

DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO NUMÉRICO EM ELEMENTOS FINITOS DA ARTICULAÇÃO GLENOUMERAL

Alexandre Neves Trichez Júnior, Universidade Federal de Santa Catarina, ntrichez@gmail.com

José Otávio Reggi Pécora, Universidade de São Paulo, otavio.pec@gmail.com

Arnaldo Amado Ferreira Neto, Universidade de São Paulo, aafneto1@gmail.com

Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Universidade Federal de Santa Catarina, r.roesler@ufsc.br

Eduardo Alberto Fancello, Universidade Federal de Santa Catarina, eduardo.fancello@ufsc.br

Resumo. O objetivo deste estudo é o desenvolvimento de um modelo numérico em elementos finitos da articulação glenoumeral que represente a geometria articular e as principais estruturas do ombro. A finalidade desse modelo é a caracterização mecânica da trilha da glenoide durante seções estáticas de um arco de movimento pré-definido. A reconstrução geométrica do úmero, escápula e cartilagens da articulação glenoumeral foi realizada com base em dados de tomografia computadorizada e ressonância magnética do ombro direito de um voluntário em diferentes posições de abdução com rotação externa máxima. As propriedades materiais dos elementos biológicos, os carregamentos e as condições de contorno foram determinados a partir dos dados disponíveis na literatura. Resultados preliminares demonstram uma boa correlação entre a força de reação obtida no modelo algébrico e aquela obtida no modelo numérico.

Palavras chave: ombro, articulação glenoumeral, FEM, força de reação articular, contato articular.

1. INTRODUÇÃO

A configuração anatômica da articulação glenoumeral a torna uma articulação muito instável, propensa a um alto índice de lesões. Para um melhor entendimento do funcionamento dessa articulação, são desenvolvidos modelos músculo-esqueléticos, buscando elucidar aspectos que não podem ser avaliados adequadamente *in vivo* ou *in vitro*, como as cargas atuantes nas estruturas morfológicas (Zheng, et al., 2016). Através da utilização de um modelo numérico em elementos finitos os seguintes aspectos podem ser avaliados: contribuição muscular para a realização de movimentos específicos e como o dano em um determinado segmento muscular pode modificar o comportamento articular; comportamento mecânico das estruturas que compõem a articulação, resultando na análise das características mecânicas do contato articular, como pressão, área e força resultante devido ao contato. Essas informações permitem o desenvolvimento de melhores técnicas para o tratamento e prevenção de patologias (Prinold, et al., 2013).

O objetivo deste estudo é o desenvolvimento de um modelo numérico em elementos finitos da articulação glenoumeral que represente a geometria articular e as principais estruturas do ombro. A finalidade desse modelo é a caracterização mecânica da trilha da glenoide durante seções estáticas de um arco de movimento pré-definido.

As informações geométricas necessárias para a reconstrução das estruturas em CAD e CAE foram obtidas a partir de um voluntário. Outros dados, como propriedades materiais dos tecidos biológicos, pontos de inserção e origem muscular e informações sobre a geometria das cartilagens foram obtidos da literatura.

2. METODOLOGIA

2.1. Geometria

As características geométricas do úmero, da escápula e das cartilagens da articulação glenoumeral foram obtidas através de exames de artroressonância magnética (artro-RM) e artrotomografia computadorizada (artro-TC) do ombro direito de um voluntário do ambulatório de ortopedia do IOT-HC-FMUSP com as seguintes características: sexo masculino, idade entre 25 e 30 anos, altura entre 1,70 e 1,76 metros e peso entre 70,0 kg e 75,0 kg. As imagens foram adquiridas com o paciente em posição supina, ombro em rotação externa máxima e diferentes posições de abdução, partindo de 0° até o grau de abdução máximo (>150°). Essas informações foram utilizadas como referência para a reconstrução da geometria do modelo numérico em diferentes posições de abdução. Na Fig. (1) está ilustrado o modelo geométrico reconstruído na posição de 0°.

A superfície articular das cartilagens foram idealizadas como esféricas (Favre, P., 2011; Terrier, et al., 2007), mas não perfeitamente congruentes (Soslowski, et al., 1992; Zumstein, et al., 2014), como pode ser observado na Tab. (1). A determinação da espessura média e do raio articular das cartilagens da cabeça do úmero e da glenoide foram baseadas no trabalho de Soslowski, et al. (1992) e na distância entre os ossos observada nas imagens da artro-TC. Uma extensão do úmero com formato cilíndrico foi reconstruída de forma a auxiliar a posterior aplicação dos carregamentos.

Tabela 1. Características geométricas da cartilagem da cabeça do úmero e da cartilagem da fossa glenoidal da escápula.

Parâmetro	Cartilagem glenoide	Cartilagem úmero
Espessura média [mm]	2,1	1,9
Raio da superfície articular [mm]	27,45	25,1

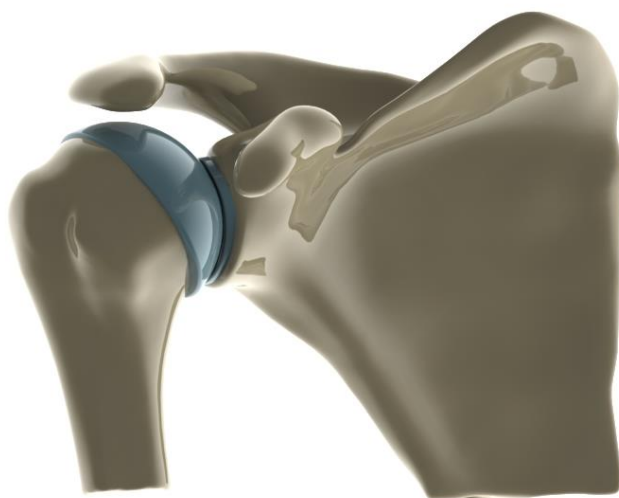


Figura 1. Modelo em CAD desenvolvido a partir das informações adquiridas dos exames de artro-RM e artro-TC.

2.2. Sistema de coordenadas

Foi criado um sistema de coordenadas local da região tribológica (par articular) para facilitar o tratamento dos dados. Para tal fim, utilizou-se o centro de rotação articular como origem, determinado como o centro da esfera com raio igual ao raio da superfície articular da cartilagem da cabeça do úmero que melhor se encaixa na cartilagem da glenoide (Wu, et al., 2005). A direção do eixo Z é normal à superfície articular da cartilagem da glenoide, 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 também para melhor estudar a capacidade de estabilização dos segmentos musculares a partir da direção das forças exercidas por eles.

2.3. Músculos

Foram considerados neste estudo os músculos deltoide, subescapular, supraespinhal, infraespinhal e redondo menor por serem os maiores contribuintes para o movimento de abdução e estabilidade da articulação glenoumeral. Eles foram divididos em diferentes segmentos para uma melhor representação da fisiologia muscular (Favre, P., 2011). Os pontos de inserção e origem desses músculos foram baseados nas informações disponibilizadas no trabalho de Favre, P. (2011). O trajeto muscular foi recriado através do menor caminho entre os pontos de inserção e origem, levando em conta as superfícies ósseas e cartilaginosas, de modo que alguns segmentos envolvem essas estruturas.

2.4. Características materiais

Os ossos possuem um comportamento de corpo rígido devido à grande diferença de rigidez entre as estruturas ósseas e cartilaginosas e também devido ao foco do estudo ser a análise das características mecânicas do contato articular entre as cartilagens, reduzindo, assim, o custo computacional da análise. O comportamento material das cartilagens foi definido através de um material hiperelástico Neo-Hookean com $E = 10 \text{ MPa}$ e $\nu = 0,4$. (Büchler, et al., 2002; Favre, P., 2011; Walia, et al., 2013).

2.5. Modelo numérico

O modelo numérico foi desenvolvido no *software* Abaqus. Selecionou-se elementos tetraédricos quadráticos C3D10M para as cartilagens por serem elementos robustos para problemas envolvendo contato e grandes deformações. Os ossos foram definidos como corpos rígidos e modelados com elementos R3D3. A condição mecânica na superfície articular foi incorporada utilizando com um modelo de contato sem atrito (Favre, P., 2011; Walia, et al., 2013).

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 facilitar 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. A rotação do úmero é mantida restrita para garantir equilíbrio, com consequente aparecimento de um vetor de momento reativo. Este momento de reação deverá se tornar nulo ou suficientemente pequeno na medida em que o sistema de esforços externos estejam equilibrados para a angulação de abdução proposta.

As forças atuantes no úmero são as forças exercidas pelos segmentos musculares, $\vec{F}_M$; as forças de reação de contato devido ao *wrapping*, $\vec{F}_R$; e o peso do braço, $\vec{P}$. A direção das forças exercidas pelos músculos é determinada a partir do trajeto muscular e atuam no ponto de inserção dos músculos. A direção do peso do braço é definida ao longo da diáfise do úmero no sentido superior-inferior na posição de 0°, localizada no centro de massa do braço, à 320 mm do centro da cabeça do úmero (Poppen and Walker, 1978). A direção das forças de reação é determinada a partir de um modelo corda-polia ideal, onde $|F_1| = |F_2| = F$, como mostrado na Fig. (2), e seus pontos de aplicação são determinados geometricamente.

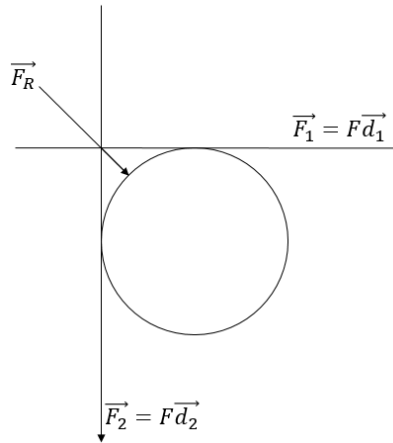


Figura 2. Forças atuantes em um sistema corda-polia ideal.

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_R = \vec{0} \quad (1)$$

$$\vec{F}_R = -(\vec{F}_1 + \vec{F}_2) = -F(\vec{d}_{1unit} + \vec{d}_{2unit}) = -F\vec{d}_R = F|d_R|\vec{d}_{Runit} \quad (2)$$

A amplitude de $\vec{P}$ é igual a 5% do peso corporal (Poppen and Walker, 1978); a amplitude de $(\vec{F}_R)_j$ é determinada como $(F|d_R|)_j = \alpha_j$; e as amplitudes das forças exercidas pelos músculos são determinadas a partir das equações de equilíbrio de força e momento. Para reduzir a quantidade de variáveis desconhecidas, assume-se que as forças $(\vec{F}_M)_i$ são proporcionais à força $(\vec{F}_M)_U$ exercida por um músculo de referência, nesse caso o segmento deltoide intermediário I, por ser o principal responsável pelo movimento de abdução. Desse modo, tem-se:

$$(F_M)_i = (r_M)_i (F_M)_U, \quad (3)$$

onde os valores de $(r_M)_i$ são obtidos da literatura. Da equação do equilíbrio de forças:

$$\sum_{i=1}^N (\vec{F}_M)_i + \sum_{j=1}^K (\vec{F}_R)_j + \vec{P} + \vec{R}_A = \vec{0}, \quad (4)$$

$$(F_M)_U (\sum_{i=1}^{16} (r_M)_i (\vec{d}_M)_i + \sum_{j=1}^7 \alpha_j (\vec{d}_R)_j) + P\vec{d}_P + R_A\vec{d}_A = \vec{0}, \quad (5)$$

onde $\vec{R}_A$ é a força resultante devido ao contato articular, $\vec{d}_A$ é o vetor unitário de $\vec{R}_A$ e $\vec{d}_P$ é o vetor unitário de $\vec{P}$. Da equação do equilíbrio de momentos:

$$\sum_{i=1}^{16} \overrightarrow{X_i} \overrightarrow{(F_M)_i} + \sum_{j=1}^7 \overrightarrow{Y_j} \overrightarrow{(F_R)_j} + \overrightarrow{X_P} \overrightarrow{P} + \overrightarrow{X_A} \overrightarrow{R_A} = \vec{0}, \quad (6)$$

$$(F_M)_U (\sum_{i=1}^{16} (r_M)_i \overrightarrow{X_i} \overrightarrow{(d_M)_i} + \sum_{j=1}^7 \alpha_j \overrightarrow{Y_j} \overrightarrow{(d_R)_j}) + P \overrightarrow{X_P} \overrightarrow{d_P} + R_A \overrightarrow{X_A} \overrightarrow{d_A} = \vec{0}, \quad (7)$$

$$R_A \overrightarrow{X_A} \overrightarrow{d_A} = -(F_M)_U (\sum_{i=1}^{16} (r_M)_i \overrightarrow{X_i} \overrightarrow{(d_M)_i} + \sum_{j=1}^7 \alpha_j \overrightarrow{Y_j} \overrightarrow{(d_R)_j}) - P \overrightarrow{X_P} \overrightarrow{d_P} = \vec{M}. \quad (8)$$

$\overrightarrow{X_i}$, $\overrightarrow{Y_j}$, $\overrightarrow{X_P}$ e $\overrightarrow{X_A}$ representam as coordenadas dos pontos de aplicação das forças exercidas pelos músculos, das forças de reação devido ao contato muscular-ósseo, do peso do braço e da força de reação devido ao contato articular, respectivamente.

Como pode ser observado nas equações acima, tem-se três variáveis desconhecidas ($\overrightarrow{X_A}$, $\overrightarrow{R_A}$ e $(F_M)_U$) para duas equações de equilíbrio. Para resolver esse sistema, arbitra-se valores para $(F_M)_U$ iterativamente para a resolver a Eq. (5) até que o produto interno $\overrightarrow{R_A} \cdot \vec{M}$ seja próximo ou igual a zero, obtendo-se, assim, uma estimativa para $\overrightarrow{R_A}$ e, consequentemente, para $\overrightarrow{F_M}$ e $\overrightarrow{F_R}$. As forças $\overrightarrow{F_M}$, $\overrightarrow{F_R}$ e $\vec{P}$ são, então, aplicadas no úmero através do *software* Abaqus.

3. RESULTADOS

As contribuições musculares utilizadas para a determinação das forças $\overrightarrow{F_M}$ e $\overrightarrow{F_R}$ estão apresentadas na Tab. (2). Utilizando esses valores obteve-se no modelo algébrico $(F_M)_U = 23,59 \text{ N}$ e $\overrightarrow{R_A} = (0.03608, -5.7346, -142,0685) \text{ N}$, cujo vetor unitário é $\vec{d_A} = (0.0002, -0.0403, -0,9992) \text{ N}$.

Tabela 2. Contribuição dos segmentos musculares para uma posição de zero graus.

Segmentos musculares	$(r_M)_i$
Supraespinhal anterior	0
Supraespinhal posterior	0
Subescapular superior	0,75
Subescapular intermediário	0,7
Subescapular inferior	0,7
Infraespinhal superior	0,7
Infraespinhal intermediário	0,7
Infraespinhal inferior	0,8
Redondo menor superior	0,6
Redondo menor inferior	0,6
Deltoide anterior	0,4
Deltoide intermediário A	0,8
Deltoide intermediário I	1
Deltoide intermediário P	0,2
Deltoide posterior lateral	0
Medial posterior deltoide	0

Aplicando as forças $\overrightarrow{F_M}$, $\overrightarrow{F_R}$ e $\vec{P}$, determinadas a partir da substituição do valor de $(F_M)_U$ nas Eq. (3) e (5), no modelo em elementos finitos no *software* Abaqus obteve-se as pressões de contato apresentadas na Fig. (3) e uma área de contato articular igual a 276,36 mm². A força de reação apresentada no nó de controle da escápula é igual a (0.036, -5.735, -142.068) N.

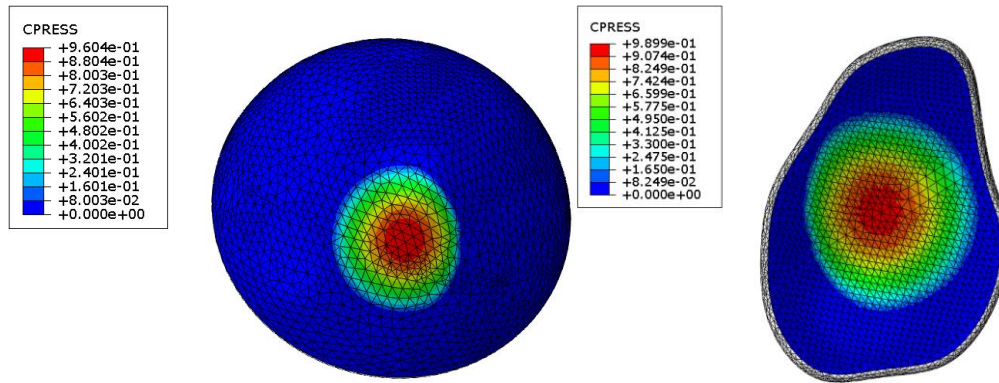


Figura 3. Pressão devido ao contato articular entre a cartilagem da cabeça do úmero (à esquerda) e a cartilagem da fossa glenoidal (à direita). Os valores apresentados estão em MPa.

4. DISCUSSÃO

Para verificar o funcionamento do modelo numérico procurou-se determinar uma combinação de contribuições musculares $(r_M)_i$ que resultasse em uma força de reação cuja direção fosse o mais próximo possível da direção normal ao centro da superfície articular da cartilagem da glenoide, pois essa é uma posição que teoricamente deixaria a estrutura em equilíbrio. Estes testes têm como objetivo comparar os resultados obtidos no modelo numérico com os resultados obtidos no modelo algébrico. Foi observado que há somente uma pequena diferença entre a direção e a amplitude da força de reação articular $\vec{R}_A$ obtida algebricamente e aquelas obtidas no modelo numérico.

Diferentemente dos modelos encontrados na literatura, aplicou-se nesse modelo as forças de reação que atuam no úmero devido ao contato muscular-ósseo dos músculos que envolvem o úmero. A consideração dessas forças é importante, pois elas possuem uma grande participação na fisiologia articular e levam a resultados mais realistas sobre o que realmente acontece durante o movimento da articulação glenoumeral.

Alguns aspectos ainda precisam ser melhorados nesse modelo. Algoritmos para previsão das força exercidas pelos músculos estão sendo estudados, dentre eles a metodologia utilizada por Favre, P. (2011) e as funções objetivos de tensão e energia empregadas por Nikooyan, et al. (2010) no DSEM (*Delft Shoulder and Elbow Model*). O lábio glenoidal é uma importante adição a ser feita, pois o mesmo contribui para a estabilidade articular, assim como os ligamentos e a cápsula articular.

Há dificuldades intrínsecas no desenvolvimento de um modelo numérico do ombro. A real contribuição muscular é uma característica difícil de ser obtida. A elevada mobilidade, instabilidade e a grande quantidade de estruturas presentes no complexo do ombro fazem com que as simplificações utilizadas sejam difíceis de serem removidas. Além disso, para uma correta simulação, a aquisição de dados individuais é necessária devido as grandes diferenças anatômicas entre os indivíduos.

Com as devidas melhorias, esse modelo músculo-esquelético poderá ser utilizado para melhor entender o funcionamento do complexo do ombro e das estruturas que o compõem, podendo levar ao desenvolvimento de melhores técnicas de prevenção e tratamento de patologias.

5. CONCLUSÃO

Este estudo apresenta a metodologia utilizada no desenvolvimento de um modelo numérico em elementos finitos da articulação glenoumeral que leva em consideração as forças de reação devido ao contato entre os músculos que envolvem a cabeça do úmero e o úmero. Resultados preliminares demonstram uma boa correlação entre a força de reação obtida no modelo algébrico e aquela obtida no modelo numérico.

6. REFERÊNCIAS

- BÜCHLER, P. et al. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and ortheoarthritic joints. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 630-639, 2002.
- FAVRE, P. **A model to study active shoulder motion and stability**. 2011. 139 f. Dissertation (Doctor of Science) – ETH Zurich.
- NIKOOYAN, A.A. et al. Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using *in vivo* glenohumeral joint contact forces. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 3007-3014, 2010.

POPPEL, N.K., WALKER, P.S. Forces at the glenohumeral joint in abduction. **Clin. Orthop.**, p. 165–170, 1978.

PRINOLD, J.A. et al. Musculoskeletal shoulder models: a technical review and proposals for research foci. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 227, p. 1041-1057, 2013.

SOSLOWSKY, L.J. et al. Articular geometry of the glenohumeral joint. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p. 181-190, 1992.

TERRIER, A. et al. Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 645-651, 2007.

WALIA, P. et al. Influence of combined Hill-Sachs and Bony Bankart defects on range of motion in anterior instability of the shoulder in a finite element model. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 31, p. 2119-2127, 2015.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 981-992, 2005.

ZHENG, M. et al. Finite element model of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. **Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng.**, 2016

ZUMSTEIN, V. et al. Thickness distribution of the glenohumeral joint cartilage: a quantitative study using computed tomography. **Surg Radiol Anat**, v. 36, p. 327-331, 2014.

7. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos a UFSC, a USP, ao GRANTE e ao LEBm pela oportunidade de realizar este trabalho e a CAPES pelo apoio financeiro. Agradecemos também a todos aqueles que de alguma maneira apoiaram os autores.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.