

MODELO COMPUTACIONAL DA ARTICULAÇÃO GLENOUMERAL

Alexandre Neves Trichez Júnior

ntrichez@gmail.com

Universidade Federal de Santa Catarina

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

José Otávio Reggi Pécora

otavio.pec@gmail.com

Universidade de São Paulo

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

Arnaldo Amado Ferreira Neto

aafneto1@gmail.com

Universidade de São Paulo

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

Carlos Rodrigo de Mello Roesler

r.roesler@ufsc.br

Universidade Federal de Santa Catarina

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

Eduardo Alberto Fancello

eduardo.fancello@ufsc.br

Universidade Federal de Santa Catarina

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

Abstract. The development of the shoulder model was based on the information acquired from clinical exams of a subject and from the literature data. The forces acting on the joint are the arm weight, the muscle forces, the reaction forces due to the muscle wrapping and the joint reaction force. The amplitude of these forces were obtained from a mathematical approach in which the objective is the determination of the lowest forces that the muscles should exert to stabilize the glenohumeral joint. These forces were then applied on the FE model on Abaqus. The analysis was performed in static positions of 0°, 30°, 60°, 90° and 120° of abduction with the arm in 90° of external rotation. The joint reaction force magnitude increases up to 690 N at 90° of abduction and decreases at 120°, showing the same trend observed in other studies. The muscle forces are consistent with the information found in the literature, where there is a high activation of the subscapularis, possibly due to the absence of the passive stabilizers, and the deltoid. The articular contact center is initially located in the central region of the glenoid cartilage and moves in the superior-anterior direction up to 60° of abduction, moving then to the central-anterior region. The maximum contact pressure is observed at the 60° of abduction and the translation of the humeral head remains within a sphere with a diameter equal to 3.1 mm, whose center coincides with the center of the articular surface of the glenoid cartilage.

Keywords: shoulder model; FEM; glenohumeral joint; articular contact; joint reaction force.

1 Introdução

A articulação glenoumeral possui a maior amplitude de movimento do corpo humano [1], resultante da geometria do contato articular que, por outro lado, a torna instável, propensa a luxações e seus decorrentes problemas, como lesões nos tecidos moles e ósseos [2].

Tal instabilidade é neutralizada, essencialmente, pela ativação dos músculos que cruzam a articulação glenoumeral [3], fazendo com que a análise das forças exercidas por eles seja importante na compreensão dos mecanismos de lesão articular. Contudo, medições *in vivo* dessas variáveis são difíceis, ou até impossíveis, de se realizar devido a limitações tecnológicas e éticas [1]; e medições *in vitro* não conseguem reproduzir fielmente o comportamento real das estruturas biológicas (Prinold, et al. [4]). Nesse cenário, modelos computacionais surgem como importantes ferramentas na avaliação do comportamento das estruturas biológicas, incluindo o entendimento da cinemática das articulações humanas e o discernimento entre situações normais e anormais.

Neste estudo desenvolveu-se um modelo numérico em elementos finitos da articulação do ombro no *software* Abaqus, tendo como referência os dados antropométricos de um voluntário do IOT-HC-FMUSP [2]. A análise foi realizada em seis posições distintas de abdução do ombro com rotação externa de 90°, contanto com a presença do úmero, da escápula, de suas respectivas cartilagens e dos músculos do manguito rotador e o deltoide. A determinação das forças musculares considerou a reação do contato muscular-ósseo dos músculos que envolvem a cabeça do úmero e foi realizada utilizando uma rotina de otimização genética que minimiza o resíduo do momento angular relativo ao momento angular gerado pelo peso do braço.

2 Métodos

2.1 Reconstrução geométrica

Foram considerados no modelo o úmero, a escápula, as cartilagens da cabeça do úmero e da glenoide e os principais músculos responsáveis pelo movimento de abdução e pela estabilização da cabeça do úmero na fossa glenoidal: supraespinhal, subescapular, infraespinhal, redondo menor e deltoide. Para melhor representar a função fisiológica de cada músculo, eles foram divididos em diferentes segmentos, segundo o estudo de Favre, et al. [5].

A reconstrução geométrica das estruturas da articulação glenoumeral foi realizada a partir de dados obtidos de exames de artro-ressonância magnética e artro-tomografia computadorizada do ombro direito de um voluntário do ambulatório de ortopedia do IOT-HC-FMUSP [2]. Os ossos foram reconstruídos utilizando as informações da artro-TC, enquanto que as cartilagens foram reconstruídas tendo como referência as informações da artro-RM e da literatura. A superfície óssea da cartilagem do úmero é congruente com o osso e a superfície articular possui um formato elipsoide. Já a cartilagem da glenoide possui uma superfície articular esferoidal e sua superfície óssea é congruente com a fossa glenoidal.

Geometricamente, os músculos foram representados como cabos retesados sem atrito através da ligação entre os pontos de inserção e origem, obtidos dos exames clínicos e da literatura. Para tornar o modelo mais fidedigno, os músculos foram divididos em diferentes segmentos, de maneira a melhor representar a sua atuação. Foram considerados os obstáculos ósseos e cartilagosos, de forma que os segmentos musculares envolvem a cabeça do úmero e sua cartilagem sem atravessá-las, gerando assim um contato muscular-ósseo.

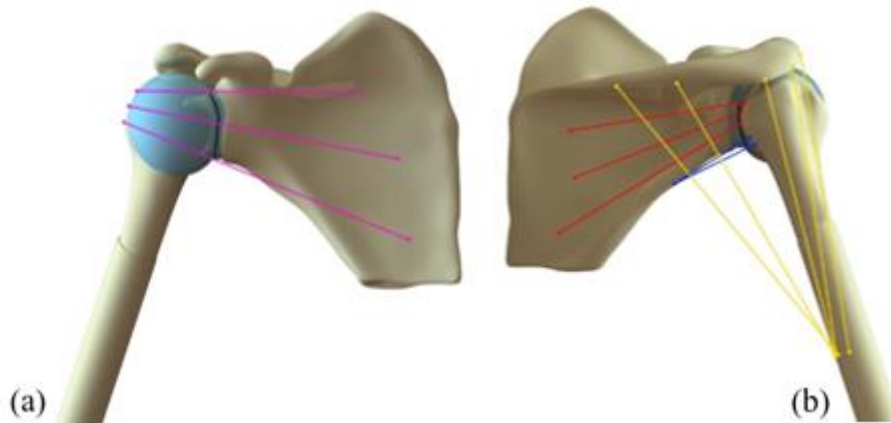


Figura 1. A esquerda (a) está ilustrado o trajeto muscular do subescapular na vista anterior da escápula. A direita (b), em vermelho o trajeto muscular do infraespinhal, em azul do redondo menor e em amarelo dos segmentos posterior e intermediário do deltoide na vista posterior da escápula.

Foi criado um sistema de coordenadas local da região tribológica (par articular), chamado de sistema de coordenadas articular. O centro desse sistema de coordenadas foi determinado como sendo coincidente com o centro nominal de rotação articular, definido como o centro de uma esfera que melhor se encaixa na superfície articular da cartilagem da glenóide através do método *sphere fitting* [6]. A direção do eixo Z é normal à superfície articular da cartilagem da glenóide, passando pelo seu centro, no sentido lateral-medial; o eixo Y foi definido arbitrariamente na direção inferior-superior; o eixo X foi determinado normal ao plano YZ na direção anterior-posterior. Utilizou-se esse sistema de coordenadas para facilitar a posterior liberação dos graus de liberdade do úmero quando da análise mecânica por elementos finitos e para melhor estudar a capacidade de estabilização dos segmentos musculares a partir da direção das forças exercidas por eles.

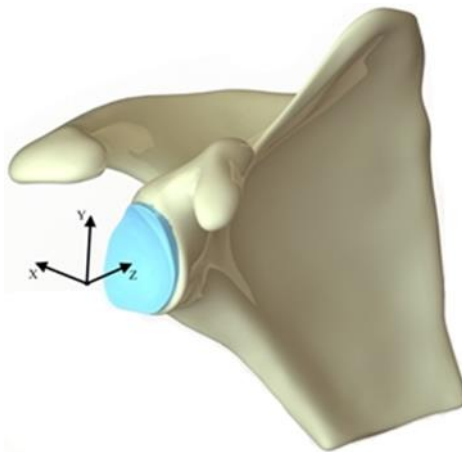


Figura 2. Sistema de coordenadas articular.

2.2 Modelo numérico em elementos finitos

O modelo numérico em elementos finitos foi construído no *software* Abaqus. Definiu-se os ossos como corpos rígidos e o comportamento material das cartilagens foi representado mediante um material hiperelástico Neo-Hookean, possuindo $E = 10 \text{ MPa}$ e $\nu = 0,4$ [5] [7] [8]. A condição mecânica na superfície articular das cartilagens foi incorporada utilizando um modelo de contato sem atrito [5] [8] [9]. Para a construção da malha dos ossos utilizou-se elementos triangulares rígidos, enquanto que para as cartilagens utilizou-se elementos tetraédricos de segunda ordem adequados para simulações envolvendo contato e cinemática não linear.

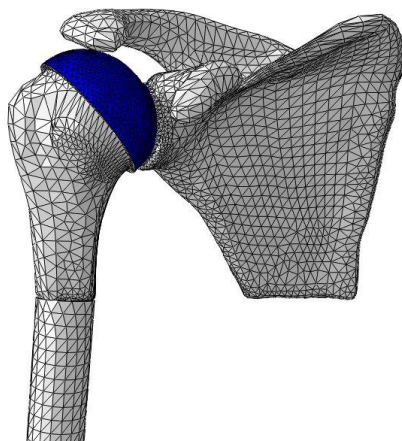


Figura 3. Malha das estruturas ósseas e cartilagosas na posição de 0° de abdução.

As forças exercidas pelos segmentos musculares, pelas forças de reação devido ao contato entre os músculos e as superfícies ósseas e o peso do braço são aplicadas diretamente nos nós da malha do úmero, que foram posicionados de forma a serem coincidentes com os pontos de inserção muscular e com os pontos de aplicação das forças de reação e peso do braço determinados no modelo geométrico em CAD.

Durante a simulação a escápula é definida fixa, não sendo capaz de realizar qualquer movimento. Somente o úmero se movimenta e seus graus de liberdade são liberados gradualmente durante a simulação para permitir a convergência do modelo. Inicialmente, libera-se a movimentação do úmero na direção normal à superfície articular da cartilagem da glenoide, isto é, no eixo Z do sistema local de coordenadas, seguido pela liberação do movimento do úmero nas direções Y e X, isto é, no plano da superfície articular, enquanto que a rotação do úmero é mantida restrita para garantir equilíbrio.

2.3 Modelo analítico

Para determinar as forças musculares a serem incorporadas no modelo numérico, foi montado um modelo analítico considerando o balanço mecânico dos corpos rígidos escápula e úmero. As forças atuantes no modelo são as forças exercidas pelos segmentos musculares, o peso do braço, as forças devido ao contato muscular-ósseo e a força de reação devido ao contato articular. Foram desconsideradas as contribuições das estruturas que atuam de forma passiva no equilíbrio articular, como os ligamentos, a cápsula articular, o lábio glenoidal e o comportamento passivo dos músculos. As forças musculares atuam em seus respectivos pontos de inserção no úmero e sua direção é determinada a partir do trajeto muscular em cada posição de abdução, como ilustrado na Fig. 4.

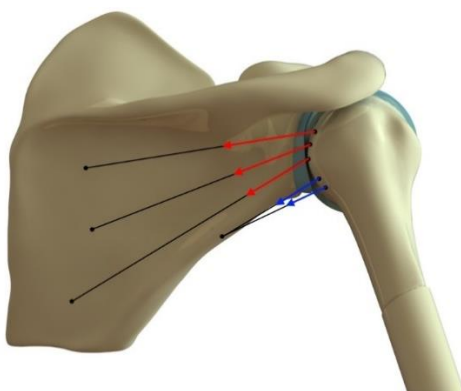


Figura 4. Direções das forças exercidas pelos músculos infraespinhal, em vermelho, e redondo menor, em azul.

Dependendo da posição de abdução, certos músculos envolvem a cabeça do úmero. Quando retesados, tais músculos empurram a cabeça do úmero mediante forças de apoio que dependem da tensão

do músculo e da geometria da articulação nessa posição. As direções das forças resultantes do contato dos músculos com a cabeça do úmero são determinadas através de um modelo corda-polia sem atrito e seu ponto de aplicação é determinado geometricamente via CAD.

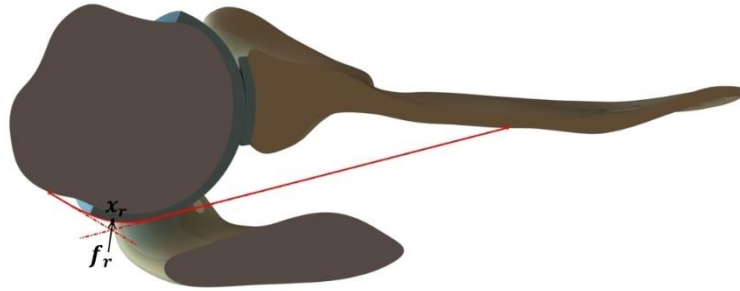


Figura 5. Determinação do ponto de aplicação da força resultante do contato muscular-ósseo via CAD.

Para poder garantir estabilização articular, é necessário que as forças atuando na articulação estejam em equilíbrio. Assim, os somatórios das forças e momentos que atuam no úmero devem ser iguais a zero, de maneira que

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{f}_{m_i} + \sum_{j=1}^K \mathbf{f}_{r_j} + \mathbf{p} + \mathbf{r}_a = \mathbf{0}, \quad (1)$$

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{m}_{m_i} + \sum_{j=1}^K \mathbf{m}_{r_j} + \mathbf{m}_p + \mathbf{m}_a = \mathbf{0}, \quad (2)$$

onde N é o número de segmentos musculares considerados; K é o número de segmentos que envolvem a cabeça do úmero na posição considerada; \mathbf{f}_{m_i} e \mathbf{m}_{m_i} são as forças e momentos exercidos pelos segmentos musculares nos pontos de inserção muscular; \mathbf{f}_{r_j} e \mathbf{m}_{r_j} são as forças de reação devido ao contato dos músculos que envolvem a cabeça do úmero e seus respectivos momentos; \mathbf{p} é o peso do braço, cuja amplitude é igual a 5% do peso corporal, resultando em 35 N , gerando um momento \mathbf{m}_p ; \mathbf{r}_a e \mathbf{m}_a são a força e o momento de reação devido ao contato articular.

2.4 Procedimento de cálculo

Para reduzir a quantidade de variáveis desconhecidas, assumiu-se que as forças exercidas pelos segmentos de um mesmo grupo muscular possuem o mesmo valor. Assim, as variáveis desconhecidas presentes nas equações de equilíbrio são: as amplitudes f_{SSP} , f_{SSC} , f_{ISP} , f_{TRMN} , f_{DELA} , f_{DELI} , f_{DELP} das forças exercidas pelos grupos musculares supraespinhal, subescapular, infraespinhal, redondo menor, deltoide anterior, deltoide intermediário e deltoide posterior, respectivamente; a força de reação $\mathbf{r}_a(x, y, z)$ e; o momento $\mathbf{m}_a(x, y, z)$, totalizando 13 variáveis desconhecidas.

Como há mais variáveis do que equações de equilíbrio, não existe solução única para esse sistema. Assim, para se obter a solução fisiologicamente mais adequada dentre as diferentes combinações de forças possíveis para alcançar equilíbrio do sistema articular, formulou-se um problema de otimização. Para tal considera-se $\mathbf{X} \in \mathbf{R}^7$ o vetor contendo como variáveis as amplitudes das forças exercidas pelos grupos musculares, de maneira que

$$\mathbf{X} = (f_{SSP}, f_{SSC}, f_{ISP}, f_{TRMN}, f_{DELA}, f_{DELI}, f_{DELP}). \quad (3)$$

O vetor \mathbf{X} está contido dentro do espaço de busca Ω , possuindo limites \mathbf{X}_{min} e \mathbf{X}_{max} . Com estas variáveis, define-se as funções de desempenho

$$\varepsilon_m = \frac{\left| \sum_{i=1}^N \mathbf{m}_{m_i} + \sum_{j=1}^K \mathbf{m}_{r_j} + \mathbf{m}_p + \mathbf{m}_a \right|}{|\mathbf{m}_p|} \quad (4)$$

e

$$\varepsilon_f = \left| \sum_{i=1}^N \mathbf{f}_{m_i} + \sum_{j=1}^K \mathbf{f}_{r_j} + \mathbf{p} + \mathbf{r}_a \right|, \quad (5)$$

contabilizando uma medida do equilíbrio de momentos relativo ao momento da força peso do braço, denominada momento residual, e uma norma do equilíbrio de forças, denominada força residual, respectivamente. Assim, o problema é definido formalmente como:

$$\min \varepsilon_m(\mathbf{X}), \quad (6)$$

sujeito às restrições

$$r_a \leq \alpha, \quad (i)$$

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

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

Em outras palavras, deseja-se encontrar as menores forças musculares (restrição i) que minimizem o momento residual (Eq. (5)), respeitando as condições de equilíbrio de forças (restrição ii) e considerando somente o comportamento ativo dos músculos (restrição iii).

Dada a natureza da função objetivo, com muitos mínimos locais dentro do espaço de busca, foi escolhido o método de otimização heurístico (algoritmo genético), implementado num código em linguagem MatLab. As forças resultantes do processo de otimização são transferidas para o Modelo em Elementos Finitos, permitindo a determinação das características mecânicas de contato entre as cartilagens deformáveis que compõem a articulação. Esta solução, entretanto, fornece um momento resultante de contato \mathbf{m}_a que, em geral, apresenta diferenças de valor e posicionamento com aquela presumida no MatLab. Isto obriga a realização de um processo iterativo de correção entre algoritmo de otimização e cálculo via elementos finitos que pode ser visualizado na Fig. 6.

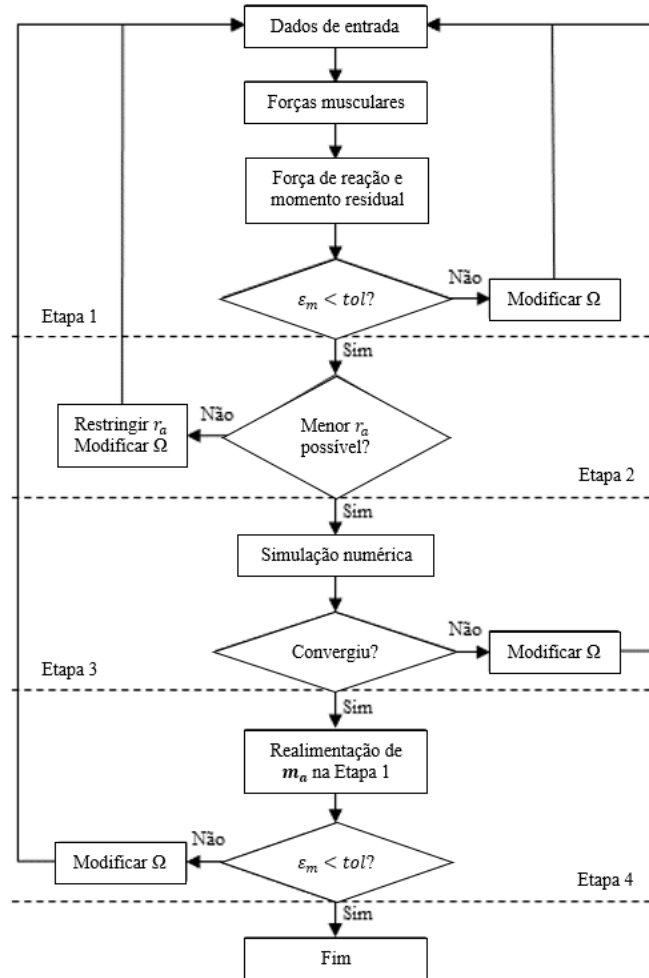


Figura 6. Fluxograma do procedimento de cálculo.

Em um primeiro momento, admite-se que o momento m_a é nulo para que se possa inicializar o algoritmo de otimização, do qual se obtém um minimizador \bar{X} . Em posse deste argumento ótimo, calculam-se as forças musculares $\bar{f}_{m_i} = f_{m_i}(\bar{X})$, reação de contato $\bar{r}_a = r_a(\bar{X})$ e o momento residual $\bar{\varepsilon}_m = \varepsilon_m(\bar{X})$. Caso o valor de $\bar{\varepsilon}_m$ seja maior que 0,01, o espaço de busca Ω é modificado e esta primeira etapa é realizada novamente.

Da primeira etapa, não é conhecido se os valores das forças musculares \bar{f}_{m_i} correspondem às menores forças que levam a um equilíbrio articular. Como forma de verificação, define-se $\alpha = 0,95\bar{r}_a$ e atualiza-se a restrição (i) tal que

$$r_a \leq 0,95\bar{r}_a, \quad (7)$$

admitindo que quanto menores as forças exercidas pelos músculos, menor a amplitude da força r_a . Verifica-se, então, o valor de $\bar{\varepsilon}_m$ em função de r_a . Caso se registre um aumento do mínimo $\bar{\varepsilon}_m$ com a redução de r_a , determina-se que o menor r_a viável é aquele obtido anterior à tentativa que gerou o tal aumento.

As forças musculares obtidas nas etapas anteriores são aplicadas no modelo numérico em elementos finitos desenvolvido no Abaqus. Caso não haja convergência do modelo, o espaço de busca Ω é modificado de forma a reduzir as componentes r_{ax} e r_{ay} de r_a até que a convergência do modelo seja alcançada.

Finalizada a simulação, as características mecânicas do contato articular são obtidas, dentre elas, o momento de reação articular m_a . Este valor é realimentado na primeira etapa e o processo é reiniciado até que o valor de $\bar{\varepsilon}_m$ final esteja abaixo da tolerância estabelecida em 0,01. Assim, obtêm-se valores aproximados das menores forças exercidas pelos segmentos musculares que, além de satisfazer as

equações de equilíbrio estático, levam a uma convergência do modelo numérico em elementos finitos e, finalmente, a estabilização da articulação glenoumeral.

3 Resultados

Utilizando o método de solução descrito, foram obtidos resultados referentes à força de reação articular, às forças exercidas pelos segmentos musculares, à translação do úmero e à área e pressão de contato. Em todas as posições de interesse obteve-se um valor de momento residual bem abaixo da tolerância estabelecida.

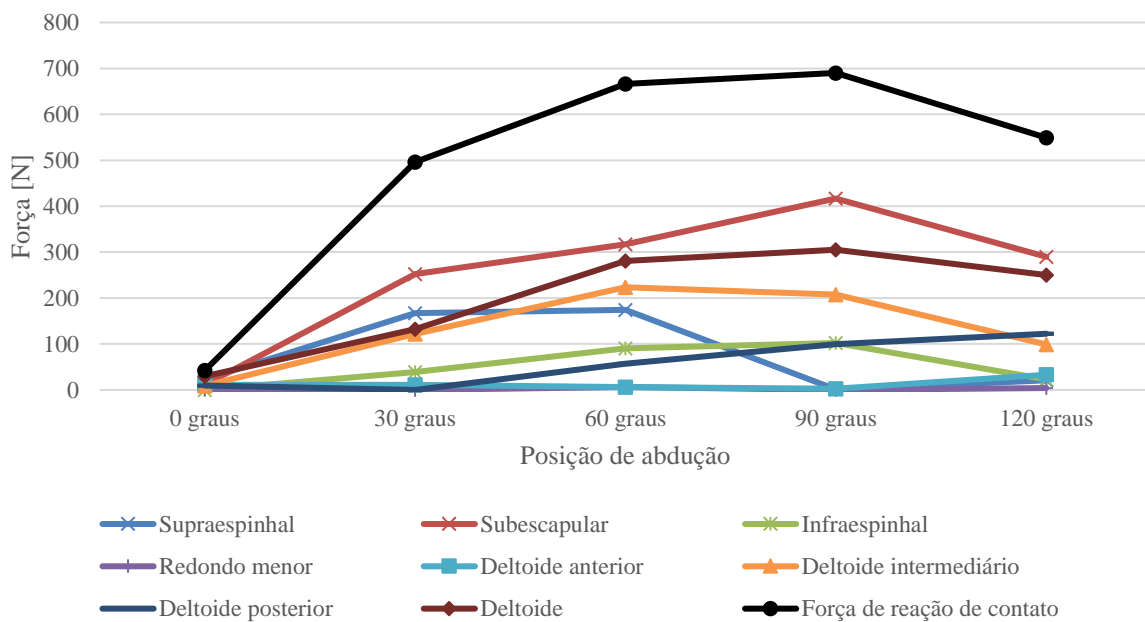


Figura 7. Força de reação articular e forças musculares durante o movimento de abdução.

Observa-se na Fig. 7 a variação das forças musculares e da força de reação em função do movimento de abdução. O supraespinhal possui participação significativa até 60° de abdução, enquanto que o subescapular é o músculo mais ativo a partir da posição de 30°, seguido pelo deltoide intermediário. O infraespinhal tem um crescimento quase constante até 90° e o redondo menor e o deltoide anterior não atuam de forma significativa nas posições analisadas. O músculo deltoide, como um todo, atua durante todo o movimento, mas a região posterior é mais significativa na posição de 120°. Na Tabela 1 verifica-se as características mecânicas do contato articular, como pressão e área de contato, na qual se observa um aumento dessas variáveis até a posição de 60°, decaindo logo após.

Tabela 1. Características mecânicas do contato articular.

Características do contato articular	0 graus	30 graus	60 graus	90 graus	120 graus
Pressão de contato máxima [MPa]	0,353	2,058	3,353	2,992	2,856
Área de contato [mm ²]	121,87	418,34	396,40	385,36	335,53
Proporção do contato na glenoide	20,11%	69,03%	65,41%	63,59%	55,37%
Proporção do contato no úmero	3,32%	11,41%	10,81%	10,51%	9,15%

A projeção no plano XY do sistema de coordenadas articular do ponto central do contato articular em ambas as cartilagens está apresentado na Fig. 8. Verifica-se na cartilagem da glenoide uma migração superior/anterior até a posição de 60°, seguida de uma migração inferior/anterior até 120°.

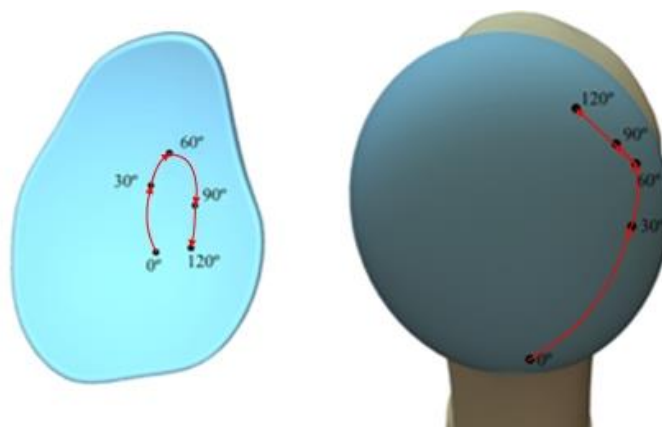


Figura 8. Trajeto da região central da área de contato em ambas as cartilagens durante o movimento de abdução.

A cabeça do úmero permanece dentro de uma esfera com raio igual a 2,5 mm, cujo centro é coincidente com o centro nominal de rotação articular, durante todo o movimento (Fig. 9).

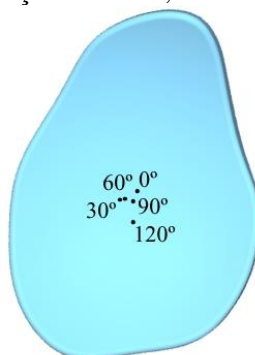


Figura 9. Projeção do centro da cabeça do úmero no plano XY do sistema de coordenadas articular nas diferentes posições de abdução.

4 Discussão

O objetivo deste estudo foi o desenvolvimento de um modelo computacional do ombro capaz de determinar as características mecânicas do contato articular glenoumeral. Para este fim, considerou-se o úmero, a escápula, suas respectivas cartilagens referentes à articulação glenoumeral, os músculos do manguito rotador e o deltoide. A determinação das forças atuando na articulação e das características de contato nas diferentes posições de abdução foi realizada mediante um procedimento de cálculo envolvendo um modelo algébrico no MatLab e um modelo numérico em elementos finitos no Abaqus. Especificamente, foi possível determinar nas posições de abdução consideradas as forças musculares, a força de reação articular, a translação do úmero e a pressão e área de contato articular.

De acordo com Soslowski, et al. [10], a superfície articular da cabeça do úmero pode ser aproximada por uma superfície esférica através do método sphere fitting. Em seus estudos, Iannotti, et al. [11] concluem que há uma diferença entre os raios nos planos coronal e axial, assim como apresentado por Zumstein, et al. [12] nos planos coronal e transversal, concluindo que a região central da cabeça do úmero se assemelha melhor à uma esfera, enquanto que as regiões periféricas são melhor representadas através de elipsoides. As imagens utilizadas para reconstrução das estruturas ósseas e cartilaginosas corroboram os achados de Iannotti, et al. [11] e Zumstein, et al. [12], razão para a qual a superfície articular da cartilagem da cabeça do úmero foi definida como um elipsoide, apresentando um diferencial em relação a outros modelos numéricos do ombro.

Dentre os onze músculos que cruzam a articulação glenoumeral, escolheu-se os principais responsáveis pela estabilização articular e pelo movimento de abdução. Sua atuação foi representada

através da força exercida por eles, cuja direção foi determinada ao considerar o trajeto muscular. A inclusão das forças de reação devido ao contato muscular-ósseo é vista como um diferencial neste estudo, tornando-o fisiologicamente correto. A ausência dos estabilizadores passivos é uma limitação, pois sua atuação nos extremos do movimento é significativa [13], fazendo com que os resultados aqui obtidos possam ser interpretados como em uma situação extrema, na qual somente os músculos realizam a estabilização articular.

Verifica-se na Fig. 10 que a magnitude da força de reação articular r_a obtida é maior que nos outros estudos. Pode-se justificar esse comportamento por meio da restrição utilizada, na qual os segmentos de um mesmo grupo muscular possuem a mesma magnitude, limitando as combinações entre os segmentos para se chegar a um melhor resultado. Qualitativamente, observa-se na maioria dos estudos um crescimento da força de reação articular até uma posição próxima de 90° de abdução, a partir da qual há uma redução do mesmo. Importante frisar que a metodologia utilizada nesses estudos não foram as mesmas, possuindo divergências quanto as estruturas, movimento do braço e procedimentos de cálculo considerados, impedindo uma validação quantitativa dos resultados obtidos.

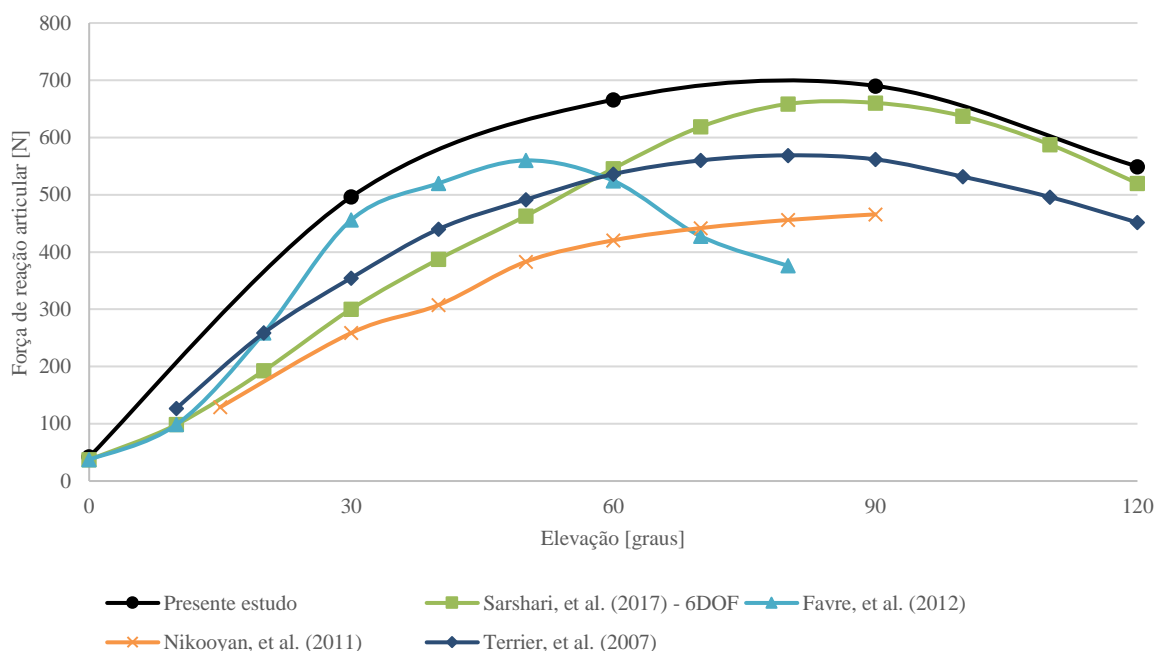


Figura 10. Forças de reação articular obtidas em diferentes estudos.

Todos os músculos do manguito rotador atuam como estabilizadores articulares ao comprimir a cabeça do úmero na fossa glenoidal. O subescapular é o músculo mais ativo a partir da posição de 30° e, em concordância com [14], atua também na estabilização anterior do úmero quando há rotação externa do ombro. A desconsideração dos estabilizadores passivos e do bíceps pode ter influenciado a elevada participação deste músculo. O deltoide como um todo atua de forma significativa durante o movimento, principalmente com relação a abdução. Percebeu-se, entretanto, uma mudança de atuação deste músculo, o qual adquiriu uma função estabilizadora nos graus mais elevados do movimento.

Em diferentes modelos computacionais do ombro o centro do contato encontra-se na região posterior da glenoide [9] [15]. Em contraste com esses resultados, o centro de contato deste estudo encontra-se sempre na região anterior, mas seguindo a tendência dos modelos anteriores em migrar da região inferior para superior e da superior para inferior com a elevação do braço. A migração na direção anterior pode ser explicada pela rotação externa do braço, estando de acordo com os casos de instabilidade ocorrendo na região anterior-inferior da glenoide [2].

Com relação a translação do úmero, observou-se uma migração gradual na direção inferior, estando de acordo com o estudo de Sahara, et al. [16]. A magnitude da translação está de acordo com os achados de Sarshari, et al. [9] e se encontra na região central da glenoide, como observado por Howell, et al. [17] durante o movimento de abdução combinado com rotação externa.

A partir dos resultados obtidos, conclui-se que o modelo desenvolvido cumpriu de maneira satisfatória os objetivos propostos. Para a obtenção de resultados ainda melhores, sugere-se considerar os estabilizadores passivos, atuando principalmente nos extremos do movimento; os outros músculos que cruzam a articulação glenoumeral, principalmente o bíceps e; a utilização de modelos materiais mais realistas para as estruturas ósseas e cartilaginosas.

Agradecimentos

Os autores agradecem a todos aqueles que participaram do desenvolvimento deste trabalho e às instituições de fomento pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] M. Zheng, Z. Zou, P. J. d. S. Bartolo, C. Peach e L. Ren, “Finite element model of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques,” *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng.*, pp. 1-24, 2016.
- [2] J. O. R. Pécora, *Avaliação da Trilha da Glenoide no Ombro*, USP, 2018.
- [3] P. Favre, J. G. Snedeker e C. Gerber, “Numerical modelling of the shoulder for clinical applications,” *Phil. Trans. R. Soc. A*, vol. 367, pp. 2095-2118, 2009.
- [4] J. A. Prinold, M. Masjedi, G. R. Johnson e A. M. Bull, “Musculoskeletal shoulder models: a technical review and proposals for researchi foci,” *J Engineering in Medicine*, vol. 227, nº 10, pp. 1041-1057, 2013.
- [5] P. Favre, M. Senteler, J. Hipp, S. Scherrer, C. Gerber e J. G. Snedeker, “An integrated model of active glenohumeral stability,” *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 2248-2255, 2012.
- [6] C. G. Meskers, F. C. van der Helm, L. A. Rozendaal e P. M. Rozing, “In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression,” *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 93-96, 1998.
- [7] A. Terrier, A. Reist, A. Vogel e A. Farron, “Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction,” *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 645-651, 2007.
- [8] P. Walia, A. Miniaci, M. H. Jones e S. D. Fening, “Influence of Combined Hill-Sachs and Bony Bankart,” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery Defects on Range of Motion in Anterior Instability of the Shoulder in a Finite Element Model*, vol. 31, nº 11, pp. 2119-2127, 2015.
- [9] E. Sarshari, A. Farron, A. Terrier, D. Pioletti e P. Mullhaupt, “A simulation framework for humeral head translations,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 49, pp. 140-147, 2017.
- [10] L. J. Soslowski, E. L. Flatow, L. U. Bigliani e V. C. Mow, “Articular Geometry of the Glenohumeral Joint,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 185, pp. 181-190, 1992.
- [11] J. P. Iannotti, J. P. Gabriel, S. L. Schneck, B. G. Evans e S. Misra, “The normal glenohumeral relationships,” *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vols. %1 de %274-A, nº 4, pp. 491-500, 1992.
- [12] V. Zumstein, M. Kraljevic, S. Hoechel, A. Conzen, A. M. Nowakowski e M. Müller-Gerbl, “The glenohumeral joint - a mismatching system? A morphological analysis of the cartilaginous and osseous curvature of the humeral head and the glenoid cavity,” *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, vol. 9, nº 1, pp. 34-39, 2014.
- [13] C. A. Rockwood Jr. e F. A. Matsen III, *The Shoulder*, Fourth ed., Saunders, 2008.
- [14] M. Kronberg, G. Németh e L. Broström, “Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study.,” *Clin Orthop Relat Res.*, vol. 257, pp. 76-85, 1990.

- [15] L. Sins, P. Tétreault, N. Hagemester e N. Nuño, “Adaptation of the AnyBody Musculoskeletal Shoulder Model to the Nonconforming Total Shoulder Arthroplasty Context,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, 2015.
- [16] W. Sahara, K. Sugamoto, M. Murai, H. Tanaka e H. Yoshikawa, “The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI,” *Clinical Biomechanics*, vol. 22, p. 304–312, 2007.
- [17] S. Howell, B. Galinat, A. Renzi e P. Marone, “Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane,” *J Bone Joint Surg Am*, vol. 70, pp. 227-232, 1988.