

Estimativa das forças exercidas pelos segmentos musculares utilizando diferentes restrições

Alexandre Neves Trichez Júnior¹, José Otávio Reggi Pécora², Arnaldo Amado Ferreira Neto², Carlos Rodrigo de Mello Roesler¹, Eduardo Alberto Fancello¹

¹*Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina*

Rua Lauro Linhares, 1850, Trindade, 88070-260, Santa Catarina, Brasil

a.trichez@posgrad.ufsc.br, r.roesler@ufsc.br, eduardo.fancello@ufsc.br

²*Universidade de São Paulo*

Rua Dr. Ovídio Oires de Campos, 333, Cerqueira César, São Paulo, 05403-010, São Paulo, Brasil

otavio.pec@gmail.com, aafneto1@gmail.com

Abstract. A great number of musculoskeletal models have been developed over the last few decades, allowing non-invasive prediction of parameters that cannot be measured in vivo, such as individual muscle forces and joint reaction forces. Estimation of these parameters can contribute to improved diagnosis of pathologies and development of treatment techniques. On computational models it is not always possible to account all the variables that influence the force generation of a muscle and simplifications are made, such as the representation of the muscles as bundles of frictionless, massless and elastic cables. The objective of this study is to analyze how a constraint on the force amplitude generated by muscle segments influence the muscle force estimation and the joint reaction force of the glenohumeral joint. For this purpose, a previously developed shoulder model was used, and two cases were studied: with and without constraints. Results show that the joint reaction force is greater on the model with constraints and that there are differences between the forces exerted by the segments of the same muscle group when the constraint is removed. The presence of constraints on models similar to the one used is necessary to simulate an adequate muscle physiology, however, studies are still necessary to define how to apply these constraints.

Keywords: Finite element, shoulder model, joint reaction force, muscle force.

1 Introdução

Nos últimos anos, muitos modelos musculoesqueléticos foram desenvolvidos com o objetivo de prever parâmetros que não podem ser medidos de maneira não invasiva durante a execução de determinados movimentos, como as forças musculares e as forças de reação articular. O conhecimento destes parâmetros pode auxiliar o desenvolvimento de novos tratamentos para patologias, assim como o desenvolvimento de próteses e a avaliação de danos nos tecidos moles. No entanto, a determinação das forças musculares que geram um determinado movimento não é simples. Existem diversos fatores que influenciam a geração de força de um músculo como sua linha de ação, braço de momento e a interação entre os segmentos musculares com unidades motoras distintas.

Em modelos musculoesqueléticos, músculos com grandes regiões de inserção são divididos em diferentes segmentos de maneira a melhor representar seu comportamento fisiológico. Entretanto, articulações como a do ombro são *hiperestaticamente determinadas*, ou seja, existem inúmeras combinações de forças atuando nos segmentos musculares que podem resultar no mesmo movimento. Isso se traduz em um problema matemático onde há mais variáveis desconhecidas (forças musculares) do que equações de equilíbrio. A metodologia de resolução geralmente utilizada consiste na formulação de um problema de otimização, no qual determina-se uma função objetivo a ser minimizada sujeita a restrições que simulam o comportamento fisiológico muscular e às leis de equilíbrio do sistema [1].

O objetivo deste estudo é avaliar como uma restrição sobre as forças que segmentos de um mesmo músculo

podem exercer alteram a força de reação articular e a força exercida pelos grupos musculares considerados. A análise é realizada utilizando um modelo para a simulação da articulação glenoumeral desenvolvido pelos autores [2] que considera a atuação de cinco músculos divididos em 16 segmentos.

2 Métodos

O modelo desenvolvido para a análise é composto pelo úmero, escápula, suas respectivas cartilagens relativas à articulação glenoumeral e os cinco principais músculos responsáveis pelo movimento de abdução e estabilização articular: subescapular, supraespinhal, infraespinhal, redondo menor e deltoide. No modelo, os músculos são considerados como cabos retesados sem atrito que conectam suas respectivas origem e inserção musculares considerando os obstáculos ósseos e cartilaginosos do trajeto entre eles (Fig. 1). Os músculos foram divididos em diferentes segmentos conforme Tab. 1 para melhor representar a atuação muscular. A articulação glenoumeral possui seis graus de liberdade e o centro de rotação nominal é considerado como o centro da esfera que melhor se encaixa na superfície articular da cartilagem da glenóide.

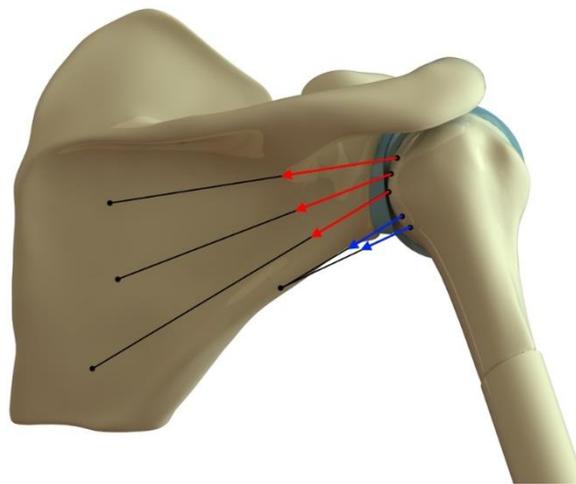


Figura 1 – Visão posterior da escápula. Os trajetos musculares dos músculos infraespinhal e redondo menor são representados pela linha preta, enquanto que as direções das forças exercidas por esses músculos são representadas pelas setas vermelhas e azuis, respectivamente

Tabela 1 – Divisão dos músculos em diferentes segmentos.

Músculos	Representação	Segmentos
Supraespinhal	f_{SP}	f_1
		f_2
Subescapular	f_{SC}	f_3
		f_4
		f_5
Infraespinhal	f_{IP}	f_6
		f_7
		f_8
Redondo menor	f_{TR}	f_9
Deltoide anterior	f_{DA}	f_{10}
		f_{11}
Deltoide intermediário	f_{DI}	f_{12}
		f_{13}
		f_{14}
Deltoide posterior	f_{DP}	f_{15}
		f_{16}

A análise é realizada nas posições estáticas de 30°, 60°, 90° e 120° de abdução no plano coronal com rotação externa do braço de 90°. As seis equações de equilíbrio do sistema são determinadas a partir de um modelo de corpo rígido considerando o equilíbrio estático do úmero. A resolução dessas equações é realizada mediante um sistema que combina o modelo de corpo rígido, o modelo em elementos finitos e o problema de otimização, como descrito em Trichez Jr. et al [2].

As incógnitas do problema são as amplitudes das forças exercidas pelos músculos e a força e o momento de reação articular. Para determinar os valores destas variáveis, formulou-se um problema de otimização, definindo \mathbf{X} como o vetor de variáveis que contém as amplitudes das forças musculares,

$$\mathbf{X} = \{f_{SP}, f_{SC}, f_{IP}, f_{TR}, f_{DA}, f_{DI}, f_{DP}\},$$

pertencente ao espaço de busca $\Omega = \{\mathbf{X} \in \mathbf{R}^7 : \mathbf{X}_{min} \leq \mathbf{X} \leq \mathbf{X}_{max}\}$. Duas funções de performance foram definidas. A norma do momento residual relativa à norma do momento do peso do braço

$$\varepsilon_m = \frac{\left\| \sum_{i=1}^N \mathbf{m}_{m_i} + \sum_{j=1}^K \mathbf{m}_{r_j} + \mathbf{m}_p + \mathbf{m}_a \right\|}{\left\| \mathbf{m}_p \right\|}, \quad (1)$$

e a norma da força residual relativa ao peso do braço

$$\varepsilon_f = \frac{\left\| \sum_{i=1}^N \mathbf{f}_{m_i} + \sum_{j=1}^K \mathbf{f}_{r_j} + \mathbf{p} + \mathbf{r}_a \right\|}{\left\| \mathbf{p} \right\|}. \quad (2)$$

O problema de minimização é definido formalmente como

$$\min \varepsilon_m(\mathbf{X}), \quad (3)$$

$$\varepsilon_f = 0, \quad (4)$$

$$\|\mathbf{r}_a\| \leq \alpha, \quad (5)$$

$$f_{m_l} \geq 0, \quad l = 1, \dots, 16, \quad (6)$$

$$f_{m_1} = f_{m_2} = f_{SP}, \quad (7)$$

$$f_{m_3} = f_{m_4} = f_{m_5} = f_{SC}, \quad (8)$$

$$f_{m_6} = f_{m_7} = f_{m_8} = f_{IP}, \quad (9)$$

$$f_{m_9} = f_{m_{10}} = f_{TR}, \quad (10)$$

$$f_{m_{11}} = f_{DA}, \quad (11)$$

$$f_{m_{12}} = f_{m_{13}} = f_{m_{14}} = f_{DI}, \quad (12)$$

$$f_{m_{15}} = f_{m_{16}} = f_{DP}. \quad (13)$$

O objetivo é encontrar as amplitudes das forças musculares \mathbf{X}_{opt} que minimizem o momento residual (3), satisfaçam o equilíbrio de forças (4), gerem uma força de reação inferior a um valor preestabelecido (5), possuam valores somente positivos ou nulos (6) e que respeitem as restrições de que as amplitudes das forças musculares exercidas pelos segmentos de um mesmo grupo muscular sejam iguais (7-13).

Para avaliar a influência das restrições (7-13) nos resultados é proposta uma nova análise retirando-as do problema de otimização, de maneira que as forças exercidas pelos segmentos musculares sejam independentes umas das outras. Para tal fim, modificou-se o vetor \mathbf{X} de maneira que

$$\mathbf{X} = \{f_{m_1}, f_{m_2}, f_{m_3}, f_{m_4}, f_{m_5}, f_{m_6}, f_{m_7}, f_{m_8}, f_{m_9}, f_{m_{10}}, f_{m_{11}}, f_{m_{12}}, f_{m_{13}}, f_{m_{14}}, f_{m_{15}}, f_{m_{16}}\}.$$

O espaço de busca torna-se, então, $\Omega = \{\mathbf{X} \in \mathbf{R}^{16} : \mathbf{X}_{min} \leq \mathbf{X} \leq \mathbf{X}_{max}\}$.

3 Resultados

No caso sem restrições, observam-se diferenças entre as forças exercidas pelos segmentos musculares de um mesmo grupo muscular (Fig. 2). Em músculos como o infraespinhal e o deltoide posterior há uma tendência de evolução das forças ao longo do movimento, nas quais as forças exercidas por todos os segmentos apresentam crescimento e decréscimo em conjunto com diferentes magnitudes. Já em outros músculos como o supraespinhal, subescapular e deltoide intermediário existem segmentos que apresentam forças muito maiores que os outros, seja em uma posição específica ou ao longo do movimento. Ao comparar as forças exercidas pelos grupos musculares em ambos os casos (Fig. 3), observa-se que aquelas exercidas pelo supraespinhal, subescapular, deltoide anterior e deltoide posterior são maiores no caso com restrição do que aquelas obtidas no caso sem restrição. Esse mesmo comportamento não é observado nos outros três músculos. Além disso, as forças exercidas pelos músculos subescapular, redondo menor, deltoide intermediário e deltoide posterior apresentam a mesma tendência de evolução ao longo do movimento. É importante ressaltar que não foi possível obter um resultado válido para a posição de 120° no caso com restrições, pois o momento residual obtido é muito maior do que a tolerância especificada. A aquisição de um resultado válido só foi possível com a retirada da restrição dos segmentos do subescapular. Assim, conseguiu-se calcular a força de reação articular em todas as posições analisadas (Fig. 4). Durante todo o movimento, a força de reação articular do caso sem restrição apresenta valores entre 3% e 13% menores do que os valores do caso com restrições.

4 Discussão

Dos resultados obtidos observa-se claramente que ao se retirar as restrições dos segmentos musculares, há uma redução da força de reação articular. Uma hipótese para tal acontecimento é que assim há uma maior flexibilidade no recrutamento dos segmentos, já que a função objetivo utilizada foca nos aspectos mecânicos dos músculos: suas linhas de ação e braços de momento. Entretanto, a avaliação do comportamento individual de cada músculo ainda é um desafio. A partir do estudo de van der Helm [3], diversos modelos musculoesqueléticos [4,5,6,7] consideram que os segmentos musculares de um mesmo músculo atuam de maneira independente uns dos outros. Apesar de amplamente utilizada, essa representação pode não condizer com o mecanismo de contração neuromuscular a partir da ativação das unidades motoras. Uma unidade motora consiste em um neurônio motor e todas as fibras musculares que ele estimula. A partir de um potencial de ação muscular todas essas fibras se contraem simultaneamente; entretanto, as fibras musculares de um neurônio motor estão dispersas pelo músculo e não agrupadas em uma determinada região [8].

Um estudo publicado por Brown et al. [9] procurou entender como o sistema nervoso central atua no recrutamento muscular de 19 segmentos de três músculos do ombro (deltoide, peitoral maior e latíssimo dorsal) durante a execução de diferentes movimentos. Os resultados deste estudo apoiam a hipótese de que músculos esqueléticos são compostos por diferentes sub-volumes que podem atuar de forma independente pelo sistema nervoso central, mas de maneira coordenada com seus adjacentes. O deltoide, por exemplo, seria composto por pelo menos sete sub-volumes. Rathi et al. [10] realizou um estudo semelhante sobre o subescapular, representado por dois segmentos, um superior e outro inferior. Foi observado que esses segmentos atuam de maneira diferente dependendo do movimento realizado. O segmento superior atuou principalmente como um agonista nos movimentos de rotação interna e o segmento inferior apresentou uma elevada atividade quando atuou como estabilizador articular. Uma suposição para tal comportamento seria a grande variação de linhas de ação e braços de momento presentes em músculos com grandes áreas de inserção.

Esses estudos corroboram a hipótese da divisão de músculos em diferentes segmentos que são recrutados com maior ou menor intensidade em função do movimento realizado. Entretanto, ainda não há clareza quanto a independência entre eles e nem em quantos segmentos os músculos podem ser divididos. O entendimento dos mecanismos de contração muscular e sua representação em modelos ainda é um desafio e mais pesquisas nessa área são necessárias para esclarecimento.

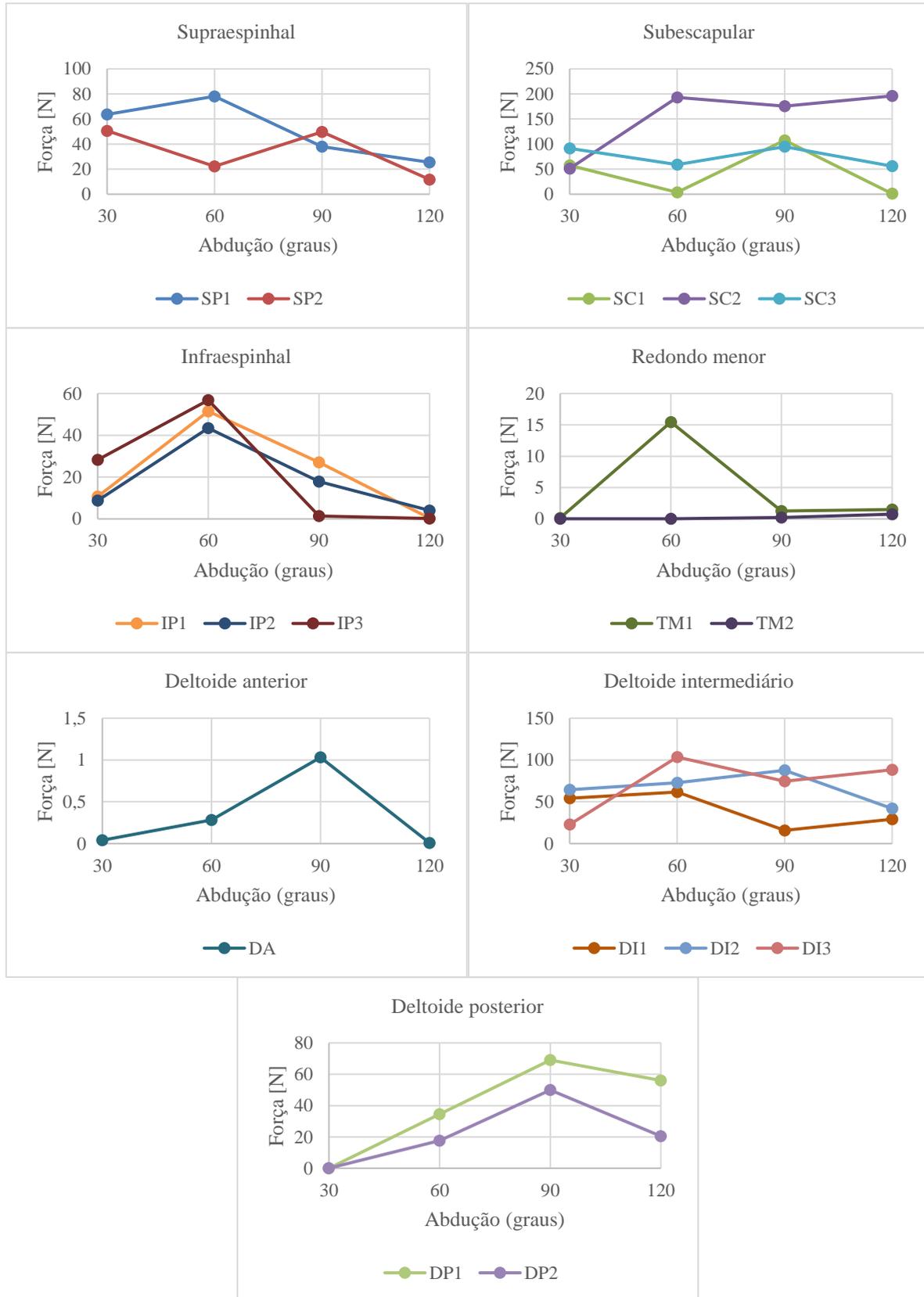


Figura 2 – Forças exercidas pelos segmentos musculares no caso sem restrição.

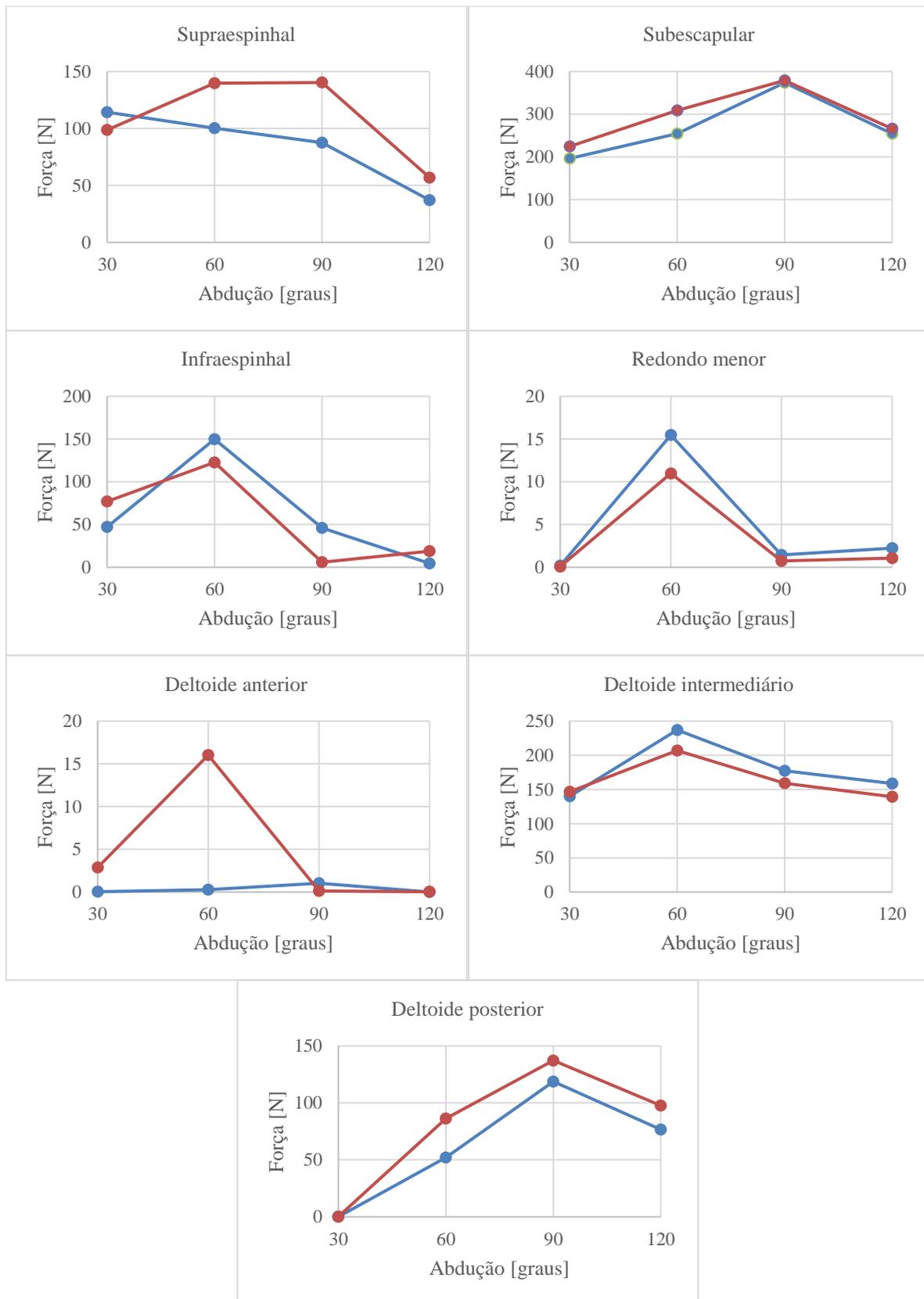


Figura 3 – Forças exercidas pelos músculos nos casos sem restrição (azul) e com restrição (vermelho).

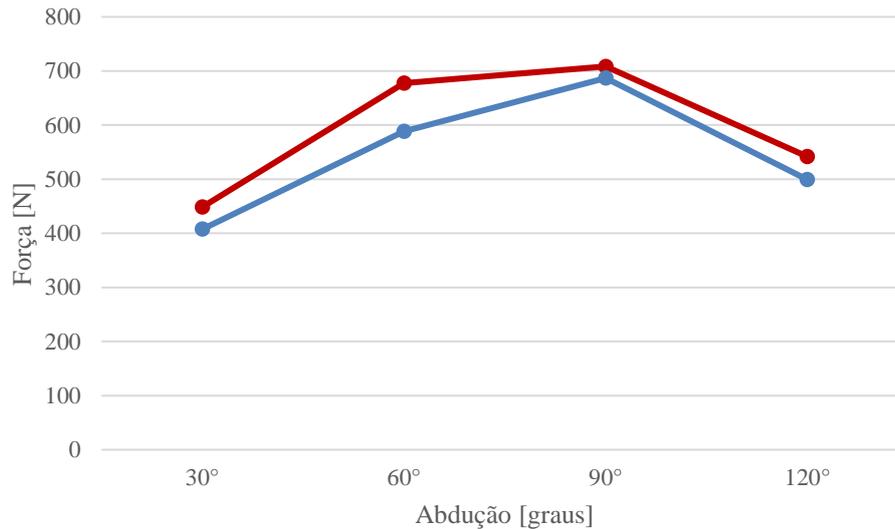


Figura 4 – Força de reação articular nos casos sem restrição (azul) e com restrição (vermelho)

5 Conclusão

É possível concluir que há uma maior flexibilidade de combinações de segmentos musculares quando não há restrições entre eles, resultando em forças de reação articular menores. Entretanto, as hipóteses de que os segmentos são completamente independentes ou dependentes entre si pode não condizer com o comportamento fisiológico dos músculos, tornando necessário a realização de maiores estudos nessa área.

Referências

- [1] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, A. J. van den Bogert, “Model-based estimation of muscle forces exerted during movements”. *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n. 2, pp. 131–154, 2007.
- [2] A. N. Trichez Jr., J. O. R. Pécora, A. A. Ferreira Neto, C. R. de M. Roesler, E. A. Fancello, “Modelo computacional da articulação glenoumeral”. *Proceedings of the XL Ibero-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*.
- [3] F. C. T. van der Helm, “A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism”. *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n. 5, pp. 551 – 596, 1994.
- [4] B. Garner and M. Pandy, “Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset”. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 4, n. 2, pp. 93 - 126, 2001.
- [5] I. W. Charlton and G. R. Johnson, “A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint”. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, n. 8, pp. 801-812, 2006.
- [6] A. A. Nikooyan, H. E. J. Veeger, E. K. J. Chadwick, M. Praagman, F. C. T. van der Helm, “Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow”. *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 49, n. 12, pp. 1425-1435, 2011.
- [7] C. Quental, J. Folgado, J. Ambrósio, J. Monteiro, “A new shoulder model with a biologically inspired glenohumeral joint”. *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, n. 9, pp. 969-977, 2016.
- [8] G. J. Tortora and B. Derrickson, “Principles of Anatomy and Physiology”. John Wiley & Sons, Inc., 2011.
- [9] J. M. M. Brown, J. B. Wickham, D. J. McAndrew, X. F. Huang, “Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, n. 1, pp. 57-73, 2007.
- [10] S. Rathi, N. F. Taylor, R. A. Green, “The upper and lower segments of subscapularis muscle have different roles in glenohumeral joint functioning”. *Journal of Biomechanics*, vol. 63, pp. 92-97, 2017.