

# PADRÃO DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ERETORES DA COLUNA DURANTE O LEVANTAMENTO DE CARGAS EM MULHERES COM MÉTODO DE NORMALIZAÇÃO ADAPTATIVA DE ELETROMIOGRAFIA

D.R. Oliveira\*\*, M.A. Martin\*\*\*, M.S. Martins\* e T. Hirata\*

\*Dep. Mecânica, Fac. Eng.-UNESP, Guaratinguetá-SP, Brasil

\*\* Dep. Fisioterapia, ESC, Cruzeiro-SP, Brasil

\*\*\* Colégio Davinci, Lorena-SP, Brasil

e-mail: danielleror@gmail.com

**Resumo:** Este estudo apresenta um novo método de normalização adaptativo para análise de sinais de eletromiografia (EMG) durante levantamento manual de carga. Os músculos eretores da coluna analisados foram multifídeos e longuíssimos. O estudo explorou o aspecto biomecânico do levantamento de carga realizado por mulheres, com base na equação de NIOSH, em duas posturas diferentes: joelhos flexionados e joelhos estendidos. A amostra foi composta de 12 voluntárias, todas universitárias (idade  $25,7 \pm 4,3$  anos, massa  $55,7 \pm 7,0$  kg e estatura de  $1,6 \pm 0,1$  m). Os resultados mostraram diferença significativa entre a normalização do EMG utilizando a contração voluntária máxima estática e a contração voluntária máxima localizada, nos quatro diferentes níveis de altura.

**Palavras-chave:** Levantamento manual de carga, equação de NIOSH, forças dos músculos eretores, sinal eletromiográfico.

**Abstract:** *This study presents new method of the adaptive normalization for electromyographic signals (EMG) during manual lifting load. The erector spinae muscles analyzed were multifidus and longissimus muscles. The study explored the biomechanical view in women during manual lifting load based on the NIOSH equation, in two different postures: knee extension and flexional modes. The sample consisted of 12 university volunteers (aged  $25,7 \pm 4.3$  years, mass  $55,7 \pm 7,0$  kg and height of  $1,6 \pm 0,1$ ). The results showed significant difference between the normalization of EMG with static maximum voluntary contraction and static local voluntary contraction for 4 different height level.*

**Keywords:** *Manual material handling, NIOSH equation, erector muscle force, electromyography signal.*

## Introdução

É comum encontrar atividades em que predominam o manuseio e a movimentação manual de cargas durante os movimentos executados na vida diária, no esporte e no trabalho. Realiza-se o ato de levantar um peso, muitas vezes, sem ter a consciência dos mecanismos necessários para que esta carga possa ser elevada ou sustentada [1]. A dúvida é se esta atividade está sendo realizada de forma correta, dentro dos limites normais

de tolerância, ou se está sobrecarregando alguma parte do corpo. Esta condição de dúvida, quanto à forma em que ocorre o levantamento e ao limite máximo da carga, é um fator de risco para o processo de degeneração do disco intervertebral e desenvolvimento da dor lombar. Vários estudos têm demonstrado a existência de uma relação entre o levantamento manual de carga e a dor lombar, apesar das dificuldades em se estabelecer precisamente os fatores que causam dores nas costas, já que a mesma apresenta etiologia multifatorial [2]. NIOSH (*National Institute for Occupational Safety and Health*) tem adotado os limites de cargas de compressão (*SCTL: Spinal Compression Tolerance Limits*) para operação contínua de 3.432 N, aplicável a 75% das mulheres e o limite máximo permissível de 6.374 N, aplicável a 1% das mulheres com base na carga máxima de manipulação de 23kg [3]. Hoje, os limites estabelecidos por NIOSH são amplamente utilizados pelos profissionais de ergonomia.

A ação dos músculos extensores da coluna tem sido amplamente analisadas por meio da eletromiografia de superfície. O potencial de ação gerado por esse grupo muscular, captado em diversas posturas e movimentos, vem sendo analisado sob diversas condições experimentais, as quais tentam assemelhar-se às posições adotadas pelo corpo humano, tanto em atividades do dia a dia, quanto em condições específicas de trabalho e/ou treinamento [4]. No estudo de Barbosa e Gonçalves [5], o sinal EMG quando normalizados por três métodos diferentes: pelo pico, pela média e pelo sinal obtido durante a contração máxima voluntária (CVM) obtida de forma isométrica, apresentou menores valores de coeficiente de variação por meio da normalização pelo sinal de pico. Entretanto, do ponto de vista ergonômico, a capacidade de levantamento está relacionada com a CVM, e conseqüentemente a normalização do sinal EMG deve ser relacionada ao movimento realizado, apresentando-se como parâmetro fiel para análise da ativação muscular. Este trabalho pretende avaliar o comportamento do levantamento manual de carga realizado por mulheres, do ponto de vista ergonômico e biomecânico, baseado na equação de NIOSH com intuito de fornecer dados para os programas de reabilitação e orientação ergonômica.

## Materiais e métodos

O estudo foi focado na adequabilidade do uso da equação de NIOSH, para mulheres, em dois modos de execução do levantamento de carga, com ou sem flexão dos joelhos. As cargas manipuladas, por cada voluntária, foram determinadas por meio da aplicação da equação de NIOSH, sendo mantidas: a posição de carregamento, a distância horizontal do sujeito à carga e a distância vertical da carga ao chão. A altura final do levantamento da carga foi estabelecida de acordo com a estatura de cada sujeito, que teve que adotar ao fim do levantamento uma postura ereta e com ângulo de cotovelo em 90°.

Este estudo foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Pindamonhangaba, o qual o considerou aprovado, protocolo n. 209/2013.

Os sujeitos que participaram da pesquisa atenderam aos seguintes critérios de exclusão: ausência de histórico de lesões osteomioarticulares no tronco e/ou membros superiores e ausência de lesão neurológica que comprometesse a função motora para a realização da tarefa. A amostra foi composta de 12 voluntárias, sendo todas estudantes universitárias; na maioria, praticantes de atividade física. Verificou-se que o nível de treinabilidade, para execução do movimento, foi muito semelhante entre as voluntárias. A idade do grupo foi de  $(25,7 \pm 4,3)$  anos, com massa de  $(55,7 \pm 7,0)$  kg e estatura de  $(1,6 \pm 0,1)$  m.

Antes da coleta dos dados, todas as voluntárias foram informadas quanto aos procedimentos que seriam utilizados para a realização da tarefa de carregamento de carga, a qual foi realizada primeiramente com flexão dos joelhos e depois com extensão dos joelhos. Tais procedimentos estavam relacionados às posturas e aos movimentos que deveriam ser adotados antes, durante e após o carregamento. Os pés foram posicionados sobre a marcação preestabelecida, de forma a garantir a mesma condição para todas as participantes. Após as instruções dos procedimentos a serem realizados e coleta dos dados antropométricos foram realizados movimentos pilotos, sem carga, para obter respectivas alturas finais de carregamento. O procedimento experimental dividiu-se em duas partes: a) estática: carregamento mantido em diferentes pontos de alturas para ensaios da CVM e respectiva força de reação vertical ( $F_z$ ) desenvolvida; b) dinâmica: carregamento realizado com carga recomendada até atingir a postura ereta com ângulo de cotovelo de 90°, iniciando-se o movimento a partir de 23 cm do chão. As alturas de referência foram demarcadas em 5 posições, ponto 0 (23 cm do nível do chão), ponto 25 (25% do deslocamento vertical), ponto 50 (50%), ponto 75 (75%) e finalmente ponto 100 (posição final de deslocamento vertical da carga), como apresenta na Figura 1. Para ensaio da CVM, foram realizadas três repetições com intervalo de descanso de 1 minuto, sendo selecionado, posteriormente, o maior nível alcançado por cada voluntária, com o objetivo de conhecer máxima capacidade de carregamento naquela postura. Após a conclusão dos ensaios da CVM, foram iniciados os

ensaios dinâmicos de carregamento com o intervalo de descanso de 1 hora. Para os ensaios com cargas recomendadas, obtidas por meio da equação de NIOSH, foram realizadas cinco repetições com intervalo de descanso entre as repetições de 1 minuto e com velocidade de levantamento selecionada pela própria voluntária. A velocidade média (na direção vertical) de levantamento foi determinada, posteriormente pela cinemática, utilizando as posições inicial e final, além do tempo de execução de carregamento. A Figura 2 apresenta as posturas adotadas nos ensaios estáticos, para cada altura pré-determinada, de acordo com a estatura de cada participante para as condições: a) joelho estendido (KE) e b) joelho flexionado (KF).

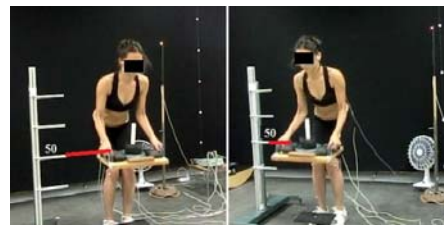


Figura 1: Imagens de duas câmeras, esquerda e direita, para levantamento de cargas, com marcador de alturas, 25-50-75-100 cm.

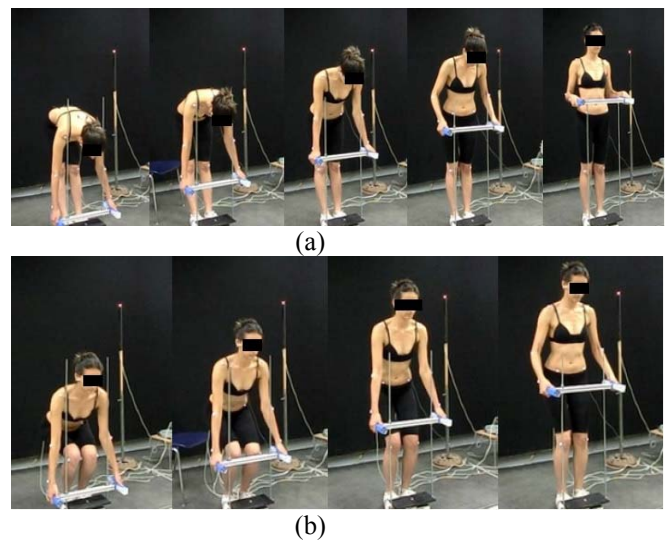


Figura 2: Posturas adotadas por voluntária, conforme alturas demarcadas nas condições: (a) joelho estendido; (b) joelho flexionado.

Para realização das coletas de dados da CVM foi utilizado um suporte acoplado à uma célula de carga, construída no Laboratório de Biomecânica (FEG/UNESP), com capacidade de 2000 N, sensibilidade de 2mV/V, corpo em aço 4340; composta de 4 extensômetros (marca MM<sup>®</sup>, modelo J2A – 06 – SO38 – 350Ω) fator de ganho 2. A captação dos sinais de célula de carga foi realizada utilizando um condicionador de sinais *Spider 8*, marca HBM<sup>®</sup>, com programa específico *CATMAN Easy*<sup>®</sup>, com frequência de aquisição de 50Hz. A calibração da célula de carga apresentou coeficiente de correlação entre as tensões

elétricas (mV/V) geradas pelas cargas (N) de 0,9999 ( $R^2=0,9999$ ).

Na cinemetria foram utilizadas duas câmeras digitais da marca Casio®, modelo Exilim EX-ZR20, com resolução de 640x480 pixels. Neste estudo, os fatores utilizados para cálculo do Limite de Carga Recomendada (LCR) de NIOSH foram mensurados para cada sujeito, sendo utilizados: fator de distância horizontal ( $25,85 \pm 2,49$  cm); fator de altura vertical (posição inicial = 23 cm); fator de deslocamento vertical ( $81,67 \pm 4,44$  cm); fator de frequência de 0,95, conforme a velocidade de levantamento adotada pelas participantes; fator de pega foi considerado como “bom” e não influenciou no cálculo. O LCR do grupo foi de  $108,44 \pm 27,01$  N. A capacidade máxima de carga (CMC) em cada altura, pontos 0-25-50-75-100, foi mensurada, individualmente, pela célula de carga.

Para a coleta da atividade muscular dos eretores da coluna, durante o carregamento de carga, foram utilizados um eletromiógrafo da marca EMG System do Brasil®, modelo 830 C, com frequência de amostragem de 2000 Hz e eletrodos de superfície com configuração bipolar, Meditrace 100, da marca Kendall®, de hidrogel e condutivo, resistentes a fluídos e no formado de gota. Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos: multifidos e longuíssimos, seguindo a recomendação do protocolo SENIAM (*Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles*).

Para a verificação da normalidade dos dados, foi realizado o teste estatístico Shapiro-Wilk. Em função da normalidade apresentada, foram adotados os testes paramétricos para o presente estudo. Para a comparação entre as alturas verticais de referência (0, 25, 50, 75 e 100 % do deslocamento final), foi realizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) e para a comparação dos valores obtidos no mesmo ponto de referência nas duas condições, joelho estendido e joelho flexionado, utilizou-se o teste t pareado, sendo a significância estatística adotada de  $p < 0,10$ , definida de acordo com a recomendação estatística, que para pequenas amostras pode-se adotar um nível de tolerância maior na significância estatística ( $p < 0,10$ ).

## Resultados

As cargas máximas individuais foram obtidas de acordo com as referências das alturas verticais do deslocamento total da carga (pontos 0, 25, 50, 75 e 100) para as condições: joelho estendido (KE) e joelho flexionado (KF). Os resultados dos valores obtidos de carga máxima são descritos na Tabela 1, sendo apresentados os valores médios, mínimos, máximos e o desvio padrão obtidos pela amostra.

Observa-se na Tabela 1 que em relação à carga máxima média e desvio padrão (dp) os valores obtidos para duas posturas são muito próximos em cada altura de referência. Isso reflete que a condição joelho estendido (KE) ou joelho flexionado (KF), durante o levantamento estático, não interferiu na capacidade de levantamento. Entretanto, algumas voluntárias obtiveram altos valores de carga máxima e outras

atingiram valores bem inferiores à média do grupo, conforme pode ser verificado, por meio dos valores máximos e mínimos. Isso ocorre em função da capacidade individual das participantes, que interfere na capacidade máxima de levantamento. No deslocamento total da carga (ponto 100) as duas condições, joelho flexionado e joelho estendido, equivalem.

Tabela 1: Cargas máximas registradas do grupo para cada posição de altura (% do deslocamento vertical) com joelho flexionado (KF) e joelho estendido (KE).

Altura referencial (%)	Capacidade da carga		Capacidade da carga		p
	(N)	min. (N)	max. (N)	normalizada (-)	
0 - KF	316.1±116.5	178.0	514.3	0.52±0.16	0.39
0 - KE	325.1±90.7	196.0	449.3	0.56±0.13	
25 - KF	303.1±92.3	184.7	484.7	0.51±0.13	0.88
25 - KE	296.2±89.1	158.1	451.9	0.51±0.12	
50 - KF	280.2±93.2	157.8	474.1	0.47±0.12	0.17
50 - KE	271.3±85.3	176.9	430.8	0.45±0.12	
75 - KF	234.5±77.0	142.7	393.9	0.39±0.11	0.20
75 - KE	222.2±80.5	139.7	354.4	0.38±0.13	
100 - KF	166.0±49.5	95.2	258.9	-	
100 - KE	166.0±49.5	95.2	258.9	-	

A *one-way* ANOVA, para condição joelho estendido, resultou  $p=0,00$  e, para condição de joelho flexionado  $p=0,02$ , apresentando diferença estatística significativa nos valores obtidos de carga máxima normalizada entre as alturas verticais utilizadas como referência. A aplicação em seguida do teste *post-hoc* de Tukey apontou que os níveis de deslocamento da carga referentes alturas 75% e 100% como diferentes em relação aos demais, apresentando valores bem inferiores de carga máxima normalizada. Pode-se constatar que para condição joelho estendido, houve uma queda significativa da capacidade de levantamento a partir do ponto 75%, já para a condição joelho flexionado, ocorreu essa queda a partir da altura 50%.

Na análise eletromiográfica, foram obtidos os valores de RMS (*Root Mean Square*) dos músculos longuíssimo esquerdo, longuíssimo direito, multifido esquerdo e multifido direito. Isso ocorreu para os cinco níveis de deslocamento de carga estudados, tanto para a condição joelho estendidos (JE) quanto para o joelho flexionado (JF), em todas as repetições realizadas. A Figura 3 apresenta a atividade muscular registrada nos músculos longuíssimos e multifidos, para as condições joelho flexionado e estendido, com cargas manipuladas de acordo com NIOSH. Os sinais de EMG, obtidos em RMS, foram normalizados para cada posição de referência, normalização adaptativa, com relação aos sinais respectivos de EMG, obtidos também em RMS, durante a CVM. Os músculos avaliados para ambas as condições, joelho flexionado e joelho estendido, apresentaram menor atividade muscular, no ponto “0” que se refere à posição inicial do levantamento de carga. Na posição “25”, ocorreu uma maior ativação muscular para os dois músculos analisados, o que favorece a uma sobrecarga na coluna.

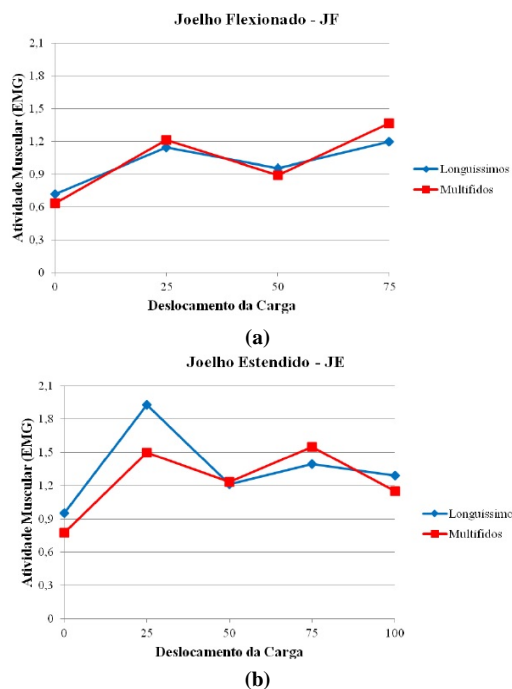


Figura 3: Atividade muscular dos eretores, obtida pelo EMG, com normalização adaptativa em cada altura de referência: a) joelho flexionado, b) joelho estendido.

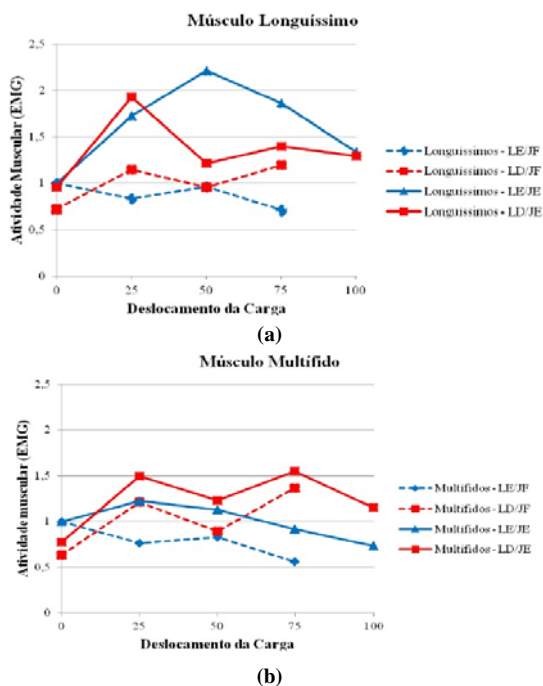


Figura 4: Comparação do padrão de atividade muscular dos eretores, obtido pelo EMG, com normalização adaptativa (LD) e normalização convencional (LE).

A Figura 4 apresenta os gráficos de comparação entre os sinais de EMG, normalizados de forma convencional, utilizando os dados obtidos de CVM na posição 0, e normalizados de forma adaptativa, com utilização da CVM obtida nas respectivas posições de referência (0, 25, 50, 75 e 100). Pode-se perceber, na

Figura 4, que o comportamento dos músculos eretores utilizando a normalização adaptativa (LD) é bem diferente, comparado com os valores de normalização convencional (LE), o que pode gerar diferente interpretação dos resultados.

## Discussão e Conclusão

Segundo Gonçalves [1], durante a flexão do tronco, a partir da posição ortostática, ocorre um aumento na atividade dos músculos eretores da coluna até determinado momento. Neste instante, denominado ponto crítico, é interrompida a atividade muscular. A partir dessa posição, totalmente fletida, a extensão inicial do tronco não requer atividade dos músculos eretores, pois ela ocorre no quadril. Esse silêncio elétrico permanece até que novamente seja alcançado o "relaxamento muscular da flexão", momento no qual é cessada a atividade muscular num determinado momento da flexão do tronco. Segundo Krumholz [4], Barbosa e Gonçalves [5] afirmam que a eletromiografia de superfície é uma ferramenta importante para avaliar os riscos relacionados ao trabalho. Entretanto, não se pode esquecer que em ergonomia é mais relevante o estudo da atividade muscular durante tarefas reais, as quais são, em geral, dinâmicas. A EMG pode trazer indicações muito interessantes para orientações ergonômicas. Entretanto, há necessidade de cautela na escolha dos equipamentos disponíveis no mercado e também na forma de normalização dos dados obtidos.

A atividade muscular dos eretores da coluna demonstrou um padrão de ativação diferente nos resultados eletromiográficos do levantamento de carga estático e dinâmico, de forma a sugerir que a normalização de dados eletromiográficos, obtidos de forma dinâmica, por uma contração voluntária máxima obtida estaticamente, sem levar em consideração, a forma de como o movimento é realizado pode induzir ao erro, o que requer atenção nos próximos estudos biomecânicos e ergonômicos.

## Referências

- [1] Gonçalves, M. Variáveis biomecânicas analisadas durante o levantamento de cargas, Motriz, 2003, 1 (2), 28-32.
- [2] Freitas, K. P .N. *et al.* Lombalgia ocupacional e a postura sentada: efeitos da cinesioterapia laboral, Rev. Dor, 2011, 12(4), 308-313.
- [3] Waters, T.R., *et al.* Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks, Ergonomics, 1993, 36 (7), 749-776.
- [4] Krumholz, F. M. *et al.* Padrão EMG da musculatura pósterio-medial de nas regiões da coluna vertebral durante levantamento. In: Cong. Bras. Biomec., 2007, Água de São Pedro-SP, p650-655.
- [5] Barbosa, F. S. S. e Gonçalves, M. A proposta biomecânica para avaliação da sobrecarga na coluna lombar: efeito de diferentes variáveis demográficas na fadiga muscular, Acta Ort. Bras., 15(3), 132-137, 2007.