

ANÁLISE DE PARÂMETROS DE BIOIMPEDÂNCIA EM ALTERAÇÕES DE MORFOLOGIA DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL EM GRUPOS DE HOMENS E MULHERES

A. B. B. Coutinho*, B. Jotta*, A. V. Pino* e M. N. Souza*

*Programa de Engenharia Biomédica-COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: andrebrand1@hotmail.com

Resumo: Uma das aplicações da técnica de bioimpedância elétrica que vem sendo estudada mais recentemente é aquela dedicada à avaliação muscular, (*Electrical Impedance Myography* - EIM). Em sua maioria, trabalhos que relacionam EIM e contração muscular utilizam protocolos envolvendo contração muscular isométrica durante a aquisição dos dados de bioimpedância, e acabam desprezando a influência das alterações morfológicas. Este estudo teve como objetivo associar variações dos parâmetros da espectroscopia de bioimpedância, obtidos pela técnica bipolar BIS-STEP, com alterações morfológicas durante a contração muscular do bíceps braquial. Foram observadas baixas correlações ($r < 0,15$) entre a bioimpedância e as alterações morfológicas. Por outro lado, foram observadas diferenças significativas ($p < 0,05$) entre os valores de homens e mulheres.

Palavras-Chave: bioimpedância, EIM, Miografia por bioimpedância

Abstract: One of the most recent application of bioimpedance technique is related to muscular assessment (EIM – *Electrical Impedance Myograph*). Majority of the studies associating EIM and muscle contraction uses protocols involving isometric muscle contraction during bioimpedance data acquisition, disregarding the influence of morphological changes. This work sought to associate the changes in bioimpedance obtained by an alternative bioimpedance technique with morphological changes during contracting of the biceps brachii muscle. Weak correlations ($r < 0.15$) were observed between bioimpedance and morphological changes. On the other hand, a significant difference ($p < 0.05$) was observed between values for men and women.

Keywords: bioimpedance, EIM, *Electrical Impedance Myograph*.

Introdução

Uma das aplicações da técnica de bioimpedância elétrica que vem sendo estudada mais recentemente é aquela dedicada à avaliação muscular, sendo, neste caso, chamada de *Electrical Impedance Myography* (EIM) ou Miografia por Impedância Elétrica [1]. Estudos que têm

investigado as alterações de bioimpedância associadas à contração muscular [2,3,4] têm reportado resultados coerentes.

Grande parte dos estudos de EIM utiliza um sistema tetrapolar de medida de bioimpedância. No entanto, recentemente a literatura [5] tem apontado problemas de zonas de sensibilidade negativa associados à esta técnica de medição. Por outro lado, a técnica bipolar BIS-STEP [6] apresenta-se como uma alternativa à técnica clássica de espectroscopia de bioimpedância (BIS) tetrapolar e baseada em varredura de senóides; e vem sendo usada com sucesso em várias aplicações [6, 7, 8, 9], inclusive na EIM [4, 10].

A EIM pode ser considerada uma técnica que ainda carece de estudos e aperfeiçoamento, mas que apresenta um aspecto promissor, uma vez que parece ser capaz de relacionar alterações das propriedades elétricas resistivas do músculo esquelético às alterações (morfológicas ou fisiológicas) decorrentes da contração muscular.

Em sua maioria, trabalhos que relacionam EIM e contração muscular utilizam protocolos envolvendo contração muscular isométrica (sem variação angular segmentar) durante a aquisição dos dados de bioimpedância, e desta maneira acabam não avaliando a influência das alterações morfológicas. Sendo assim, este estudo teve como objetivo associar variações dos parâmetros da espectroscopia de bioimpedância, obtidos pela técnica bipolar BIS-STEP, com componentes morfológicos presentes na contração muscular do bíceps braquial.

Materiais e métodos

Participaram do estudo 28 indivíduos sendo 11 mulheres e 17 homens, com idade de $25,4 \pm 4,1$ anos (média \pm desvio padrão), massa corporal de $77,2 \pm 18,3$ kg e altura de $1,74 \pm 0,1$ metros, os quais respeitaram os critérios de inclusão e exclusão. Foram incluídos no estudo indivíduos de ambos os sexos com idade entre 18 e 39 anos, saudáveis, destros, sedentários ou fisicamente ativos, sem apresentar ou sem histórico recente de qualquer tipo de lesão neuromuscular nos músculos estudados. Foram retirados do estudo indivíduos que não conseguiram realizar integralmente a atividade proposta devido fadiga

na musculatura estudada durante o experimento ou pela falta de coordenação para manutenção da contração muscular proposta. O estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho sob o número do parecer 312.381.

Instrumentação – Uma célula de carga calibrada e fixada a um aparelho de musculação que permite a flexão do cotovelo em contração isométrica (Figura 1) foi utilizada para as medições de contração voluntária máxima (CVM) e das contrações percentuais da CVM que foram necessárias para a realização do experimento.

Para medição da bioimpedância segmental do músculo bíceps braquial foi utilizado um protótipo do sistema BIS-STEP [6], montado especificamente para esta aplicação. Tal sistema emprega a técnica bipolar de espectroscopia de bioimpedância baseada na resposta de corrente à aplicação de um degrau de tensão de 500 mV e é controlado por um programa desenvolvido em LabVIEW 8.2 (National Instruments, EUA). Os sinais foram adquiridos a uma taxa de 1,25 MS/s por uma placa de aquisição de dados (National Instruments, EUA - modelo USB 6162) e cada medida consistiu da resposta de corrente média calculada após 250 estímulos.

Com o objetivo de minimizar a influência da impedância dos eletrodos foram utilizados dois eletrodos de latão com 12cm² de área. Estes foram posicionados a 2 cm acima e abaixo do ventre muscular, ficando portanto com uma distância de 4 cm entre eles.

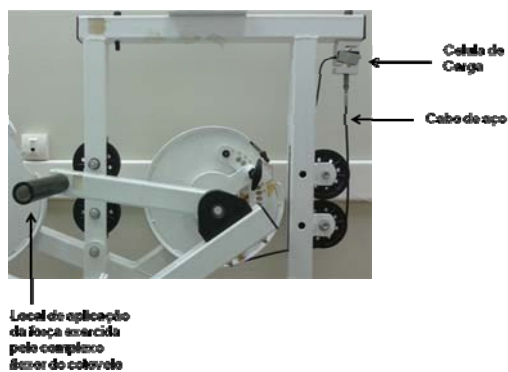


Figura 1: Vista lateral do aparelho de musculação utilizado no experimento.

Protocolo Experimental – Inicialmente foram medidos parâmetros antropométricos de cada voluntário (estatura, massa corporal, comprimento dos segmentos do braço e antebraço, circunferência do ventre muscular, dobra cutânea do tríceps). A partir da circunferência do ventre muscular e das dobras cutâneas foi realizada a estimativa da área muscular segmental e percentual de gordura segmental (PGS) do braço [11].

Em seguida, o voluntário realizou uma CVM de flexão do cotovelo no ângulo articular $\theta = 90^\circ$. O valor da magnitude da força (F_{FC}) exercida pelo complexo flexor do cotovelo (CFC) durante a CVM foi estimada a partir do sinal da célula de carga posicionada no aparelho de musculação, de relações geométricas e da distribuição de forças no braço, antebraço (Figura 2) e no aparelho de musculação (Figura 3), como mostra a equação 1. Na

obtenção desta equação foi assumido que a força do CFC poderia ser representada pela força exercida pelo músculo bíceps braquial.

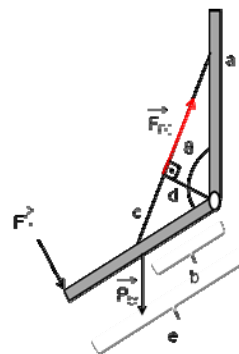


Figura 2: Modelo proposto por Tozeren [12]. Sendo: a - comprimento do braço; b - distância do cotovelo até a inserção do CFC; c - comprimento do bíceps; d - distância perpendicular entre o cotovelo e a linha de aplicação de força do bíceps; e - comprimento do antebraço mais metade do comprimento da mão. \vec{F}'_1 é a reação de \vec{F}_1 que a barra aplica no antebraço; \vec{F}_{FC} é força do bíceps; \vec{P}_{BR} é o peso do antebraço e θ é o ângulo entre braço e antebraço.

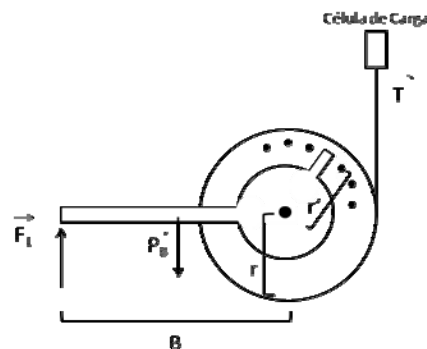


Figura 3: Esquemático representando o aparelho de musculação ligado a célula de carga. Sendo \vec{F}_1 a força que o antebraço exerce na barra devido a contração do CFC; r é o raio do disco mais interno; r' é o raio que representa a distância entre o centro do disco externo e o ponto de apoio da barra no disco interno, B a distância da empunhadura ao centro de rotação do sistema, \vec{P}_B é o peso da barra e \vec{T} é a tração exercida na célula de carga.

$$|\vec{F}_{FC}| = \frac{\left| \vec{P}_B \right| \frac{B}{2} \sin(\theta) + \left| \vec{T} \right| r}{B d \sin(\theta)} e \quad (1)$$

Foram realizadas medidas de bioimpedância durante a contração muscular do bíceps braquial em cinco ângulos articulares (θ), sendo que em todos os ângulos (62° , 76° , 90° , 105° e 120°) o mesmo torque foi realizado pelo CFC (30% daquele obtido na CVM a 90°). A força correspondente a este percentual de 30% e que deve ser exercida pelo CFC em cada ângulo estudado pode ser calculada pela equação 2.

$$\left| \overrightarrow{F_{FCi}} \right| = \left| \overrightarrow{F_{FC}} \right| \frac{d}{d'} 0,3 \quad (2)$$

onde $\left| \overrightarrow{F_{FCi}} \right|$ é a uma estimativa da força resultante do CFC no ângulo θ_i , $\left| \overrightarrow{F_{FC}} \right|$ é uma estimativa da força do CFC estimada em 90° do cotovelo, d é distância perpendicular entre o cotovelo e a linha de aplicação de força do CFC no ângulo de 90° e d' é a distância perpendicular entre o cotovelo e a linha de aplicação de força do CFC no ângulo θ_i .

Para a realização das contrações musculares o voluntário teve o apoio de um *feedback* visual. Além disso, após a realização da CVM um intervalo de cinco minutos foi dado para recuperação da musculatura [13]. Entre as medidas de bioimpedância em cada ângulo avaliado o intervalo adotado foi de dois minutos.

Análise e Processamento dos Dados – Os dados brutos de bioimpedância associados ao método BIS-STEP foram os valores correspondentes à resposta de corrente ao degrau de tensão. A partir destes valores, foram estimados os parâmetros R_i , R_e e C_m do modelo elétrico utilizado pela técnica [6]. Adicionalmente, usando-se os parâmetros estimados, foram calculados também o módulo da impedância na frequência de 50 kHz ($|Z|/50$) e R_{inf} , que representa o paralelo entre os parâmetros R_i e R_e .

Resultados

Os dados adquiridos com o sistema bipolar apresentaram baixa correlação com ângulos articulares estudados (Tabela 1), tanto no grupo masculino quanto no feminino.

Tabela 1: Valores dos coeficientes de correlação de *Spearman* entre os parâmetros de bioimpedância obtidos pelo método BIS-STEP e o ângulo articular θ .

	R_e	R_i	R_{inf}	$ Z /50$
Homens	0,01	0,03	0,03	0,01
Mulheres	0,08	0,15	0,14	0,08

Quando se investigou o comportamento de cada grupo de voluntários, foi observada diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos masculino e feminino para os parâmetros R_i e R_{inf} (Figura 4 e Figura 5).

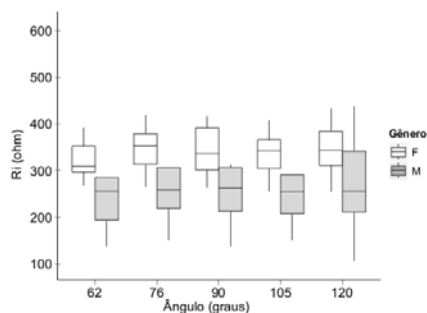


Figura 4: Boxplot do parâmetro R_i estimado pelo método

BIS-STEP quando dividido por gênero, onde “F” é feminino e “M” é masculino.

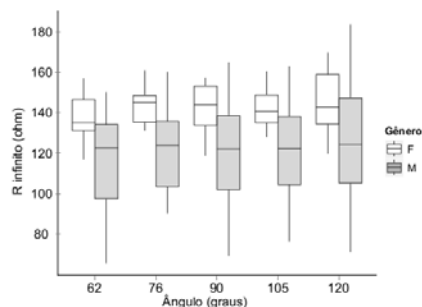


Figura 5: Boxplot do parâmetro R_{inf} estimado pelo método BIS-STEP quando dividido por gênero, onde “F” é feminino e “M” é masculino.

Assim como nos valores de bioimpedância, também foi verificada diferença significativa ($p < 0,05$) nos valores do percentual de gordura segmentar (PGS) (Figura 6), onde o valor médio do grupo feminino é maior que o do grupo masculino, sugerindo uma influência desta característica antropométrica nos valores de bioimpedância apresentados anteriormente.

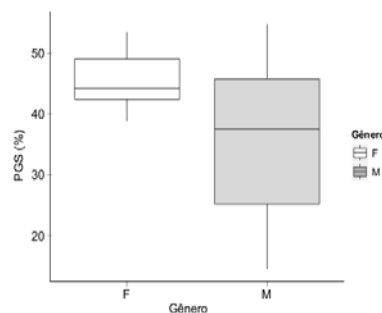


Figura 6: Boxplot do percentual de gordura segmentar (PGS) referente ao braço quando dividido por gênero, onde “F” é feminino e “M” é masculino.

Discussão

Observou-se diferença significativa entre os valores basais de parâmetros de bioimpedância de homens e mulheres. Estes dados podem ser explicados principalmente pela diferença entre os percentuais de gordura segmentar (PGS) apresentado pelos grupos. Apesar disso, a maior quantidade de tecido adiposo nas mulheres é considerada normal na população [13]. Vale ainda mencionar que as morfologias das distribuições de impedância e de PGS são semelhantes.

Diferente de estudos anteriores, o presente trabalho procurou manter os percentuais de CVM em 30% para todos os ângulos, esperando assim que qualquer diferença nos resultados de bioimpedância coletados para os diferentes ângulos pudesse ser relacionada somente às mudanças morfológicas do músculo. No estudo de Zagar e Krizaj [3], assim como no de Shiffman e colaboradores [2], já se havia levantado a hipótese da influência da variação de forma e volume do músculo nas medidas de

bioimpedância. Além disso, quanto maior o ângulo entre o braço e antebraço, maior o comprimento as fibras musculares e menor a área de secção transversa (AST) do músculo, onde ambos os fatores contribuiriam para um aumento de impedância. No entanto, as fracas correlações observadas não suportaram esta hipótese. Como a força muscular foi mantida constante no protocolo executado, os resultados parecem indicar que os parâmetros de bioimpedância respondem mais às alterações fisiológicas associadas ao percentual de força que às alterações morfológicas. Por outro lado, o sistema de medição pode não ter sido sensível o bastante para detectar tais alterações.

Conclusão

Em conclusão, este trabalho estudou as alterações de bioimpedância para diferentes ângulos articulares do cotovelo, fixando a variável força muscular que também poderia causar alteração dos valores de bioimpedância durante a contração muscular. Considerando que a técnica BIS-STEP foi capaz de identificar diferenças em características resistivas entre os grupos (feminino e masculino), trabalhos futuros devem investigar o comportamento dos parâmetros de bioimpedância num protocolo que possa adicionar uma dimensão ortogonal àquela investigada no presente estudo, ou seja, onde se varie a força muscular (associada a diferentes percentuais de CVM) e se mantenha as variáveis dimensionais fixas (mesmo ângulo articular). A junção destes resultados podem contribuir para uma melhor compreensão do uso da EIM.

Agradecimentos

A CAPES, CNPq, COPPE e PEB pelo apoio.

Referências

- [1]Rutkove SB. Electrical impedance myography: Background, current state, and future directions. *Muscle Nerve*. 2009 Dec;40(6):936–46.
- [2] Shiffman CA, Aaron R, Rutkove SB. Electrical impedance of muscle during isometric contraction. *Physiol Meas*. 2003 Feb;24(1):213–34.
- [3] Zagar T, Krizaj D. Multivariate analysis of electrical impedance spectra for relaxed and contracted skeletal muscle. *Physiol Meas*. 2008 Jun;29(6):S365–372.
- [4] Jotta B, Coutinho ABB, Pino AV, Souza MN. Miografia por impedância elétrica relacionada à fadiga causada por contrações isométricas sustentadas. *Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. 2012;1:1387–90.
- [5] Grimnes S, Martinsen ØG. Sources of error in tetrapolar impedance measurements on biomaterials and other ionic conductors. *J Phys D: Appl Phys*. 2007 Jan 7;40(1):9.
- [6] Neves CE, Souza MN. A method for bio-electrical impedance analysis based on a step-voltage response. *Physiol Meas*. 2000 Aug;21(3):395–408.
- [7] Moraes AP, Pino AV, Souza MN. A fractional electrical impedance model in detection of occlusal non-cavitated carious. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2010. p. 6551–4.
- [8] Alvarenga RL de. Estimativa não invasiva do limiar de lactato usando espectroscopia por impedância elétrica. [Rio de Janeiro]: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2008.
- [9] Neves EB, Pino AV, Almeida RMVR de, Souza MN de. Knee bioelectric impedance assessment in healthy/with osteoarthritis subjects. *Physiol Meas*. 2010 Feb 1;31(2):207.
- [10]Coutinho ABB, Jotta B, Pino AV, Souza MN. Behaviour of the electrical impedance myography in isometric contraction of biceps brachii at different elbow joint angles. *J Phys: Conf Ser*. 2012 Dec 20;407(1):012017.
- [11] Pompeu FAMS, Gabriel D, Pena BG, Ribeiro P. Arm cross-section areas: technical implications and applications for body composition and maximal dynamic strength evaluation. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2004 Jun;10(3):202–6.
- [12]Tözere A. Human body dynamics: classical mechanics and human movement. New York: Springer; 2000.
- [13]Platonov VN, Bulatova MM. A Preparação Física. Rio de Janeiro: Sprint; 2003.