

ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA DO MÚSCULO PEITORAL MAIOR DURANTE O EXERCÍCIO SUPINO RETO

Felipe D. Mancebo, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, felipemancebo@peb.ufrj.br

Hélio V. Cabral, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, heliocabral@peb.ufrj.br

Leonardo M. L. de Souza, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, leomendes@peb.ufrj.br

Liliam F. de Oliveira, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, liliam@peb.ufrj.br

Taian M. Vieira, Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare, Polito, Itália, taian.vieira@polito.it

Resumo. Pesquisas utilizando a eletromiografia de alta densidade têm permitido um melhor entendimento das respostas neurais às estratégias adotadas no treinamento de força. Portanto, o presente estudo teve como objetivo estudar o padrão da ativação do peitoral maior (PM) durante o supino reto utilizando esta técnica. Cinco homens treinados realizaram 1 série de 15 repetições desse exercício e um vetor de 16 eletrodos adquiriu os eletromiogramas de superfície. O valor RMS foi calculado para cada canal diferencial e, separadamente, para as fases concêntrica e excêntrica. Assim, foram obtidos: número de canais ativos; coordenada do baricentro da ativação. Não foram detectadas diferenças significativas para nenhuma das variáveis estudadas ($P > 0,2028$; teste Kruskal-Wallis) ao longo das 15 repetições do supino. Em conclusão, o estudo mostrou que o PM é ativado de maneira localizada (porção esternal do PM) durante o supino reto e que o padrão da ativação se mantém do início ao final.

Palavras chave: Eletromiografia. Treinamento de força. Supino reto. Peitoral maior.

1. INTRODUÇÃO

Variações na prescrição de programas de treinamento de força (TF), como o número de repetições e a carga, são estratégias frequentemente utilizadas objetivando o aumento do nível de atividade física e os, consequentes, benefícios para saúde (Garber *et al.*, 2011). Nesse sentido, a realização do TF com baixa intensidade (i.e., cargas consideradas de leve à moderada e com um número médio de 15 repetições em cada série; Garber *et al.*, 2011) tem sido um dos métodos de treino usualmente aplicados, principalmente para o ganho de resistência muscular (Garber *et al.*, 2011). Além disso, em recente revisão conduzida por Nóbrega e Libardi (2016), os autores sugerem que exercícios realizados até a falha muscular concêntrica e com cargas submáximas (~50% da carga de 1 repetição máxima) também pode ser uma boa estratégia para indivíduos que estejam buscando hipertrofia muscular.

Nessa perspectiva, estudos que buscam investigar o comportamento da atividade mioelétrica dos músculos podem ajudar no melhor entendimento das respostas neurais para cada tipo de estratégia do TF adotada (de Souza *et al.*, 2017; Oliveira *et al.*, 2009). Especificamente com relação ao músculo peitoral maior, diversos estudos tem utilizado a técnica de eletromiografia de superfície para verificar comportamento desse músculo, principalmente em resposta ao exercício supino reto (Lauver *et al.*, 2015; Trebs *et al.*, 2010; Welsch *et al.*, 2005). No entanto, avanços consideráveis nos sistemas de aquisição dos eletromiogramas (EMGs) têm sido evidenciados nos últimos anos, fornecendo novas informações a respeito da ativação muscular (Galina *et al.*, 2013; Botter *et al.*, 2015). Especificamente, com a implementação da chamada eletromiografia de alta densidade (i.e., utilização de vetores ou matrizes de eletrodos) passou a ser possível detectar simultaneamente a atividade eletromiográfica de diferentes locais do mesmo músculo e, consequentemente, avaliar modificações na distribuição da atividade desse músculo ao longo de uma tarefa ou exercício (Watanabe *et al.*, 2016). Estes avanços possibilitaram que pesquisas recentes sugerissem que os músculos do corpo humano não se ativam de maneira homogênea, indicando que, possivelmente, há uma estratégia neural de distribuição da ativação ao longo do seu comprimento (Watanabe *et al.*, 2012). Esta resposta não homogênea da ativação poderia ocorrer, por exemplo, em uma tentativa do sistema nervoso minimizar os efeitos da fadiga (Tucker *et al.*, 2009; Watanabe *et al.*, 2013).

Para esse tipo de investigação, no entanto, um cuidado deve ser tomado com relação ao posicionamento dos vetores de eletrodos. Usualmente para investigações da ativação muscular é recomendado que os eletrodos estejam posicionados em paralelo com a orientação das fibras musculares. Por outro lado, para investigar variações regionais da atividade ao longo de um músculo, é necessário a aquisição de diferentes conjuntos de fibras musculares, o que só pode ser observado com a colocação dos eletrodos transversalmente a orientação das fibras musculares (Gazzoni *et al.*, 2017). Essa distribuição localizada da ativação já foi verificada, por exemplo, durante a marcha no músculo reto femoral (Watanabe *et al.*, 2016) e em tarefas isométricas no músculo gastrocnêmio (Avancini *et al.*, 2015). Todavia, não foram encontrados estudos na literatura que utilizaram a técnica de eletromiografia multicanal recobrimdo transversalmente as fibras do peitoral maior, durante a execução do supino.

Portanto, o presente trabalho tem como objetivo estudar o padrão da ativação de diferentes regiões do músculo peitoral maior ao longo de uma série de 15 repetições máximas no supino reto. Como hipótese, é esperado que, ao longo das repetições, uma maior área do peitoral maior esteja ativa (considerando o eixo crânio-caudal), em resposta a maior demanda do exercício próximo a falha concêntrica. Essa investigação busca contribuir para o melhor entendimento do comportamento agudo da ativação do músculo peitoral maior durante a realização do exercício supino reto, informação essa importante para as áreas de treinamento de força e reabilitação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Participantes

Participaram como voluntários cinco adultos saudáveis do sexo masculino ($27,2 \pm 5,0$ anos; $174,2 \pm 7,8$ cm; $77,5 \pm 5,4$ kg). Como critérios de inclusão, todos os indivíduos eram praticantes regulares de exercícios de força (pelo menos três vezes por semana) e com experiência de no mínimo um ano na realização do exercício supino reto com a barra. Além disso, não deveriam apresentar lesões nas articulações de ombro e cotovelo durante a realização dos testes. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa do Hospital da Universidade (HUCFF / UFRJ - 204/17) e, previamente a realização dos testes, os indivíduos leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

2.2. Protocolo experimental

Os participantes realizaram duas visitas ao laboratório com um intervalo de pelo menos 48 horas entre elas. No primeiro dia, os indivíduos, inicialmente, realizaram um aquecimento que consistiu em uma série de 15 repetições do exercício flexão de braços no solo. Após 5 minutos, eles foram instruídos a deitarem, confortavelmente, em um banco para exercícios, com a barra de supino coaxialmente alinhada ao ponto mesoesternal. Os indivíduos, então, realizaram o teste de uma repetição máxima (1RM) para o exercício supino reto. Durante este teste, os indivíduos tiveram três tentativas para levantar o máximo de carga possível em 1 repetição do exercício (Garber *et al.*, 2011). A máxima carga foi considerada quando o participante realizava com sucesso a primeira repetição, mas falhava em realizar a segunda. Caso ele conseguisse realizar 2 repetições, a carga era incrementada em 2 kg para a próxima tentativa. O intervalo entre cada uma das tentativas foi de 5 minutos. Por fim, a pegada na barra foi definida como 200% da distância biacromial (Lehman, 2005) e a barra deveria tocar, suavemente, o esterno para a total amplitude de movimento ($\sim 0^\circ$ a 100° de flexão de cotovelo; Mookerjee e Ratamess, 1999).

Na segunda visita, os participantes foram instruídos a realizar 1 série de 15 repetições do exercício supino reto com uma carga de 50% da encontrada no teste de 1RM (Garber *et al.*, 2011). A velocidade da execução foi controlada e, para isso, os indivíduos tiveram o auxílio de um feedback auditivo. Especificamente, com a utilização de um metrônomo, a duração de cada repetição foi padronizada em 4 segundos (2s para a fase excêntrica e 2s para concêntrica) e, previamente a execução do exercício, os participantes realizaram um período de familiarização. O posicionamento da barra e a pegada na barra foram iguais aos definidos no primeiro dia. Durante a execução da tarefa, foram adquiridos os EMGs do músculo peitoral maior e o deslocamento vertical da barra de supino foi gravado com o auxílio de uma câmera.

2.3. Aquisição dos EMGs e cinemetria

Um vetor adesivo de dezesseis eletrodos (distância entre eletrodos de 10 mm; Spes Medica, Battipaglia, Itália) foi utilizado para adquirir os EMGs de superfície. Inicialmente, conforme é possível observar na Fig. (1), os limites proximal e distal do músculo PM foram identificados com o auxílio de um aparelho de ultrassom (transdutor linear modo-B de 10 MHz com largura de 40 mm, ganho de 70% e profundidade de 7 cm; MYLab25 Gold; ESAOTE S.p.A., Itália).

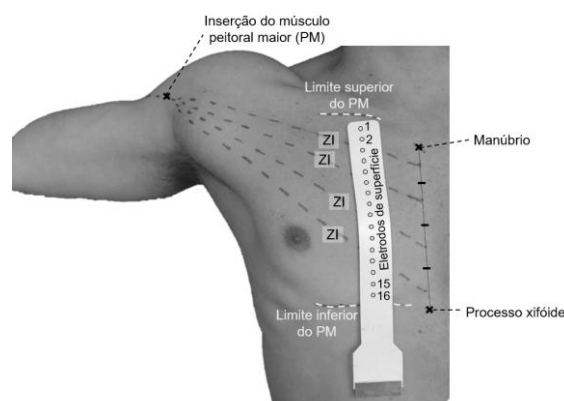


Figura 1. Posicionamento do vetor de eletrodos. As zonas de inervação (ZI; retângulos cinza) foram marcadas para as quatro linhas referência (linhas pretas tracejadas). Os limites do músculo peitoral maior (PM) identificados com o ultrassom, estão marcados com as linhas brancas tracejadas. O vetor adesivo de 16 eletrodos foi posicionado paralelamente ao esterno, 1 cm abaixo do limite superior do PM e entre as ZI identificadas e o esterno.

Em seguida, a localização da zona de inervação (ZI) do músculo PM foi marcada, uma vez que os eletrodos colocados sobre esta região fornecem EMGs de superfície com uma amplitude acentuadamente mais baixa (de Souza *et al.*, 2017). O processo de identificação da ZI nos participantes foi realizado em um estudo anterior do nosso grupo (Mancebo *et al.*, 2017). De maneira breve, quatro linhas referência, igualmente espaçadas em relação ao comprimento do esterno, foram traçadas ligando a inserção do PM no sulco intertubercular do úmero à face anterior do esterno (Fig. (1)). A partir destas linhas foi feita uma varredura com um vetor seco de dezesseis eletrodos (distância entre eletrodos de 10 mm; LISiN-Politecnico di Torino, Turim, Itália), enquanto os participantes, gentilmente, contraíam isometricamente o músculo PM. Então, a orientação do vetor seco foi ligeiramente modificada, até que a localização da ZI fosse identificada (para mais detalhes ver Cabral *et al.*, 2017). Esse processo foi repetido para as quatro linhas referência e para dois ângulos de flexão de cotovelo (0° e 100°, que correspondem a amplitude total do movimento do supino; Mookerjee e Ratamess, 1999). Finalmente, como pode-se observar na Fig. (1), o vetor adesivo foi posicionado cobrindo a maior área possível do músculo PM e da seguinte maneira: transversal as fibras do PM e paralelamente ao esterno; entre a localização da ZI e o esterno; com o primeiro eletrodo 1 cm abaixo do limite superior do PM. Previamente ao posicionamento do vetor adesivo, foi feita tricotomia e abrasão da pele, e o contato eletrodo-pele foi assegurado com uma pasta condutora (TEN 20 Pasta Condutora, Weaver, Aurora, USA). O eletrodo de referência foi posicionado no olécrano.

Os dados foram coletados no modo monopolar e com frequência de amostragem de 2048 amostras/s usando um conversor A/D de 12 bits, com faixa dinâmica de 5V. Além disso, os EMGs foram amplificados por um fator variável de 1.000-2.000 usando um amplificador com largura de banda de 10-900 Hz (CMRR > 100 dB; EMG-USB2, OTBioelettronica, Turim, Itália). Os dados foram armazenados em um computador pessoal para processamento e análise dos sinais.

Durante as coletas, uma câmera fotográfica (Canon EOS 500D, distância focal 30mm, resolução de 15MP, formato de 720p, taxa de amostragem de 30fps, Canon, Tóquio, Japão) foi posicionada em um tripé a um metro de distância do banco de modo a monitorar o movimento do exercício proposto no plano transversal. Especificamente, foi colocado um marcador na barra e o seu deslocamento vertical foi gravado pela câmera desde o momento que ela foi retirada do apoio até o que ela foi recolocada.

2.4. Processamento dos sinais

Após filtragem digital (filtro passa-banda Butterworth de 2ª ordem; frequências de corte 15-350 Hz), todos os EMGs monopolares foram inspecionados visualmente afim de detectar qualquer interferência de rede e/ou artefatos de movimento. Esses EMGs, identificados ocasionalmente (8 casos dos 80 observados; 80 = 16 eletrodos x 5 indivíduos), foram substituídos por uma interpolação linear dos sinais coletados pelos canais adjacentes a ele. Feito isso, foram calculados os 15 sinais diferenciais para todos os participantes, ou seja, os sinais obtidos para cada par de eletrodos consecutivos.

O sinal de deslocamento vertical da barra foi obtido a partir da filmagem por meio do software Kinovea (versão 0.8.15, John Carmack e colaboradores, França) e, conforme é possível observar na Fig. (2), ele foi utilizado a fim de dividir os EMGs em janelas correspondentes às duas fases, excêntrica e concêntrica, de cada repetição do exercício.

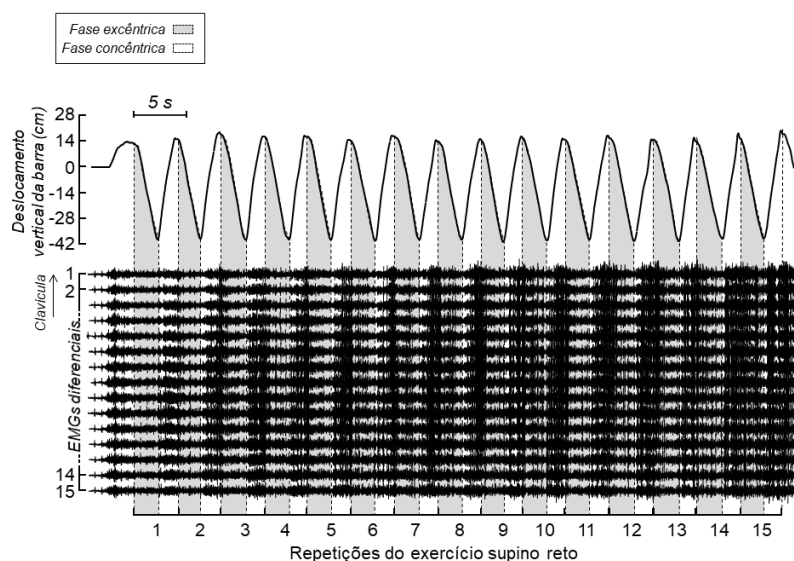


Figura 2. Caso representativo dos sinais adquiridos durante uma série de 15 repetições do exercício supino reto. O sinal de cinematria mostra o deslocamento vertical da barra. As linhas tracejadas demarcam as diferentes fases do exercício. Os 15 EMGs diferenciais foram divididos, portanto, em 30 janelas (15 para a fase concêntrica; 15 para fase excêntrica).

Depois disso, o valor *root mean square* (RMS) foi calculado separadamente para cada um dos 15 canais diferenciais e para cada uma das janelas. A partir dos valores RMS foram calculadas duas variáveis: (i) número de *canais ativos*; (ii) *coordenada do baricentro* da distribuição da ativação. Os *canais ativos* foram aqueles que detectaram uma amplitude RMS maior do que 70% do valor RMS máximo para a janela considerada (Avancini et al., 2015) e o número de *canais ativos* para cada fase foi computado para as análises posteriores. A partir desses canais calculou-se a *coordenada do baricentro* da distribuição da ativação, que indica a posição média da distribuição RMS dos *canais ativos* ao longo do eixo crânio-caudal do músculo PM. O número de *canais ativos* de cada fase foi normalizado pelo número total de canais e a *coordenada do baricentro* pelo tamanho do vetor de eletrodos (considerou-se a distância do primeiro ao último eletrodo, isto é, 15 cm). Neste último caso, portanto, quanto mais próximo de 100% mais distal é a localização do baricentro no eixo crânio-caudal do PM. Todos os sinais foram processados no software Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts).

2.5. Estatística

Uma vez que não foi observada uma distribuição Gaussiana dos dados, o teste não paramétrico Kruskal-Wallis foi aplicado para testar separadamente as diferenças no número de *canais ativos* e na *coordenada do baricentro* da ativação computados para as fases ao longo das 15 repetições do exercício proposto. O teste *post-hoc* Dunn-Sidak foi usado para as comparações. Todas as análises estatísticas foram realizadas no programa Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts) e o nível de significância adotado foi $P < 0,05$.

3. RESULTADOS

No total, as duas variáveis consideradas foram calculadas para 150 janelas dos EMGs diferenciais (5 indivíduos x 15 repetições x 2 fases). A Fig. (3) mostra o resultado de grupo (média e desvio-padrão) para o número de *canais ativos* (Fig. (3A)) e para as *coordenadas do baricentro* da distribuição da ativação (Fig. (3B)), separadamente para cada fase de cada repetição. Não foram detectadas diferenças significativas tanto para o número de *canais ativos* ($P = 0,2028$; teste Kruskal-Wallis), quanto para as *coordenadas do baricentro* da distribuição da ativação ($P = 0,9545$; teste Kruskal-Wallis) ao longo das 15 repetições do exercício supino reto.

Em média, o número de *canais ativos* para a fase concêntrica foi de $32 \pm 3,13\%$ e para a fase excêntrica foi de $27,56 \pm 2,89\%$. Na Fig. (3B) podemos observar que o *baricentro* da distribuição da ativação ficou concentrado mais distalmente no vetor de eletrodos, ou seja, mais próximo da região caudal ao longo do eixo centro-caudal do músculo PM. Especificamente, a localização do *baricentro* da ativação do PM para a fase concêntrica foi em $68,40 \pm 2,46\%$ do eixo crânio-caudal do PM e para a fase excêntrica em $69,06 \pm 3,75\%$. Portanto, a *coordenada do baricentro* se manteve nos canais localizados na porção esternal do PM indicando, portanto, uma ativação localizada nessa região ao longo das 15 repetições do exercício supino reto.

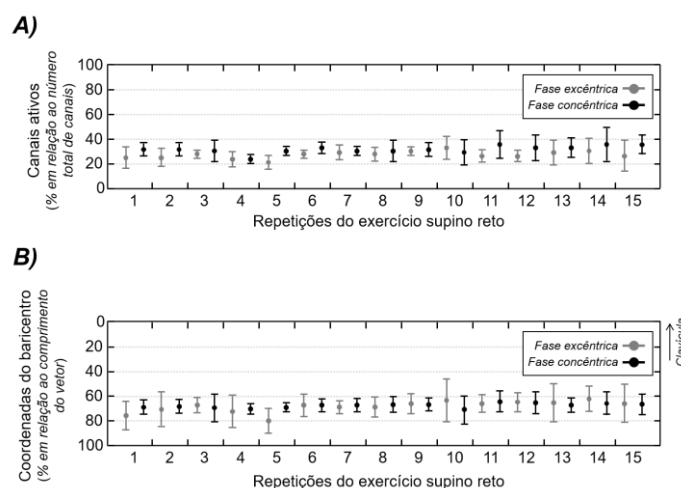


Figura 3. Distribuição da atividade eletromiográfica. O painel A mostra o número de canais ativos normalizados, separadamente para cada fase do exercício ao longo das 15 repetições. O painel B mostra como esses canais ativos estavam distribuídos ao longo do vetor através da coordenada do baricentro da distribuição em relação ao comprimento total do vetor.

4. DISCUSSÃO

O presente estudo buscou verificar a distribuição da atividade eletromiográfica no PM durante 15 repetições máxima no exercício de supino reto. Nossos resultados principais mostram que: (i) não houve alteração significativa no número de canais ativos ao longo das repetições; (ii) a coordenada do baricentro se manteve em torno dos canais localizados na região esternal do PM.

Antes de se discutir os achados principais do presente estudo, uma importante consideração metodológica deve ser feita. De maneira geral, a técnica de eletromiografia bipolar fornece indícios do quanto o músculo investigado está ativo e em qual momento está ativo (Trebs *et al.*, 2010). Esta técnica, no entanto, é muito sensível a diversos fatores não-fisiológicos, como por exemplo, a localização do par de eletrodos (Farina *et al.*, 2001). Justamente por isso que, metodologicamente, a pergunta do presente estudo só pôde ser respondida, pois foi utilizada a técnica de eletromiografia multicanal. Com esta técnica é possível investigar de maneira simultânea a atividade muscular em mais de um ponto de detecção, possibilitando verificar se a amplitude dos EMGs de diferentes regiões de um mesmo músculo se comporta de modo similar ao longo de uma tarefa (Gallina *et al.*, 2013).

A distribuição da atividade eletromiografia por meio do número de *canais ativos* indica o padrão de ativação da musculatura recrutada durante uma tarefa (Jordaninc *et al.*, 2006; Holtermann *et al.*, 2009; Dos Anjos *et al.*, 2017; Avancini *et al.*, 2015). No presente estudo, esse fenômeno demonstrou que o padrão de recrutamento do PM se manteve do início ao final do exercício, ou seja, possivelmente a maneira pela qual o sistema nervoso distribui a atividade no PM, se mantém durante uma série de 15 repetições máximas. Já com relação as *coordenadas do baricentro da ativação*, essa análise nos forneceu a informação se houve uma atividade muscular localizada durante a execução do supino reto. Foi possível observar que ao longo das repetições o *baricentro* se manteve na região distal do vetor (em média a ~70% do tamanho do vetor). Isso indica que os canais ativos se concentraram mais na região esternal do peitoral durante o supino reto, o que vai de acordo com os resultados encontrados pela literatura (Trebs *et al.*, 2010; Lauver *et al.*, 2015).

O fato dos participantes terem realizado apenas uma série do exercício proposto, pode ser visto como uma limitação do estudo uma vez que é possível que o padrão de atividade mioelétrica se altere ao longo de várias séries de um mesmo exercício. Além disso, uma vez que o presente trabalho está em andamento, mais participantes ainda serão investigados para confirmar se os resultados encontrados se estendem para uma população maior. Em conclusão, o estudo mostrou que o PM é ativado de maneira localizada durante o exercício de supino reto e que o padrão de ativação se mantém do início ao final do exercício.

5. REFERÊNCIAS

AVANCINI, C.; DE OLIVEIRA, L.F.; MENEGALDO, L.L.; VIEIRA, T.M. Variations in the Spatial Distribution of the Amplitude of Surface Electromyograms Are Unlikely Explained by Changes in the Length of Medial Gastrocnemius Fibres with Knee Joint Angle. **Plos One**. May 22; 10(5), 2015.

BOTTER A.; VAZZOLER I.; VIEIRA T.M. High Density EMG investigation of H-reflex distribution over the soleus muscle. In: **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conf**. Aug; 3460–3, 2015.

CABRAL H.V.; DE SOUZA L.M.L.; MELLO R.G.; GALLINA A.; DE OLIVEIRA, L. F.; VIEIRA, T. M. Is the firing rate of motor units in different vastus medialis regions modulated similarly during isometric contractions? **Muscle & Nerve**. May; 2017

DE SOUZA, L.M.L.; DA FONSECA, D.B.; CABRAL, H.V.; DE OLIVEIRA, L. F.; VIEIRA, T.M. Is myoelectric activity distributed equally within the rectus femoris muscle during loaded, squat exercises? **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 33, p. 10-19, 2017.

DOS ANJOS, F. V.; PINTO, T. P.; GAZZONI, M.; VIEIRA, T. M. The Spatial Distribution of Ankle Muscles Activity Discriminates Aged from Young Subjects during Standing. *Frontiers in human neuroscience*, v. 11, 2017.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; NAZZARO, M.; CARUSO, I. Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. **IEEE engineering in medicine and biology magazine**. v. 20, n. 6, p. 62-71, 2001.

GALLINA A.; MERLETTI R.; GAZZONI M. Uneven spatial distribution of surface EMG: what does it mean? **European Journal of Applied Physiology**. Apr; 113(4):887–94, 2013.

GARBER, C.E; BLISSMER, B., DESCHENES, M. R., FRANKLIN, B. A., LAMONTE, M. J., LEE, I. M; DAVID C.N.; DAVID P.S. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and

maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Medicine and science in sports and exercise**. v. 43, n. 7, p. 1334-1359, 2011.

GAZZONI, M.; BOTTER, A.; VIEIRA, T. Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. *Physiological Measurement*, v. 38, n. 5, p. R27, 2017. Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. **Physiological Measurement**. v. 38, n. 5, p. R27, 2017.

HOLTERMANN, A.; GRÖNLUND, C.; KARLSSON, J.S.; ROELEVELD, K. Spatial distribution of active muscle fibre characteristics in the upper trapezius muscle and its dependency on contraction level and duration. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 3, p. 372-381, 2008.

JORDANIC, M.; ROJAS-MARTÍNEZ, M.; MAÑANAS, M. A.; ALONSO, J. F. Spatial distribution of HD-EMG improves identification of task and force in patients with incomplete spinal cord injury. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. v. 13, n. 1, p. 41, 2016.

LAUVER, J.D.; CAYOT, T.E.; SCHEUERMANN, B.W. Influence of bench angle on upper extremity muscular activation during bench press exercise. **European journal of sport science**, v. 16, n. 3, p. 309-316, 2015.

LEHMAN, G.J. The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. **The Journal of Strength and Conditioning Research**. Aug; 19(3):587-91, 2005.

MANCEBO, F.D.; CABRAL, H.V.; DE SOUZA, L.M.L.; VIEIRA, T.M.; DE OLIVEIRA, L. F. **Location of innervation zone on pectoralis major muscle and its shift during the bench press exercise: a high-density surface electromyography investigation**. Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Programa de Engenharia Biomédica, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2017.

MOOKERJEE S., RATAMESS N. Comparison of Strength Differences and Joint Action Durations Between Full and Partial Range-of-Motion Bench Press Exercise. **The Journal of Strength and Conditioning Research**. Feb; 13(1), 76-81, 1999.

NÓBREGA, S.R.; LIBARDI, C.A. Is Resistance Training to Muscular Failure Necessary? **Frontiers in physiology**. Jan v. 7, 2016.

OLIVEIRA, L.F.; MATTA, T.T.; ALVES, D.S.; GARCIA, M.A.; VIEIRA, T.M. Effect of the shoulder position on the biceps brachii EMG in different dumbbell curls. **Journal of sports science & medicine**. v. 8, n. 1, p. 24, 2009.

TREBS, A.A.; BRANDENBURG, J.P.; PITNEY, W.A. An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. **The Journal of Strength and Conditioning Research**. Jul; 24(7):1925-30, 2010.

TUCKER, K.; FALLA, D.; GRAVEN-NIELSEN, T.; FARINA, D. Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 3, p. 373-379, 2009.

WATANABE, K.; KOUZAKI, M.; MORITANI, T. Region- specific myoelectric manifestations of fatigue in human rectus femoris muscle. **Muscle & Nerve**, v. 48, n. 2, p. 226-234, 2013.

WATANABE, K.; KOUZAKI, M.; MORITANI, T. Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 2, p. 251-258, 2012.

WATANABE, K.; KOUZAKI, M.; MORITANI, T. Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait in young and elderly men. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 1, p. 19-25, 2016.

WELSCH, E.A.; BIRD, M.; MAYHEW, J.L. Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p. 449-452, 2005.