. Fess E. A method for checking Jamar dynamometer calibration. *J Hand Ther.* 1987;1(1):28-32.
32. Rolyan SP. *Hydraulic Hand Dynamometer Owner's Manual.* 1^ª ed. Nottinghamshire: Sammons Preston Rolyan; 2003.
33. Bowman P, Johnson L, Chiapetta A, Mitchell A, Belusko E. The clinical impact of the presence or absence of the fifth finger flexor digitorum superficialis on grip strength. *J Hand Ther.* 2003;16(3):245-8.
34. MacLennan RN. Interrater Reliability with SPSS for Windows 5.0. *The American Statistician.* 1993;47(4):292-6.
35. Looney MA. When is the intraclass correlation coefficient misleading? *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2000;4(2):73-8.
36. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Strength Cond Res.* 2005;19(1):231-40.
37. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1(8476):307-10.
38. Hogrel JY. Quantitative myotonia assessment using force relaxation curve modelling. *Physiol Meas.* 2009;30(7):719-27.
39. Doebelin E O. *Measurement systems: application and design.* 5th ed. New York: McGraw-Hill Book; 2004.

ANEXO C

Motricidade
2012, vol. 8, n. S2, pp. 454-461

© FTCD/FIP-MOC
Suplemento do 1º EPEPS

Taxa de desenvolvimento da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres idosas

Rate of force development of upper and lower limbs in elderly women

J.F. Amaral, E.A. Castro, M. Mancini, L.A. Doimo, J.M. Novo Júnior

ARTIGO ORIGINAL | ORIGINAL ARTICLE

RESUMO

Este estudo teve como objetivo analisar a taxa de desenvolvimento da força de membros superiores e inferiores por meio de esforço isométrico máximo em mulheres idosas praticantes de atividade física. A amostra foi constituída por 22 mulheres (68.9 ± 6.3 anos). Foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo de preensão manual e de extensão de joelho, sendo a curva com o valor máximo de força em cada teste selecionada para análise, por meio de um algoritmo desenvolvido em linguagem Matlab®. Os parâmetros identificados foram: Força máxima, tempo necessário para atingir a força, taxa máxima de desenvolvimento da força e as taxas referentes aos intervalos de tempo de 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 e 0-250 ms. Para verificar as possíveis diferenças entre as variáveis relacionadas aos membros superiores e inferiores foi aplicado o teste t Student para amostras dependentes para os dados que apresentaram distribuição normal, enquanto para aqueles que violaram essa condição foi aplicado o teste de Wilcoxon. O nível de significância adotado foi $p < .05$. Os resultados do presente estudo demonstram valores semelhantes das variáveis relacionadas ao desenvolvimento da força para ambos os membros, porém os dados sugerem um declínio mais acentuado nos membros inferiores decorrente do processo de envelhecimento.

Palavras-chave: envelhecimento, contração isométrica, força muscular

ABSTRACT

This study aimed to analyze the rate of force development of upper and lower limbs by means of maximum isometric effort in older women practitioners of physical activity. The sample consisted of 22 women (68.9 ± 6.3 years). Three attempts of maximum isometric effort were performed of the handgrip and knee extension, and the curve with the maximum strength in each test selected for analysis, using an algorithm developed in Matlab® language. The parameters identified were: maximum force, time required to achieve the strength, maximum rate of force development and rates related to the time intervals of 0-50, 0-100, 0-150, 0-200 and 0-250 ms. To verify the possible differences between the variables related to upper and lower limbs was applied Student's t test for dependent samples for data with normal distribution, while for those who violated this condition was applied the Wilcoxon test. The level of significance was $p < .05$. The results of this study show similar values of variables related to strength development for both members, but the data suggest a more pronounced decline in the lower limbs due to the aging process.

Keywords: aging, isometric contraction, muscle strength

Submetido: 01.08.2011 | Aceite: 14.09.2011

Josária Ferraz Amaral. Programa de Pós-graduação, Mestrado em Educação Física, Faculdade de Educação Física e Desportos, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora – MG, Brasil.

Eliane Aparecida de Castro. Programa de Pós-graduação, Mestrado em Educação Física, Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Viçosa, Viçosa – MG, Brasil.

Marcelly Mancini. Programa de Educação Tutorial da Faculdade de Educação Física e Desportos, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora – MG, Brasil.

Leonice Aparecida Doimo. Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Viçosa – MG, Brasil.

José Marques Novo Júnior. Departamento de Educação Física e Motricidade Humana, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos – SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Josária Ferraz Amaral, Rua José Kneipp Filho, nº 38 / 303. Bairro São Pedro, CEP: 36.037-230 Juiz de Fora – MG, Brasil.

E-mail: josaria_ferraz@hotmail.com

O declínio na força muscular voluntária máxima com o envelhecimento está relacionado com várias alterações nos sistemas musculoesquelético e nervoso (Klass, Baudry, & Duchateau, 2007). Essa redução associada ao declínio da velocidade da contração muscular são duas das maiores causas de debilidade funcional em idosos (Zhong, Chen, & Thompson, 2007). Contudo, estudos têm mostrado que a potência muscular (força \times velocidade de contração) possui um maior potencial de influência no desempenho funcional do que a força muscular, além de exibir um declínio mais rápido com o processo de envelhecimento (Clark et al., 2010; Foldvari, et al., 2000; Watanabe, Tsubota, Chin, & Aoki, 2011).

As oscilações nos níveis de força, todavia, não sofrem influência apenas da idade, mas também do grupo muscular, tipo e intensidade da contração, bem como do estado de atividade física do indivíduo (Enoka et al., 2003). Estudos anteriores sugerem ainda que, a taxa de declínio na força muscular associado a idade nos membros superiores e inferiores sejam diferentes (Candow & Chilibeck, 2005).

Segundo Lynch et al. (1999), a massa muscular e força dos membros inferiores parecem ser mais afetadas pelo processo de envelhecimento do que os membros superiores, principalmente devido ao fato de a redução do nível de atividade física afetar em maior extensão os membros inferiores. Adicionalmente, indivíduos com fraqueza dos membros inferiores tendem a compensar os movimentos desses membros com outros músculos, tais como os do braço e, dessa forma, o estresse regular nos membros superiores poderia contribuir para a manutenção da massa muscular e força desses membros (Candow & Chilibeck, 2005).

Vários estudos tem utilizado a taxa de desenvolvimento da força (TDF), definida como a inclinação da curva força-tempo (Δ força/ Δ tempo) obtida durante contração muscular isométrica, para a avaliação da capacidade de desenvolver força rapidamente de jovens e idosos, tanto dos membros superiores (Watanabe et al., 2011) quanto dos membros

inferiores (Andersen & Aagaard, 2006; Suetta et al., 2007). Contudo, poucos estudos analisaram o comportamento da TDF dos membros superiores e inferiores na mesma amostra, e, além disso, a maioria dos trabalhos são realizados em amostras compostas por ambos os gêneros ou somente homens, dificultando a extrapolação desses resultados para as mulheres.

Dado o exposto, o objetivo deste estudo foi analisar a taxa de desenvolvimento da força de membros superiores e inferiores por meio de esforço isométrico máximo em mulheres idosas praticantes de atividade física.

MÉTODO

Amostra

A amostra foi do tipo não-probabilística e intencional, sendo constituída por 22 mulheres, participantes de um projeto de ginástica oferecido pelo Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Viçosa. Como critério de inclusão adotou-se período igual ou superior a seis meses de participação no referido projeto. 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 nº 196 de 10 de outubro de 1996 (Conselho Nacional de Saúde) e aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Viçosa (Protocolo 028/2011).

Instrumentos

A taxa de desenvolvimento da força muscular de membros superiores e inferiores foi avaliada, respetivamente, por meio dos testes de preensão manual e extensão de joelho. Os equipamentos utilizados para o teste de preensão manual foram o transdutor de força EMG System do Brasil acoplado à empunhadura modificada por Novo Jr. (2009) e para o teste de extensão de joelho foi utilizado a

456 | J.F. Amaral, E.A. Castro, M. Mancini, L.A. Doimo, J.M. Novo Júnior

célula de carga (tensiômetro), também da EMG System do Brasil. Os instrumentos possuíam conexão com um condicionador de sinais, com seis canais ajustados a uma frequência de amostragem de 1024-Hz, conectados a uma bateria LI-ION 11.1V 2.2 mA/h. Os microcomputadores foram também utilizados em suas baterias.

A composição corporal foi avaliada por meio da absorciometria radiológica de dupla energia (DXA). O equipamento utilizado foi o densitômetro GE Healthcare Lunar Prodigy Advance DXA System versão 13.31, o qual foi manuseado por um técnico especializado. Para as medidas de massa corporal e estatura foram utilizados, respectivamente, uma balança Filizola com precisão de 100 gramas e um estadiômetro Sany escalonado em 1 milímetro. Para todas as avaliações envolvendo a composição corporal, as avaliadas se encontravam com 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 seguiram padrões internacionais e o valor do Índice de Massa Corporal (IMC) foi obtido por meio da razão da massa corpora (kg) pelo quadrado da estatura (m).

Procedimentos

Anteriormente ao início de cada avaliação foi permitido às voluntárias um período de familiarização com o equipamento e com o protocolo requerido. Tanto para os testes de preensão quanto para o de extensão de joelho, foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo, por 6 segundos, com intervalo de dois minutos entre elas a fim de se evitar a instalação de fadiga muscular acumulada. A força muscular, em ambos os testes, foram analisadas no membro dominante.

Para os testes de preensão, padronizou-se a posição segundo orientações da American Society of Hand Therapists (Fess, 1992) na qual o sujeito permanece confortavelmente sentado, ombro aduzido e sem rotação, o antebraço fletido a 90 graus e em posição neutra, posição do punho variando entre 0 a 30 graus de

extensão. Os sujeitos, desta forma, envolviam a empunhadura com a mão enquanto o dinamômetro era suportado pelo examinador. O tamanho da empunhadura do dinamômetro foi selecionado de acordo com o tamanho da mão de cada voluntária de forma a possibilitar a ação da articulação distal do quinto dedo e a inibição da ação do polegar.

Para a tensiometria, na avaliação da força dos extensores do joelho, as voluntárias foram orientadas a permanecerem 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 inferior dominante foi posicionada em 90 graus de flexão. A célula de carga que compõe o tensiômetro foi fixada em uma barra e por meio de um cabo de aço, posicionado paralelamente ao chão com a outra extremidade acoplada a uma caneleira fixada no tornozelo do membro dominante da voluntária.

Em ambos os testes houve orientações verbais de incentivo por parte do avaliador “um, dois, três, Já!... Força!... Força!... Força!... Isso!... Relaxa!...”, emitido de forma vigorosa, a fim de manter a força máxima durante todas as tentativas. Todas as voluntárias foram instruídas a executarem a força máxima no menor tempo possível após o comando verbal para iniciar o teste (“Já”), bem como a manter esse nível de força até que fosse fornecido o comando para relaxar.

Análise dos Dados

As curvas força-tempo foram analisadas por meio de um algoritmo desenvolvido em linguagem Matlab® (Software Matlab R2009a). Inicialmente, as três tentativas realizadas em cada teste foram utilizadas para o teste de confiabilidade, o que garantiu que a curva cuja tentativa atingiu a maior força máxima fosse selecionada e então utilizada para as análises posteriores. A curva selecionada foi suavizada por meio de janelamento (regressão linear ponderada localmente) pelo método dos qua-

dados mínimos. O tamanho da janela usada para o processo de regressão local foi definido em 10% do valor da frequência de aquisição dos dados, correspondendo a 100 pontos, referentes a 0.1 s da curva, uma vez que esses dados foram adquiridos a 1024-Hz.

A posição inicial para os testes de preensão manual e extensão de joelho (fase de prontidão) originou os valores de pré-carga das curvas força-tempo que se referiram aos valores registrados da força compreendidos entre o ajuste da mão ou perna nos respectivos dinamômetros, até o efetivo esforço (Figura 1). Os valores de pré-carga foram considerados adequados ao estudo se inferiores a 5% do valor da força máxima isométrica atingida em cada teste. Portanto, para se identificar o início efetivo do esforço utilizou-se como critério o valor da força que, ao término da fase de pré-carga, fosse no mínimo, igual a três desvios padrões acima do valor médio desse trecho.

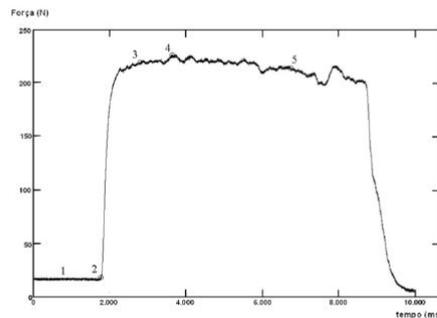


Figura 1. Exemplo de curva típica da força muscular obtida nos testes de esforço isométrico: 1-pré-carga (fase de prontidão para o teste); 2-início do esforço (valor da força igual, no mínimo, à média da força na pré-carga mais 3 desvios padrões); 3-força após 1 segundo; 4-força máxima; 5-força muscular a 5000 ms do início do esforço

Algumas variáveis da curva força-tempo foram identificadas, tais como a força máxima e o tempo necessário para alcançá-la, a taxa de desenvolvimento da força ($\Delta\text{força}/\Delta\text{tempo}$) obtida para os intervalos de tempo de 0-50; 0-100; 0-150; 0-200 e 0-250 ms, referentes ao

início da contração e a taxa máxima de desenvolvimento da força.

Análise Estatística

A confiabilidade foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intraclassa (CCI) calculado para as três tentativas de cada teste, bem como para o intervalo de confiança de 95%. Em seguida, foi realizada uma análise exploratória dos dados coletados. A normalidade dos mesmos foi verificada por meio do teste Shapiro-Wilk. Para verificar as possíveis diferenças relacionadas aos membros superiores e inferiores foi aplicado o teste t Student para amostras dependentes para os dados que apresentaram distribuição normal, enquanto para aqueles que violaram essa condição foi aplicado o teste de Wilcoxon para amostras dependentes. Para a análise estatística dos dados foi utilizado o software estatístico Statistical Package for Social Sciences 15. O nível de significância adotado foi $p < .05$.

RESULTADOS

Participaram deste estudo 22 mulheres com média de idade de 68.9 ± 6.3 anos, 62.6 ± 5.9 kg e 152.8 ± 4.5 cm. Com relação à composição corporal as mesmas apresentaram índice de massa corporal médio de 26.9 ± 2.5 kg/m² e percentual de gordura médio de 38.3 ± 0.04 .

As descrições dos valores de força máxima entre as tentativas, tanto de preensão manual quanto de extensão de joelho estão dispostas na tabela 1, juntamente com o cálculo de coeficiente de correlação intraclassa para as três tentativas e de seus respectivos intervalos de confiança. Os altos coeficientes de correlação intraclassa demonstrado entre as tentativas de força de preensão manual (.94) e de extensão de joelho (.98) sugerem grande reprodutibilidade entre as tentativas, e desta forma permitiu o uso da tentativa de maior força máxima para as análises referentes ao comportamento temporal da força.

A taxa de desenvolvimento da força foi determinada neste estudo em intervalos 50 ms até 250 ms como ilustra a figura 2.

458 | J.F. Amaral, E.A. Castro, M. Mancini, L.A. Doimo, J.M. Novo Júnior

Tabela 1.

Coefficiente de correlação intraclasse (CCI) entre as tentativas de força máxima para ambos os testes. Dados representados em média \pm DP (n=22)

	Força máxima (N)	
	Preensão manual	Extensores do joelho
Tentativa 1	238.63 \pm 42.57	289.01 \pm 68.01
Tentativa 2	239.38 \pm 34.82	303.48 \pm 64.59
Tentativa 3	249.14 \pm 38.97	301.61 \pm 66.33
Coefficiente de correlação intraclasse	.942	.984
Intervalo de confiança de 95%	.882 - .974	.967 - .993

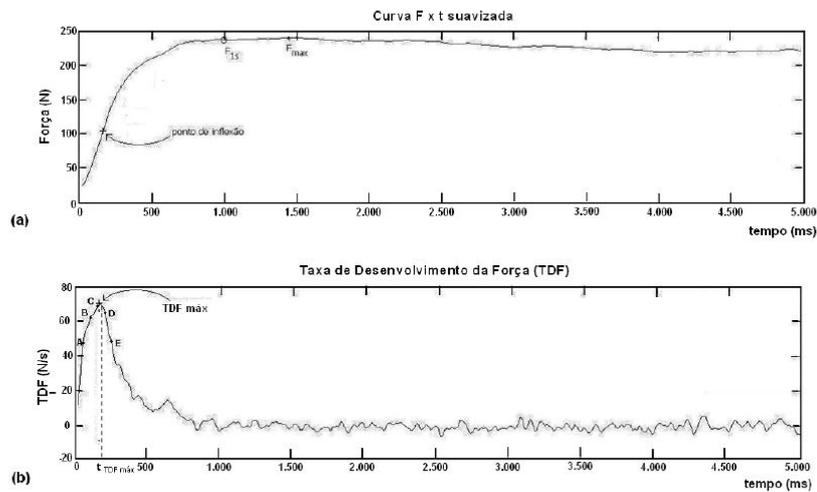


Figura 2. (a) curva força-tempo suavizada. (b) curva da TDF, com destaque às TDF a 50 ms(A), 100 ms(B); 150 ms(C); 200 ms(D) e 250 ms(E). A TDF máxima ocorre a tempos específicos para cada voluntária (neste caso entre 150 e 200 ms)

A TDF obtida nos intervalos de tempo de 0-50; 0-100, 0-150; 0-200 e 0-250 ms para preensão manual e extensão de joelho está representado na figura 3. Não foi encontrada diferença significativa da TDF entre os referidos intervalos de tempo para os membros superiores e inferiores ($p = .50$, $p = .96$, $p = .15$, $p = .42$, $p = .39$ para os intervalos de tempo de 0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250).

Os dados de força máxima (F_{max}), tempo necessário para alcançar a força máxima (T_{Fmax}), taxa máxima de desenvolvimento da força (TDF_{max}) e seu tempo de ocorrência

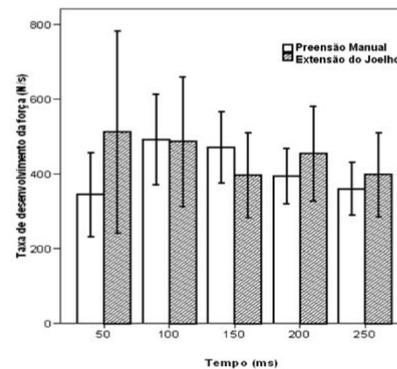


Figura 3. Taxa de desenvolvimento da força

(T_TDFmax), bem como a taxa máxima de desenvolvimento da força normalizada pela força máxima (TDFmax normalizada) estão dispostos na tabela 2. Não foram encontradas diferenças significativas entre os membros em nenhuma das variáveis analisadas.

DISCUSSÃO

Muitas das atividades da vida diária são caracterizadas pelo limitado tempo de desenvolvimento de força (0-200 ms), o qual é consideravelmente menor do que o necessário para alcançar a força máxima (~400-600 ms) (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson, & Dyhre-Poulsen, 2002). Nesse sentido, o declínio progressivo na capacidade de produzir força muscular rapidamente, observado principalmente a partir da quinta década de vida, é um importante fator na redução da independência funcional e qualidade de vida em idosos (Foldvari et al., 2000).

No presente estudo, o tempo necessário para atingir a força máxima foi em média 2193 e 2721 ms, para a prensão manual e extensão de joelho, respectivamente. Não foram encontradas investigações com o propósito de analisar o referido tempo para prensão manual em mulheres, quer sejam mulheres jovens ou idosas, o que dificulta a comparação dos achados do presente estudo. Com relação ao teste de extensão de joelho foi encontrado apenas o trabalho de LaRoche, Cremin, Greenleaf e Croce (2011). Esses autores ao analisarem mulheres idosas, que sofreram e que não sofreram quedas, encontraram tempo médio para atingir a força máxima de 1624 e 1714 ms, respectiva-

mente. Tais diferenças podem estar relacionadas a características próprias de cada amostra estudada.

Com relação ao desenvolvimento temporal da força muscular, foram encontrados valores semelhantes entre membros superiores e inferiores, sugerindo um acentuado declínio da capacidade de desenvolver força e velocidade, sobretudo nos membros inferiores, uma vez que em indivíduos jovens essa capacidade dos membros inferiores é superior a encontrada nos membros superiores devido a características intrínsecas de cada grupamento muscular. Embora poucos trabalhos tenham investigado o comportamento temporal da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres idosas, os resultados do presente estudo estão de acordo com outros trabalhos realizados anteriormente. Lynch et al. (1999) ao analisarem a qualidade muscular de membros superiores e inferiores, ao longo da vida de homens e mulheres adultos, demonstraram que a qualidade muscular dos membros inferiores declina mais com o avançar da idade do que os membros superiores nas mulheres. Esses autores sugerem ainda, que nas mulheres os músculos dos membros superiores podem não experimentar tanta mudança relacionada à idade nas propriedades contráteis, tecido conjuntivo ou de componentes da arquitetura muscular, tal como o ângulo de penação, como os músculos dos membros inferiores.

Watanabe et al. (2011) ao compararem a taxa de desenvolvimento da força (TDF) entre mulheres jovens e idosas por meio do teste explosivo de prensão manual encontraram uma

Tabela 2.
Parâmetros que caracterizam o desenvolvimento temporal da força

	Preensão Manual	Extensão do joelho	<i>p</i>
Fmax (N)	251.97 ± 39.25	308.11 ± 64.21	.75
T_Fmax (MS)	2193 ± 854	2721 ± 1150	.51
TDFmax (N/s)	708.13 ± 227.19	853.42 ± 590.66	.57
T_TDFmax (s)	0.18 ± 0.12	0.22 ± 0.15	.11
TDFmax normalizada	2.89 ± 1.03	2.68 ± 1.57	.29

diminuição significativa da TDF, bem como da força de preensão máxima em mulheres idosas. Além disso, a diminuição relativa à idade da TDF encontrada foi maior do que a força de preensão máxima, indicando que a capacidade de gerar força explosiva de preensão manual seja mais influenciada pelo envelhecimento do que a força de preensão máxima.

O declínio diferenciado na força muscular entre os membros relacionado à idade tem sido agregado a alterações no padrão de atividade física realizado. Ferrreira, Gobbi e Gobbi (2009) 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 de cidades de médio porte. Seus resultados sugeriram que com o avançar da idade o nível de atividade física dos membros superiores aumentam, enquanto que dos membros inferiores declinam. Tais resultados podem ajudar a explicar o declínio mais acentuado na força dos membros inferiores do que dos membros superiores.

A TDF máxima média encontrada nesse estudo, de 180 e 220 ms para o teste de preensão da mão e extensão de joelho, respectivamente, indica uma característica muito importante do desenvolvimento temporal da força: De que há dois intervalos de tempo distintos na capacidade de mulheres idosas gerarem força muscular até atingirem a força máxima. Considerando-se a figura 2a, o ponto de inflexão da curva (momento no qual a TDF máxima foi atingida) reflete um comportamento específico da ação muscular isométrica. Até esse instante, a força aumenta por acréscimos cada vez maiores. Após esse ponto, a força continua aumentando até atingir a força máxima, porém, com incrementos de força cada vez menores. No primeiro intervalo, ou seja, até a ocorrência da TDF máxima, há a predominância da ação das fibras de ação rápida, ou seja, dos componentes ativos da musculatura envolvida. Com o envelhecimento, o desempenho desse tipo de fibra está comprometido, como constatado nos altos valores das TDF.

No segundo intervalo (instante entre a ocorrência da TDF máxima e o valor da força máxima), é predominante a ação dos componentes elásticos do sistema muscular, inibindo a geração de força ativa, o que explica o aumento da força por acréscimos cada vez menores (Andersen & Aagaard, 2006).

A redução da taxa de desenvolvimento da força decorrente do processo de envelhecimento tem sido atribuída a diferentes fatores. Dentre eles, a redução da massa muscular e a atrofia das fibras de contração rápida as quais tem sido apontadas como fatores primários (Zhong et al., 2007). Adicionalmente, as alterações neurais e das propriedades contráteis do músculo também estão envolvidas no declínio da taxa de desenvolvimento da força observado com o avançar da idade (Lang et al., 2010).

A principal limitação desta investigação foi à ausência de um grupo controle jovem com as mesmas características e proporcionalidades da amostra estudada, de forma a possibilitar a comparação dos resultados entre as faixas etárias, uma vez que a taxa de desenvolvimento da força é analisada em outros estudos por meio de métodos distintos, dificultando a comparação. Embora os resultados encontrados não possam ser extrapolados para força muscular de testes dinâmicos, visto que foram realizados em condições isométricas, eles demonstram a importância em se definir uma estratégia de treinamento adequado para mulheres idosas, sobretudo dos membros inferiores, de forma a possibilitar uma manutenção da funcionalidade e qualidade de vida dessa população.

CONCLUSÕES

Por meio dos resultados do presente estudo conclui-se que o processo de envelhecimento pode afetar negativamente a capacidade de desenvolver força rápida de mulheres idosas. Para a amostra estudada, foram encontrados valores semelhantes das variáveis relacionadas ao desenvolvimento da força para ambos os membros, porém os dados sugerem um declínio mais acentuado nos membros inferiores decorrente do processo de envelhecimento.

Agradecimentos:
Nada a declarar.

Conflito de Interesses:
Nada a declarar.

Financiamento:
O presente estudo contou com apoio financeiro da FAPEMIG, que possibilitou a aquisição do software MATLAB® - projeto APK01284/09.

REFERÊNCIAS

- Aagaard, P., Simonsen, E., Andersen, J., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93(4), 1318-1326.
- Andersen, L., & Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*, 96(1), 46-52.
- Candow, D. G., & Chilibeck, P. D. (2005). Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60, 148-156.
- Clark, D. J., Patten, C., Reid, K. F., Carabello, R. J., Phillips, E. M., & Fielding, R. A. (2010). Impaired voluntary neuromuscular activation limits muscle power in mobility-limited older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 65, 495-502.
- Enoka, R. M., Christou, E. A., Hunter, S., Kornatz, K. W., Semmler, J. G., Taylor, A. M., & Tracy, B.L. (2003). Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 1-12.
- Ferreira, L., Gobbi, S., & Gobbi, L. (2009). An explanatory mechanism for the different decline in limb strength in older women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 49(3), 373-377.
- Fess, E. (1992). Grip strength. In J. Casanova (Ed.), *Clinical assessment recommendations* (pp. 41-45). Chicago: American Society of Hand Therapists.
- Foldvari, M., Clark, M., Laviolette, L. C., Bernstein, M. A., Kaliton, D., Castaneda, C., ... Singh, M. (2000). Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55, 192-199.
- Klass, M., Baudry, S., & Duchateau, J. (2007). Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: A brief review. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 543-551.
- Lang, T., Streeper, T., Cawthon, P., Baldwin, K., Taaffe, D., & Harris, T. (2010). Sarcopenia: Etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporosis International*, 21(4), 543-559. doi: 10.1007/s00198-009-1059-y
- LaRoche, D. P., Cremin, K. A., Greenleaf, B., & Croce, R. V. (2011). Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 482-488. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.08.004
- Lynch, N. A., Metter, E. J., Lindle, R. S., Fozard, J. L., Tobin, J. D., Roy, T. A., ... Hurley, B.F. (1999). Muscle quality - I: Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *Journal of Applied Physiology*, 86(1), 188-194.
- Novo Jr, J. (2009). *Configuração aplicada em empunhadura, Brasil Patente DI 6901797-2*, INPI. Universidade Federal de Juiz de Fora, Brasil.
- Suetta, C., Aagaard, P., Magnusson, S. P., Andersen, L. L., Sipilä, S., Rosted, A., ... Kjaer, M. (2007). Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: Effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *Journal of Applied Physiology*, 102(3), 942-948.
- Watanabe, K., Tsubota, S., Chin, G., & Aoki, M. (2011). Differences in parameters of the explosive grip force test between young and older women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 66, 554-558.
- Zhong, S., Chen, C., & Thompson, L. (2007). Sarcopenia of ageing: Functional, structural and biochemical alterations. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 11, 91-97.

