

COMPORTAMENTO DA FADIGA NEUROMUSCULAR EM TAREFAS ISOMÉTRICA E ISOTÔNICA: ANÁLISE DO SINAL MIOELÉTRICO E DA ESCALA DE BORG MODIFICADA

FLÁVIA A. LOTERIO¹, ALEXANDRE POMER-ESCHER¹, VIVIANNE F. CARDOSO¹, TEODIANO F. BASTOS-FILHO^{1,2} E ANSELMO FRIZERA-NETO²

¹*Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia*

²*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica*

Universidade Federal do Espírito Santo

Av. Fernando Ferrari, 514 - Goiabeiras, Vitória - ES, 29075-910, Brasil.

E-mails: loteriofa.ufes@gmail.com

Abstract— Neuromuscular fatigue leads to a gradual decrease in the ability to perform physical actions. It is identified through questionnaires subjectively and objectively, for example, by electromyography (decreasing in median frequency of the signal). The objective of this study was to identify muscular fatigue through the myoelectric signal in isometric exercises and compare it with the fatigue identified in isotonic exercises. Twelve volunteers participated in the first stage of the study and one participated in the second stage. After each stage, the volunteers filled the Borg Scale Modified. The technique short-time Fast Fourier Transform was used to identify the behaviour of the median frequency of the myoelectric signal in both exercises. With the method used we can identify the decline in median frequency in both tasks, with similar results. A weak to moderate correlation was found between the values indicated on the Borg scale and the values of the median frequency of the analysed signal.

Keywords— Neuromuscular fatigue, sEMG, Median Frequency, Borg Scale Modified.

Resumo— A fadiga neuromuscular leva a uma diminuição gradual na capacidade de executar ações físicas. Pode ser identificada subjetivamente por meio de questionários e objetivamente, por exemplo, com eletromiografia (diminuição da frequência mediana do sinal). O objetivo deste trabalho foi identificar fadiga muscular através do sinal mioelétrico em exercícios isométricos e compará-la com a fadiga identificada em exercícios isotônicos. Doze voluntários participaram da primeira etapa do estudo e um participou da segunda etapa. Após cada etapa os voluntários preencheram a Escala de Borg Modificada. A técnica de Transformada Rápida de Fourier de curta duração foi utilizada para identificar o comportamento da frequência mediana do sinal mioelétrico em ambos os exercícios. Com o método utilizado pode-se identificar o declínio da frequência mediana nos dois exercícios, apresentando resultados semelhantes. Houve uma correlação fraca a moderada entre os valores indicados na Escala de Borg e os valores da frequência mediana dos sinais analisados.

Palavras-chave— Fadiga Neuromuscular, sEMG, Frequência Mediana, Escala de Borg Modificada.

1 Introdução

A fadiga neuromuscular é definida como a diminuição da geração de força muscular e ocorre devido à imposição de contrações musculares por um longo período de tempo, grande intensidade de força ou alta taxa de repetitividade de movimento (Boyas and Guével, 2011). O indivíduo, ao experimentar fadiga, tem uma sensação de falta de energia, cansaço, e aversão ao esforço, o que o levará a ter uma diminuição gradual e transitória na capacidade de executar ações físicas (Lewis et al., 2011).

Vários fatores fisiológicos podem gerar fadiga, sendo estes de origem periférica e/ou central (Guyton and Hall, 2011). Na fadiga de origem periférica, há alterações na concentração de substâncias que influenciam no processo de contração muscular, por exemplo, depleção de glicose e adenosina trifosfato (ATP) e acúmulo de metabólitos prejudiciais ao organismo. Enquanto que na fadiga de origem central, pode haver uma diminuição na taxa de disparo das unidades motoras em comparação com a taxa no início da ativação muscular (Boyas and Guével, 2011). A fadiga pode ser medida por meio da redução da força muscular, uma mudança na atividade eletromi-

ográfica ou esgotamento da função contrátil (Enoka and Duchateau, 2008).

É importante destacar que a fadiga muscular é desenvolvida gradualmente conforme o movimento imposto vai sendo executado. A fadiga faz com que o músculo tenha sua força máxima reduzida, entretanto, esta pode não ser o ponto de falha da tarefa, pois é possível que o indivíduo experimente fadiga muscular e ainda assim consiga manter a tarefa motora (Enoka and Duchateau, 2008). Entretanto, o fato de ignorar a fadiga e manter o movimento pode fazer com que haja um acúmulo de problemas ao impedir que o músculo se recupere, por exemplo, redução na precisão do movimento, facilitando a ocorrência de lesões e dores (Xu, Chu, and Rogers, 2014).

As pesquisas que têm sido realizadas em relação à fadiga neuromuscular durante a marcha induzem a fadiga através de exercícios repetitivos, como levantar-se e sentar (Janssen et al., 2011; Hatton et al., 2013), incluindo ou não uma carga externa, e, por fim, avaliam a marcha com o músculo já fatigado.

Devido a isso, nesta pesquisa pretende-se identificar a fadiga neuromuscular causada por contração isométrica e compará-la com a fadiga causada durante uma contração isotônica em indivíduos sem acometimento motor, analisando-as de forma contínua.

2 Métodos

Doze indivíduos ($28,6 \pm 5,3$ anos) sem acometimento motor participaram dos experimentos. Para que participasse dos experimentos, o voluntário deveria apresentar as seguintes características: 1) não sofrer de acometimento motor, tanto musculoesquelético quanto articular assim como dores (membros inferiores, membros superiores e tronco); 2) possuir habilidades cognitivas, visuais e de linguagem suficientes para entender e seguir as instruções sobre o teste.

Como critério de exclusão, inclui-se a presença de doenças cardiorrespiratórias ou outras que interfiram no desempenho durante a marcha.

A pesquisa teve aprovação do Comitê de Ética da UFES e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

2.1. Aquisição dos Dados

Para a aquisição dos sinais mioelétricos, o equipamento EMG System do Brasil Ltda®, com conversão analógico/digital de 16 bits de resolução, amplificador de EMG com ganho total de 2000 vezes, eletrodos bipolares com pré-amplificação de ganho de 20 vezes, rejeição de modo Comum >100 dB, com impedância de entrada de 10^9 Ohms, usando uma frequência de amostragem de 1 kHz. Foram utilizados eletrodos bipolares com 10 mm de diâmetro, Ag-AgCl, pré-gelificados e 20 mm de distância inter-eletrodos.

A posição dos eletrodos foi determinada seguindo as recomendações do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM, 2016). Foram analisados dois músculos do quadríceps, vasto medial (VM) e vasto lateral (VL), responsáveis pelo movimento de extensão do joelho; tibial anterior (TA), responsável pela flexão do tornozelo ou dorsiflexão e; gastrocnêmio medial (GM), responsável pela extensão do tornozelo ou flexão plantar. Um eletrodo de referência foi colocado sobre o maléolo lateral. Em todos os casos, o membro dominante foi analisado, destacando que todos os participantes são destros.

2.2. Protocolo Experimental

Antes do início dos experimentos, o Questionário Internacional de Atividade Física – Versão Curta (*International Physical Activity Questionnaire - Short Form* – IPAQ-SF) (Matsudo et al., 2001; Craig et al., 2003) foi aplicado a fim de avaliar o nível de atividade física de cada indivíduo para classificá-lo como fisicamente ativo ou sedentário.

Idade e índice de massa corporal ($IMC = \text{massa}/\text{altura}^2$) são outros fatores que interferem na capacidade física e, portanto, foram registrados.

Os testes foram realizados em duas etapas, sendo que, na primeira, doze voluntários realizaram exercí-

cios de contração isométrica. Na segunda etapa, um voluntário participou realizando os exercícios de contração isotônica.

Na primeira etapa, os voluntários realizaram os seguintes exercícios: (a) o voluntário manteve a tarefa numa contração isométrica, na posição final do agachamento tradicional com os joelhos a 90° (Figura 1A) e permaneceu assim até a falha isométrica, ou seja, até não suportar mais a posição predeterminada; (b) o indivíduo manteve-se na posição de elevação na ponta dos pés para contração isométrica do GM (Figura 1B) e a posição foi mantida até a falha da tarefa; (c) por fim, o indivíduo sentou-se e permaneceu com o calcanhar sobre solo e a ponta do pé elevada na angulação máxima (Figura 1C), mantendo esta posição até a exaustão. Após o término das tarefas, o voluntário preencheu a Escala de Borg Modificada (Tabela 1), visando classificar subjetivamente a percepção do indivíduo ao esforço durante os exercícios realizados (Arvin et al., 2015).

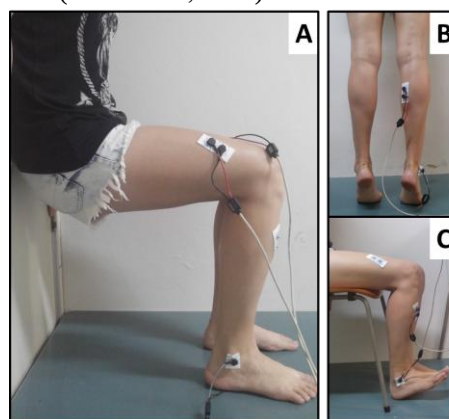


Figura 1. Posições mantidas para a contração isométrica dos músculos VM e VL (A), GM (B) e TA (C).

Após intervalo de uma semana, na segunda etapa, um voluntário realizou três exercícios isotônicos relacionados com as tarefas da primeira etapa. Todos os movimentos foram repetidos até a exaustão e estão descritos a seguir: (d) o voluntário realizou o agachamento tradicional, sendo a posição inicial de pé e a final com os joelhos a 90° ; (e) o indivíduo, de pé, repetiu o movimento de elevação corporal com as pontas dos pés e; (f) sentado, o indivíduo permaneceu com o calcanhar sobre solo e repetiu a tarefa de elevação da ponta do pé. Novamente, o voluntário preencheu a Escala de Borg Modificada.

Durante todos os exercícios das duas etapas, houve registros de sinais mioelétricos do membro inferior.

2.3. Análise dos questionários

O resultado do IPAQ-SF foi obtido calculando o tempo e a intensidade das atividades físicas que o voluntário normalmente pratica no trabalho, no deslocamento ou durante o lazer ou esporte referente à semana anterior ao teste. Pode-se classificar o indivíduo em quatro categorias: muito ativo, ativo, irregu-

larmente ativo A, irregularmente ativo B e ativo, como feito por (Matsudo et al., 2001; Craig et al., 2003).

Tabela 1. Escala de Borg Modificada (Cavallazzi et al., 2005).

Escala de Borg Modificada	
Nível	Esforço
0	Nenhum
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderado
4	Pouco intenso
5	Intenso
6	
7	Muito intenso
8	
9	Muito, muito intenso
10	Máximo

A Escala de Borg é pontuada de 0 a 10, conforme o nível de esforço sentido pelo indivíduo e sua pontuação é o próprio valor atribuído (Cavallazzi et al., 2005; Arvin et al., 2015). Para identificar a correlação entre a redução da MDF e a pontuação da Escala de Borg foi utilizado o coeficiente de correlação ρ de Spearman. Considerou-se: se $0,20 < |\rho| < 0,40$, correlação fraca; se $0,40 < |\rho| < 0,60$, correlação moderada; e se $0,60 < |\rho| < 0,80$, correlação forte.

2.4. Análise do sinal mioelétrico

Inicialmente, o sinal mioelétrico foi filtrado utilizando um filtro passa-banda Butterworth de 4ª ordem de 10-450 Hz.

A frequência mediana (MDF), do espectro de potência do sinal mioelétrico foi determinada por Transformada Rápida de Fourier de curta duração com janelas de 256 ms (Coorevits et al., 2008). Para calcular a diminuição da frequência mediana, foi feita

a regressão linear do sinal, considerando o primeiro ponto da linha como referência (100%) e o ponto final foi calculado, em porcentagem, em relação ao ponto inicial.

3 Resultados Preliminares

3.1. Exercícios isométricos – 1ª etapa

A primeira etapa dos testes foi realizada com doze voluntários, sendo sete do gênero masculino e cinco do gênero feminino, idade média de $28,6 \pm 5,3$ anos e IMC de $23,5 \pm 3,5 \text{ kg/m}^2$. Na Tabela 2 são apresentadas as características desses voluntários obtidas por meio do IPAQ-SF, alterações sentidas durante os exercícios e o valor atribuído a Escala de Borg.

As características da amostra quanto aos questionários foram pouco homogêneas. Através do IPAQ-SF, os voluntários foram classificados em: 8 ativos fisicamente, 1 irregularmente ativo A e 3 irregularmente ativos B.

As médias de duração para os exercícios de contração isométrica foram de $98 \pm 35 \text{ s}$ na tarefa (a), 229 ± 94 segundos na tarefa (b), e $239 \pm 98 \text{ s}$ na tarefa (c). Quanto às alterações relatadas posteriormente aos exercícios, cinco (42%) relataram sentir alteração na frequência cardíaca, oito (67%) alteração na frequência respiratória, dois (17%) sudorese e seis (50%) dores no membro inferior. A Escala de Borg, a qual varia de 0 a 10 e avalia o nível de esforço durante a tarefa, teve média de $6,5 \pm 2,4$.

A MDF do sinal mioelétrico apresentou declínio em todos os exercícios. Como pode ser observado na Figura 2, na tarefa (a) os músculos do quadríceps VM e VL apresentaram MDF final de $91,7\% \pm 5,2$ e $90,5\% \pm 6,0$, respectivamente. Na tarefa (b) e (c), o valor da MDF final foi de $89,3\% \pm 7,5$ para o músculo GM e $88,8\% \pm 8,2$ para o músculo TA.

Tabela 2. Características anteriores e posteriores aos exercícios isométricos referentes aos voluntários da 1ª etapa.

Voluntário	Informações anteriores ao teste			Informações posteriores ao teste (1ª etapa)				
	Idade	Gênero	IPAQ-SF	Escala de Borg	Alterações na freq. cardíaca	Alterações na freq. respiratória	Sudorese	Dores no MI
1	29	M	IA-A	8	Sim	Sim	-	Sim
2	21	F	Ativo	4	-	-	-	Sim
3	22	M	Ativo	3	-	-	-	Sim
4	35	M	IA-B	10	-	-	-	Sim
5	30	M	IA-B	5	Sim	Sim	-	-
6	29	F	Ativo	10	Sim	Sim	Sim	-
7	24	F	Ativo	7	Sim	Sim	Sim	Sim
8	33	M	Ativo	8	-	Sim	-	-
9	32	F	Ativo	3	Sim	Sim	-	-
10	26	M	Ativo	7	-	Sim	-	Sim
11	24	M	Ativo	6	-	Sim	-	-
12	38	F	IA-B	7	-	-	-	-

M: masculino; F: feminino; IA-A: irregularmente ativo A; IA-B: irregularmente ativo B; MI: membro inferior.



Figura 2: Porcentagem do declínio da frequência mediana (MDF) final do exercício em relação à MDF inicial (considerada como 100%) apresentada por cada músculo na primeira etapa dos testes. Os músculos VM e VL são referentes ao exercício (a), GM referente ao exercício (b) e TA ao exercício (c).

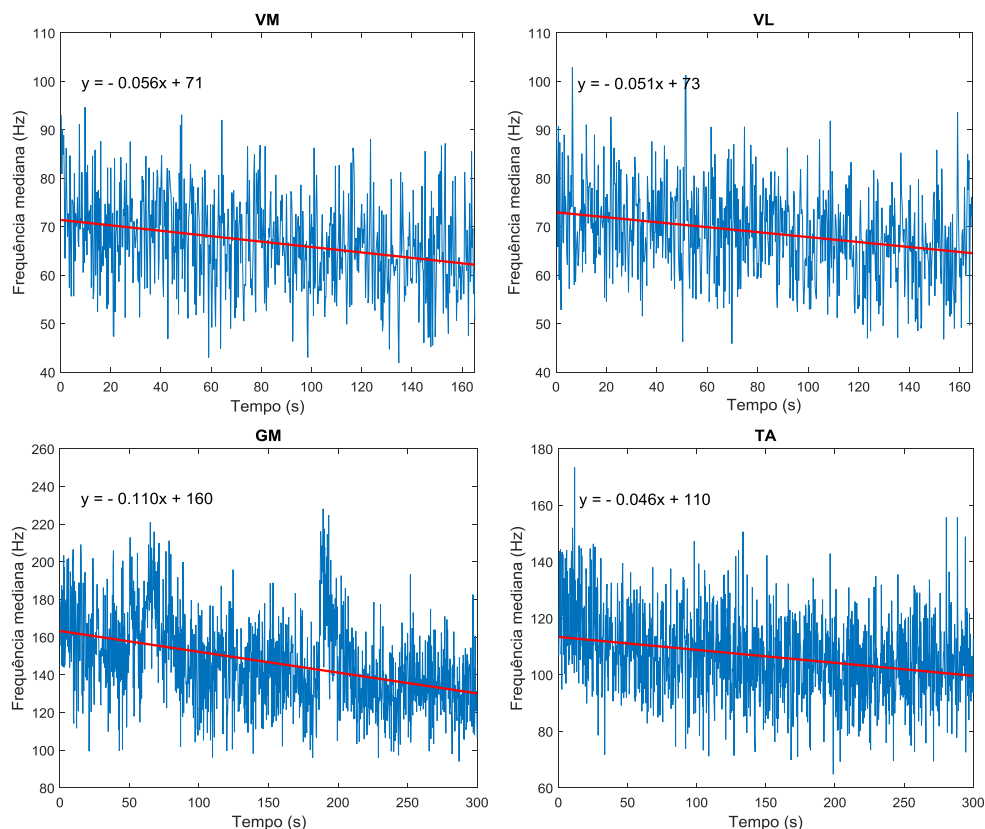


Figura 3: Variação da frequência mediana durante o período de realização dos exercícios isométricos (1ª etapa) do voluntário 7. A linha de regressão é apresentada em vermelho e indica, através de sua inclinação, o comportamento da MDF durante a tarefa. Em todos os casos, observou-se declive na linha de regressão, indicando que há uma diminuição da MDF com a manutenção de um exercício até a falha do mesmo.

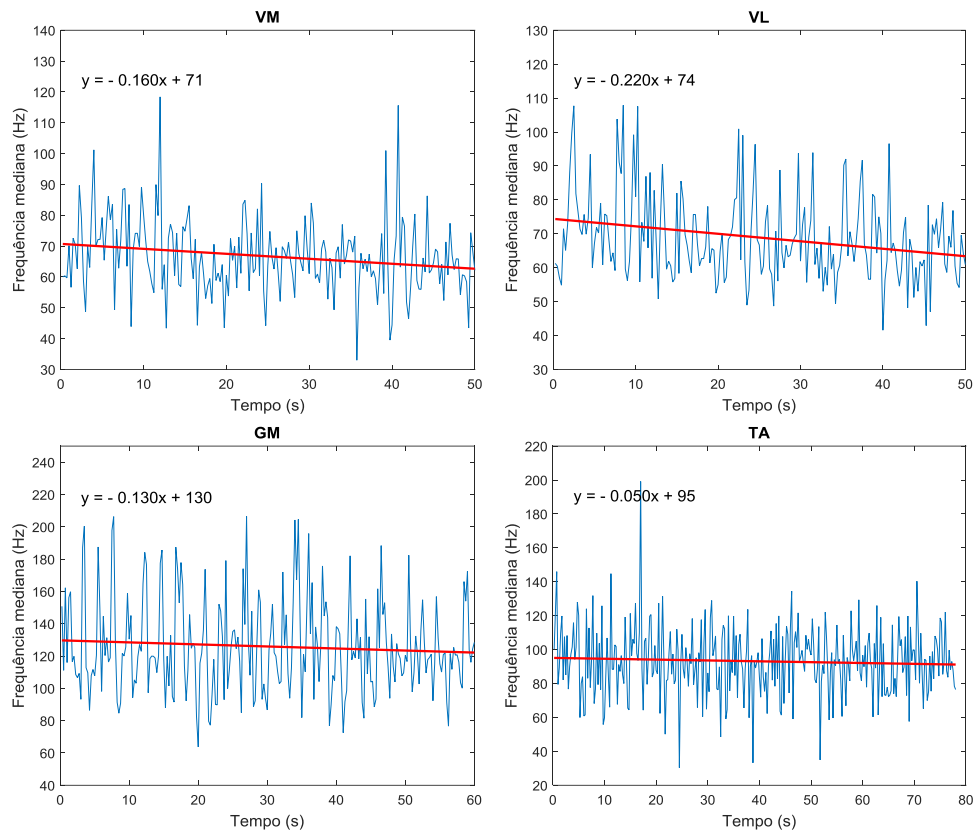


Figura 4: Variação da frequência mediana durante o período de realização dos exercícios isotônicos (2ª etapa) do voluntário 7. Como na 1ª etapa, pode-se verificar a redução da MDF durante a execução da tarefa até a exaustão.

Dederling, Németh, and Harms-Ringdahl (1999) identificaram uma correlação significativa entre a escala de Borg e fadiga calculada com base no sinal mioelétrico. Entretanto, este estudo obteve uma correlação fraca a moderada entre os valores obtidos na Escala de Borg e a redução da MDF do sinal mioelétrico, de acordo os valores de coeficiente ρ de Spearman (para o músculo VM $\rho = 0,513$; VL = 0,421; GM = - 0,503; TA = 0,237). Pode-se observar que alguns participantes pontuaram a Escala de Borg com valores altos mesmo realizando exercícios leves. Este pode ser um dos motivos da fraca correlação encontrada.

3.2. Exercícios isotônicos – 2ª etapa

O voluntário 7 participou da segunda etapa dos testes. Como apresentado na Tabela 2, esse voluntário foi classificado como ativo pelo IPAQ-SF.

A duração dos exercícios isotônicos, repetidos até a exaustão, foi de 50 segundos para a tarefa (d), 60 s para (e), 80 s para (f). O voluntário relatou alterações na frequência cardíaca e respiratória, presença de sudorese e dores no membro inferior. O nível de esforço foi de 6 (Escala de Borg).

Assim como nas tarefas isométricas, a MDF apresentou declínio em todas as tarefas isotônicas do voluntário 7. As Figuras 3 e 4 mostram a variação da MDF do voluntário 7 na contração isométrica e isotônica, respectivamente.

A Figura 5 compara a redução da MDF final em relação à MDF inicial nas etapas 1 e 2 realizadas pelo voluntário 7.

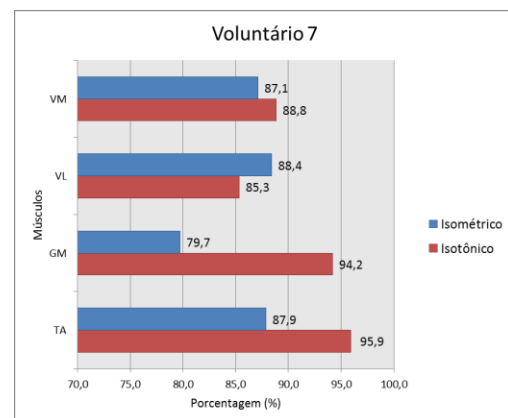


Figura 5. Comparação da MDF final em relação à MDF inicial nas contrações isométrica e isotônica realizadas pelo voluntário 7.

4 Discussão e Conclusões

A fadiga neuromuscular diminui a capacidade de executar atividades físicas. Usando eletromiografia de superfície, a fadiga pode ser identificada através da análise de domínio de frequência. O desvio da MDF para valores mais baixos indica um aumento na fadiga neuromuscular (Neumann, 2010), tanto em contrações isométricas quanto em isotônicas.

Por meio da técnica de Transformada Rápida de Fourier de curta duração, pode-se identificar o declínio da frequência mediana do sinal capturado nos dois exercícios distintos, apresentando resultados semelhantes.

A Escala de Borg é um método subjetivo para a percepção de esforço indicada pelo próprio indivíduo. Uma correlação fraca a moderada foi encontrada entre os valores indicados nesta escala e os sinais analisados.

Em trabalhos futuros, pretende-se realizar mais experimentos com os exercícios propostos neste trabalho e incluir a caminhada nas análises de fadiga, a fim de correlacionar a MDF em contrações isométricas e em contrações isotônicas da marcha humana.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES e FAPES pelo apoio recebido para o desenvolvimento desta pesquisa.

Referências Bibliográficas

- Arvin, M., Hoozemans, M. J. M., Burger, B. J., Rispen, S. M., Verschueren, S. M. P., van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2015). Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults. *Gait and Posture*, 42(4), 545–549.
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(2), 88–108.
- Cavallazzi, T. G. de L., Cavallazzi, R. S., Cavalcante, T. de M. C., Bettencourt, A. R. de C., & Diccini, S. (2005). Avaliação do uso da Escala Modificada de Borg na crise asmática. *Acta Paulista de Enfermagem*, 18(1), 39–45.
- Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., Druyts, H., Karlsson, J. S., ... Vanderstraeten, G. (2008). Test-retest reliability of wavelet - and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 798–806.
- Craig, C. L., A. L. Marshall, M. Sjostrom, A. E. Bauman, M. L. Booth, B. E. Ainsworth, M. Pratt, U. Ekelund, A. Yngve, J. F. Sallis, and P. O. (2003). International Physical Activity Questionnaire: 12 Country Reliability and Validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1350–1381.
- Dedering, Å., Németh, G., & Harms-Ringdahl, K. (1999). Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 103–111.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol*, 586(1), 11–23.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2011). *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. Journal of Chemical Information and Modeling (Vol. 53).
- Hatton, A. L., Menant, J. C., Lord, S. R., Lo, J. C. M., & Sturmeier, D. L. (2013). The effect of lower limb muscle fatigue on obstacle negotiation during walking in older adults. *Gait & Posture*, 37(4), 506–10.
- Janssen, D., Schöllhorn, W. I., Newell, K. M., Jäger, J. M., Rost, F., & Vehof, K. (2011). Diagnosing fatigue in gait patterns by support vector machines and self-organizing maps. *Human Movement Science*, 30(5), 966–975.
- Lewis, S. J., Barugh, A. J., Greig, C. A., Saunders, D. H., Fitzsimons, C., Dinan-Young, S., ... Mead, G. E. (2011). Is fatigue after stroke associated with physical deconditioning? A cross-sectional study in ambulatory stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(2), 295–298.
- Matsudo, S., Araújo, T., Marsudo, V., Andrade, D., Andrade, E., Oliveira, Luis C., & Braggion, G. (2001). International physical activity questionnaire (IPAQ): study of validity and reliability in Brazil. *Rev. Bras. Ativ. Fís. Saúde*, 6(2), 5–18.
- Neumann, D. A. (2010). Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação. In *Quadril* (pp. 465–519). Elsevier Health Sciences. Retrieved from SENIAM.
- SENIAM. (2016). Sensors location: Recommendations for sensor locations on individual muscles.
- Xu, W., Chu, B., & Rogers, E. (2014). Iterative learning control for robotic-assisted upper limb stroke rehabilitation in the presence of muscle fatigue. *Control Engineering Practice*, 31, 63–72.