

Artigo Original

A ROTAÇÃO DE OMBRO NÃO AFETA A ATIVAÇÃO MUSCULAR DO PEITORAL MAIOR E DELTOIDE ANTERIOR DURANTE O EXERCÍCIO PEC DECK

Shoulder rotation does not affect muscle activation of the pectoralis major and anterior deltoid during the pec deck exercise

Paulo Henrique Marchetti¹, Josinaldo Jarbas da Silva², Gustavo Zorzi Fioravante³, Silvio Luiz Pecoraro⁵, Roberto Aparecido Magalhães⁶, Fábio Siconeto de Freitas³, Charles Ricardo Lopes^{3,4}, Willy Andrade Gomes².

1. Department of Kinesiology, California State University Northridge, California, USA.

2. Grupo de Estudos e Pesquisas em Neuromecânica do Treinamento de Força (GNTE) da Universidade Nove de Julho, São Paulo, São Paulo, Brasil.

3. Departamento de Ciências do Movimento Humano, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brasil.

4. Faculdade Adventista de Hortolândia, Hortolândia, São Paulo, Brasil.

5. Faculdades Metropolitanas Unidas, São Paulo, São Paulo, Brasil.

6. Grupo de Estudo e Pesquisa em Neuromecânica do Treinamento de Força, UNIMOGI, Mogi Guaçu, SP, Brasil.

Resumo

Objetivo: comparar a atividade mioelétrica do peitoral maior (PM) e deltoide anterior (DA) durante o exercício *pec deck*, em contração voluntária máxima isométrica (CVMI), em rotação interna (RI) e externa (RE) de ombro em diferentes posições articulares. **Materiais e Métodos:** dez homens saudáveis (idade: $30 \pm 6,37$ anos, massa corporal total: $84,6 \pm 9,43$ kg, estatura: $178,6 \pm 5,60$ cm), treinados em força (tempo de prática: $82,8 \pm 63,35$ meses), realizaram três CVMI's durante cinco segundos, e intervalo de 15 segundos entre contrações no exercício *pec deck* tanto em RI, quanto em RE da articulação do ombro. Um intervalo de 10 minutos foi fornecido aos sujeitos entre condições experimentais em três diferentes posições articulares: máxima adução de ombros (0°), adução dos ombros a 45° e 90° . A atividade mioelétrica do PM e DA foi avaliada por meio de eletromiografia superficial. **Resultados:** não foram verificadas diferenças significantes entre as rotações de ombro para a ativação muscular em nenhuma das posições articulares analisadas para o DA (0° : $d=0,89$; $\Delta\%=22,46$; 45° : $d=0,65$; $\Delta\%=17,95$ e 90° : $d=1,26$; $\Delta\%=21,16$) e para o PM (0° : $d=0,18$; $\Delta\%=5,42$; 45° : $d=0,29$; $\Delta\%=10,08$ e 90° : $d=0,41$; $\Delta\%=16,24$). Foi verificado aumento significativo da ativação muscular do PM em RI na posição de 90° de abdução horizontal de ombro quando comparado a 45° ($P<0,05$ $d=1,85$; $\Delta\%=47,00$). **Conclusão:** a realização do exercício *pec deck* em RI e RE não altera a atividade muscular do PM e do DA, independentemente da posição articular realizada.

Palavras-chave: força; eletromiografia; exercício.

Abstract

Objective: to compare the myoelectric activity of the pectoralis major (PM) and anterior deltoid (AD) during the *pec deck* exercise, in maximal isometric voluntary contraction (MIVC) in internal rotation (IR) and external (ER) rotation of the shoulder in different joint positions. **Methods:** ten healthy male (age: 30 ± 6.37 years, total body mass: 84.6 ± 9.43 kg, height: 178.6 ± 5.60 cm), trained in strength (time of practice: 82.8 ± 63.35 months) performed through three MIVC's for five seconds, and a 15-second interval between contractions in the *pec deck* exercise in both RI and ER of the shoulder joint. A 10-minute interval was provided to subjects between experimental conditions at three different joint positions: maximum shoulder adduction (0°), shoulder adduction at 45° and 90° . The myoelectric activity of the PM and anterior deltoid AD was evaluated by surface electromyography. **Results:** there were no significant differences between shoulder rotations for muscle activation in any of the joint positions analyzed for the AD (0° : $d=0.89$; $\Delta\%=22.46$; 45° : $d=0.65$; $\Delta\%=17.95$ e 90° : $d=1.26$; $\Delta\%=21.16$) and the PM (0° : $d=0.18$; $\Delta\%=5.42$; 45° : $d=0.29$; $\Delta\%=10.08$ e 90° : $d=0.41$; $\Delta\%=16.24$). There was a significant increase in muscle activation of the PM in IR at the 90° horizontal abduction position of the shoulder when compared to 45° ($P<0.05$ $d=1.85$; $\Delta\%=47.00$). **Conclusion:** the performance of the *pec deck* exercise in IR and RE does not alter the muscular activity of the PM and the AD, independently of the joint position performed.

Keywords: strength; electromyography; exercise.

Contato: Paulo H. Marchetti, dr.pmachetti@gmail.com

Submetido: 06/2019
Revisado: 09/2019
Aceito: 09/2019

INTRODUÇÃO

O *pec deck* é considerado um exercício monoarticular, envolvendo primariamente o

movimento de adução horizontal de ombros, e comumente utilizado no desenvolvimento de peitoral maior e deltoide anterior⁽¹⁾. Durante a execução do

exercício *pec deck*, o complexo articular do ombro é mantido em uma posição popularmente conhecida como “*high-five*”, a qual consiste na combinação de duas posições de forma simultânea (abdução horizontal e rotação externa de ombros)⁽²⁾. Diversos estudos consideram a posição “*high-five*” inadequada e muitas vezes prejudicial à integridade estrutural do complexo articular do ombro, principalmente quando envolvem altas sobrecargas e grandes amplitudes durante o treinamento de força⁽²⁻⁵⁾.

Kolber *et al.*⁽²⁾ citam que o acometimento do complexo articular do ombro pode estar associado a fatores de risco intrínsecos (como desequilíbrios musculares) e extrínsecos (como a utilização de técnicas inadequadas que aumentam o estresse articular). Em estudo realizado por Bak *et al.*⁽⁴⁾, foram observados que de 112 casos de ruptura do peitoral maior, durante o treinamento de força, 48,2% (54 casos) ocorreram em exercícios executados na posição “*high-five*”. Além disso, de todas as lesões no complexo articular do ombro, 36% foram verificadas em *weightlifters*⁽⁶⁾ e 36,6% em *bodybuilders*⁽⁷⁾. O estudo de Yu e Habib *et al.*⁽⁵⁾ verificou que dentre as lesões atribuídas ao treinamento de força, 28% ocorreram na região distal da clavícula (osteólise) devido à abdução horizontal de ombros em amplitudes máximas, e desta forma, possivelmente a longo prazo, pode promover um aumento na instabilidade anterior da articulação do ombro⁽²⁾ e até mesmo em lesões por compressão e/ou estiramento dos nervos periféricos^(2, 8). Gross *et al.*⁽³⁾ avaliaram e realizaram o tratamento para instabilidade articular de ombro em sujeitos treinados em força. Participaram do estudo 20 sujeitos (16 homens e quatro mulheres) que reportavam dor articular em um ou nos dois ombros (totalizando 23 ombros analisados). Os resultados mostraram que todos os sujeitos apresentavam incapacidade progressiva para realizar os exercícios de abdução horizontal de ombros em rotação externa (posição “*high-five*”) devido à dor local. Dentre todos os sujeitos avaliados, 10 (13 ombros) responderam positivamente ao tratamento conservador que incluiu a reabilitação agressiva e a modificação da técnica de execução dos exercícios (evitando a posição “*high-five*”), tornando desnecessária a intervenção cirúrgica. Para os outros 10 ombros que não obtiveram melhoras com o tratamento conservador, a intervenção cirúrgica foi então realizada. Após a realização do tratamento conservador ou cirúrgico, associado à modificação da técnica de execução dos exercícios (evitando a posição “*high-five*”), todos os 20 sujeitos retornaram com sucesso ao treinamento de força (sem sintomas). Dessa forma, entende-se que a identificação precoce de posições potencialmente lesivas, e a modificação da

técnica de execução para posições mais seguras podem reduzir a prevalência de lesões no complexo articular do ombro, bem como aumentar as chances de sucesso do tratamento conservador reduzindo a necessidade de intervenções cirúrgicas. No entanto, é importante salientar que modificações na técnica de execução do exercício podem promover alterações na atividade dos músculos envolvidos durante o movimento, afetando o estímulo da sessão de treino^(9, 10).

Giorgio *et al.*⁽¹¹⁾ compararam a ativação muscular do peitoral maior (PM), deltoide anterior (DA) durante a adução horizontal de ombros em rotação interna (RI) e externa (RE), durante ações musculares concêntricas e isométricas, em um dispositivo de multi-empunhaduras o qual ofereceu resistência contrária quando é comprimido ou tracionado. Participaram do estudo 13 sujeitos saudáveis, do gênero masculino e treinados em força. A atividade muscular foi mensurada por meio de um eletromiógrafo de superfície e os resultados mostraram que, quando utilizado o mesmo local de empunhadura, não foram verificadas diferenças significantes entre a adução horizontal de ombro em rotação interna e externa independente do tipo de ação muscular (concêntrica e isométrica). Entretanto, o estudo não controlou o ângulo articular durante a adução horizontal de ombros e a distância entre a aplicação da força nas diferentes condições experimentais.

Desta forma, pode-se supor que a alteração na rotação (interna/externa) do complexo articular do ombro não afetaria a ação de PM e DA. Baseado em tal suposição, a execução do exercício *pec deck* realizada em rotação interna de ombros evitaria a posição “*high-five*” e assim, reduziria o estresse articular no ombro.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar a atividade mioelétrica de peitoral maior e deltoide anterior durante o exercício *pec deck*, através de contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) em rotação interna (RI) e externa (RE) de ombro para diferentes posições articulares.

MÉTODOS

Amostra

Participaram do estudo 10 homens saudáveis (idade: $30 \pm 6,4$ anos, massa corporal total: $84,6 \pm 9,4$ kg, estatura: $178,6 \pm 5,6$ cm), treinados em força (tempo de prática: $82,8 \pm 63,3$ meses) de forma regular e ininterrupta incluindo o exercício *pec deck*, por no mínimo um ano. O número de sujeitos ($n=10$) foi determinado utilizando os dados da ativação mioelétrica de um estudo piloto previamente realizado, com indivíduos que possuíam as mesmas características empregadas no presente estudo, baseado em

significância de 5% e um poder do teste de 80%^(12, 13). Todos os participantes foram informados dos procedimentos experimentais, leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (parecer nº 3.299.932). Os critérios de inclusão adotados foram: (i) realizar o treinamento de força para membros superiores a pelo menos 1 ano de forma intermitente e com experiência no exercício *pec dec*. Os critérios de exclusão adotados foram: (i) possuir lesões musculoesqueléticas, ligamentares ou osteomioarticulares em ambos os membros superiores; (ii) não realizar a tarefa dentro do padrão pré-determinado; (iii) possuir cirurgia prévia no membro superior, inferior e ou tronco e (iv) possuir flexibilidade de membros superiores insuficiente para a realização do exercício *pec deck* nas condições experimentais determinadas.

Procedimentos

Os participantes apresentaram-se no laboratório em uma única sessão, onde foram obtidos os dados pessoais (idade e tempo de prática no treinamento de força) e antropométricos (massa corporal total e estatura). Em seguida, foram orientados a sentar ereto no banco do equipamento *pec deck* de maneira que seu tronco estivesse totalmente apoiado no encosto e seus ombros alinhados aos eixos de giro do equipamento. Os membros superiores foram posicionados de maneira em que os ombros ficassem abduzidos verticalmente a 90° em relação ao tronco, e as articulações do cotovelo e punho foram alinhadas na altura do ombro. A seguir, os sujeitos realizaram uma breve familiarização com as diferentes posições articulares por meio de três contrações isométricas voluntárias submáximas em adução horizontal de ombros durante três segundos. Após um intervalo de cinco minutos, o protocolo experimental foi realizado visando avaliar a ativação muscular do peitoral maior e deltoide anterior em rotação interna (RI) e externa (RE) da articulação do ombro, no exercício *pec deck*, em três diferentes posições articulares: 0°, 45° e 90° de adução horizontal de ombros, sendo 0° a posição onde os membros superiores estavam mais próximos da linha média do corpo e 90° mais distante (mensurados por flexímetro pendular). Cada condição experimental foi realizada através de três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI's) durante cinco segundos, e intervalo de quinze segundos entre contrações no exercício *pec deck*. Um intervalo de 10 minutos foi respeitado entre condições experimentais.

Dados antropométricos

Para a avaliação da estatura e massa corporal total dos sujeitos utilizou-se de uma balança mecânica com estadiômetro (Welmy®, Brasil). Para a mensuração da estatura, os participantes foram orientados a ficar em posição ortostática, com os pés unidos de maneira que os calcanhares, glúteos e escápulas tocassem no suporte vertical fixo na balança. A cabeça dos participantes foi posicionada no plano de Frankfurt, com o olhar fixo no horizonte. Então, a região móvel do estadiômetro foi posicionada de maneira que tocasse o vértice superior da cabeça dos participantes. Em seguida, o estadiômetro foi travado.

Para a mensuração da massa corporal total, os participantes foram orientados a ficar em posição ortostática, com os pés unidos de maneira que os pés estivessem no centro da plataforma da balança. A cabeça dos participantes foi posicionada no plano de Frankfurt, com o olhar fixo no horizonte. Todas as medidas antropométricas foram realizadas três vezes, utilizando a média como valor de referência, a cada medida realizada, os participantes eram convidados a descer da balança e subir em sequência para uma nova medida. Todos os participantes foram orientados a dividir a massa corporal total de forma igual sobre os membros inferiores e não se movimentar durante as mensurações⁽¹⁴⁾.

Amplitude de movimento passivo (ADMP)

As posições articulares (0°, 45° e 90°) de adução e rotação (interna e externa) dos ombros foram controladas por meio de um flexímetro pendular (Sanny®, Brasil) devidamente calibrado de acordo com as normas do fabricante⁽¹⁵⁾. A posição de 0° de adução horizontal de ombros foi determinada com o participante sentado no equipamento *pec deck*, com o tronco apoiado no encosto do equipamento e com os ombros flexionados a 90° em relação ao tronco (próximo a linha média do corpo), os cotovelos e punhos foram alinhados aos ombros e a palma das mãos voltadas para baixo (paralelas ao solo). Então, o flexímetro foi calibrado, considerando essa posição como 0° de adução horizontal dos ombros. A partir dessa posição, foram definidas as posições de 45° e 90° de adução horizontal dos ombros. As posições de rotação interna e externa dos ombros foram determinadas com o participante sentado no equipamento *pec deck*, com o tronco apoiado no encosto do equipamento e com os ombros abduzidos verticalmente a 90° em relação ao tronco; os cotovelos foram alinhados aos ombros e flexionados a 90°, com a palma das mãos voltadas para baixo (paralelas ao solo). Em seguida, o flexímetro foi calibrado (0°), considerando essa posição como rotação interna de

ombros (RI). A partir dessa posição, os participantes foram orientados a realizar uma rotação externa de ombros até que o deslocamento angular atingisse a amplitude de 90°, determinando assim a posição de rotação externa de ombros (RE).

Eletromiografia Superficial (sEMG)

A coleta dos dados de sEMG foi realizada com um eletromiógrafo de 6 canais (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil). Foram utilizados pares de eletrodos ativos de superfície, circulares, autoadesivos, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm entre os centros dos eletrodos, associados a um gel condutor, colocados sobre o músculo peitoral maior (PM) através de sua porção esterno-costal e sobre o deltoide anterior (DA). A localização específica de cada eletrodo foi norteada segundo as recomendações de Criswell⁽¹⁶⁾ para o PM e da SENIAM⁽¹⁷⁾ para o DA. Para o PM os eletrodos foram posicionados a 50% do ventre muscular alinhado com as fibras médias (porção esterno-costal). Já para o músculo DA, os eletrodos foram posicionados a distância do comprimento de um dedo anteriormente ao acrômio. O eletrodo de referência foi posicionado sobre a patela do membro inferior direito de cada sujeito. Antes do posicionamento dos eletrodos, foi realizada a tricotomia da região e uma leve abrasão na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. A aquisição dos dados foi realizada a uma frequência de 2000 Hz. Os dados da sEMG foram tratados para posterior comparação e análise conforme preconizado por Winter⁽¹⁸⁾ através de uma rotina escrita no *software Matlab (Mathworks Inc., EUA)*. Então, o processamento do sinal sEMG seguiu a seguinte ordem: os sinais sEMG foram filtrados com um filtro de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero. Foi utilizada a *root-mean square (RMS)* com uma janela de 150ms (RMS EMG), e integrados (IEMG).

Análise Estatística

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Post-hoc* de Bonferroni e de *Levene*, respectivamente. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média. A confiabilidade da variável dependente (IEMG), entre as três CVMI's para cada condição experimental (RI e RE) nas diferentes posições articulares de ombro (0°, 45°, 90°), foram determinadas por meio do coeficiente de correlação intra-classe (CCI), seguindo os seguintes valores de referência: < 0.4 pobre; 0.4 - < 0.75 satisfatório; ≥ 0.75 excelente ⁽¹⁹⁾ e então a média dos valores foi calculada. Uma ANOVA (2x3) com medidas repetidas foi utilizada para comparar

as diferenças da variável dependente (IEMG) com fator rotação articular de ombro (RI e RE) e posição articular em adução de ombros (0°, 45°, 90°). O cálculo do tamanho do efeito (*d*) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam nos seguintes critérios: <0,35 efeito trivial; 0,35-0,80 pequeno efeito; 0,80-1,50 efeito moderado; e >1,50 grande efeito, para sujeitos treinados recreacionalmente baseado em Rhea⁽²⁰⁾. A diferença percentual ($\Delta\%$) foi calculada a fim de verificar possíveis diferenças entre as médias da variável dependente. Significância de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do *software SPSS versão 21.0*.

RESULTADOS

Em relação à ativação muscular, não foram verificadas diferenças significantes entre as rotações de ombro [interna (RI) e externa (RE)] em nenhuma das posições articulares analisadas tanto para o deltoide anterior (0°: $d=0,89$; $\Delta\%=22,46$; 45°: $d=0,65$; $\Delta\%=17,95$ e 90°: $d=1,26$; $\Delta\%=21,16$) (figura 1a), quanto para o peitoral maior (0°: $d=0,18$; $\Delta\%=5,42$; 45°: $d=0,29$; $\Delta\%=10,08$ e 90°: $d=0,41$; $\Delta\%=16,24$) (figura 1b). No entanto, foi verificado aumento significativo da ativação muscular do peitoral maior em rotação interna, na posição de 90° de abdução horizontal de ombro, quando comparado a 45° ($P<0,05$ $d=1,85$; $\Delta\%=47,00$) (figura 1b).

DISCUSSÃO

Os principais achados do presente estudo mostram que a atividade miolétrica do DA não apresentou diferença significativa entre as posições articulares (0°, 45° e 90°). Em relação ao PM, foi verificado aumento na ativação muscular apenas na execução do exercício *pec deck*, na posição de 90°, quando comparado à posição de 45° de abdução horizontal de ombros em RI. É provável que a realização do exercício *pec deck* na posição de 90° e em rotação interna tenha promovido um aumento na relação comprimento-tensão ótima do músculo PM, favorecendo um melhor ângulo de sobreposicionamento entre as proteínas contráteis (actina e miosina)⁽²¹⁾.

Quanto ao efeito da rotação de ombro (RI ou RE), não foram verificadas diferenças significantes na atividade mioelétrica do PM e do DA, independente da posição articular (0°, 45° e 90°). Por outro lado, para o DA, as posições articulares de 0° e 90° apresentaram um tamanho do efeito moderado ($d=0,89$ e $1,26$, respectivamente). Por ser um músculo penado, é provável que a rotação de ombro modifique a disposição das fibras musculares em relação à

articulação e ao plano de movimento durante o exercício, modificando a atividade muscular do DA, como verificado por Barnett et al.⁽²²⁾. Os resultados do presente estudo corroboram os achados de Giorgio et al.⁽¹¹⁾ que não observaram diferença na ativação muscular durante a adução horizontal de ombros em RI e RE. No entanto, exercícios que combinem a abdução horizontal de ombros em rotação externa (“*high-five*”) são considerados “inapropriados” em decorrência do aumento do estresse estrutural no complexo articular do ombro^(2, 3, 23, 24), o que pode resultar em um aumento da instabilidade anterior da articulação glenoumeral^(2, 5), resultando em uma disfunção do ritmo escapulo – umeral⁽²⁵⁾, além de lesões por compressão ou tensão de nervos periféricos^(2, 8) e até mesmo a ruptura do peitoral maior⁽⁴⁾.

ombro a 0°, 45°, 90°. *Diferença significativa entre as posições articulares de adução horizontal de ombros ($P < 0,05$).

O presente estudo possui limitações, como o fato de não ter avaliado a capacidade de produção de força nas diferentes condições experimentais. A avaliação da força máxima poderia fornecer informações quanto à capacidade física dos sujeitos, caracterizando melhor a amostra, mesmo não existindo relação linear entre a ativação muscular (eletromiografia) e a capacidade de produção de força para os músculos analisados, mesmo em contrações isométricas máximas.

Apesar das limitações apresentadas, o presente estudo apresenta grande aplicação prática; podendo, a partir dos resultados apresentados, recomendar que a adução horizontal de ombros no exercício *pec deck* seja realizada em RI, evitando a posição “*high-five*”, visto que a ativação muscular de PM e DA não apresentam importantes alterações. Adicionalmente, a RI do complexo articular do ombro pode ser uma estratégia utilizada, visando reduzir a prevalência de lesões, bem como aumentar as chances de sucesso do tratamento conservador de lesões dessa articulação⁽³⁾

CONCLUSÃO

A realização do exercício *pec deck* realizado com rotação interna e externa do ombro não altera a atividade mioelétrica do peitoral maior e do deltoide anterior, independente da posição articular realizada.

REFERÊNCIAS

1. Marchetti PH, Calheiros R, Charro R. Biomecânica aplicada: uma abordagem para o treinamento de força. São Paulo: Phorte; 2007.
2. Kolber MJ, Beekhuizen KS, Cheng MS, Hellman MA. Shoulder injuries attributed to resistance training: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010;24(6):1696–704.
3. Gross ML, Brenner SL, Esformes I, Sonzogni JJ. Anterior shoulder instability in weight lifters. *The American Journal of Sports Medicine*. 1993;21(4):529-603.
4. Bak K, Cameron EA, Henderson IJP. Rupture of the pectoralis major: a meta-analysis of 112 cases. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc*. 2000;8:113-9.
5. Yu SJ, Habib PA. Common injuries related to weightlifting: MR imaging perspective. *Seminars in musculoskeletal radiology*. 2005;9(4):289-301.
6. Alabbad MA, Muaidi QI. Incidence and prevalence of weight lifting injuries: An update. *Saudi Journal of Sports Medicine*. 2016;16:15-9.

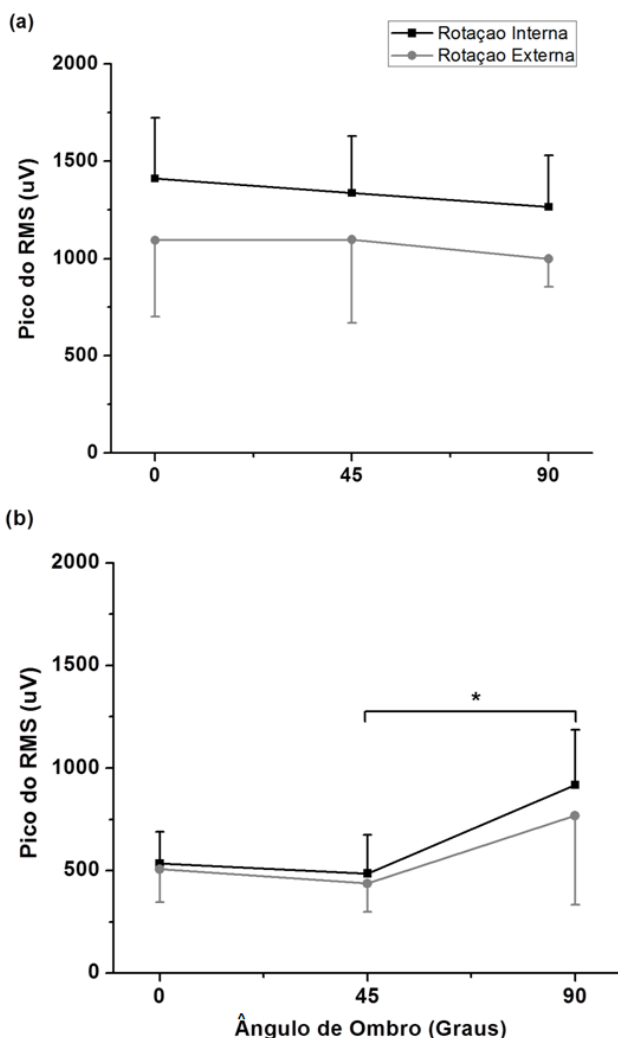


Figura 1. Média e desvio padrão da atividade muscular (IEMG) durante CVMI de (a) deltoide anterior e (b) peitoral maior durante exercício *pec deck* em rotação interna e rotação externa nas posições de adução de

7. Siewe J, Marx G, Knoll P, Eysel P, Zarghooni K, Graf M, et al. Injuries and overuse syndromes in competitive and elite bodybuilding. *International Journal of Sports Medicine*. 2014;35(11):943-8.
8. Lodhia KR, Brahma B, McGillicuddy JE. Peripheral nerve injuries in weight training. *The Physician and Sportsmedicine*. 2005;33(7):24-37.
9. Marchetti PH, Amorim MA, Arruda CC, Segamarchi LF, Soares EG, Ito DT, et al. Aspectos neuromecânicos do exercício pulley. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*. 2010;8(26):59-64.
10. Marchetti PH, Arruda CC, Segamarchi LF, Soares EG, Ito DT, Da Luz Junior DA, et al. Exercício supino: uma breve revisão sobre os aspectos biomecânicos. *Brazilian Journal of Sports and Exercise Research*. 2010;1(2):135-42.
11. Giorgio P, Samozino P, Morin JB. Multigrip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2009;23(2):652-9.
12. Eng J. Sample Size Estimation: How many individuals should be studied? *Radiology*. 2003;227(2):309-13.
13. Beck TW. The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013;27(8): 2323-37.
14. Freitas Junior IF. Padronização de medidas antropométrias e avaliação da composição corporal. São Paulo: Tikinet; 2018.
15. Monteiro GA. Avaliação da Flexibilidade: Manual de Utilização do Flexímetro Sanny2000.
16. Criswell E. *Cram's Introduction to surface electromyography*. 2 ed. Burlington, MA: Jones and Bartlett; 2011.
17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000 Oct;10(5):361-74.
18. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. Publication AWI, editor. USA1990.
19. Rosner B. *Fundamentals of Biostatistics*. 7 ed: Cengage Learning; 2010.
20. Rhea MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *J Strength Cond Res*. 2004 Nov;18(4):918-20.
21. Brown LE. *Treinamento de força*. Barueri: Manole; 2008.
22. Barnett C, Kippers V, Turner P. Effects of variation of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 1995;9(4):222-7.
23. Durrall CJ, Manske RC, Davies GJ. Avoiding shoulder injury from resistance training. *Strength and Conditioning Journal*. 2001;23(5):10-8.
24. Sigmon C, Tyson A. Preventing shoulder injuries by modifying the bench and incline press. *Nat Strength Cond J*. 1996:52-3.
25. Brumitt J, Meira E. Scapula stabilization rehab exercise prescription. *National Strength and Conditioning Association*. 2006;28(3):62-5.