

PROPOSTA DE MODELO ELETRO-MECÂNICO COM RELAÇÃO CONSTITUTIVA VARIACIONAL PARA TECIDOS MUSCULARES ESQUELÉTICOS

Frederico Lagemann, PROMEC/UFRGS, lagemann@ufrgs.br
Jakson M. Vassoler, PROMEC/UFRGS, jmvassoler@ufrgs.br

Resumo. Na literatura não são encontrados modelos constitutivos para tecidos musculares esqueléticos que associam a contração local do tecido devido a propagação do potencial de ação ao longo da fibra e a seleção de diferentes unidades motoras. Nesse contexto, no presente trabalho é feita uma proposta de um modelo eletromecânico com modelagem constitutiva variacional. A principal característica dessa proposta é avaliar primeiramente a propagação do potencial de ação, em seguida verificado se localmente o tecido está ativo através de uma variável binária. Esta variável é interpretada pelo modelo constitutivo, alterando entre os estados ativo-passivo. O estado ativo visa representar diferentes tipos de fibras que compõem o tecido muscular e a fadiga muscular. A seleção de diferentes unidades motoras permite que o modelo represente a gradação da força máxima do tecido. Por fim são apresentados resultados de uma implementação tridimensional em elementos finitos para demonstrar qualitativamente as capacidades do modelo proposto.

Palavras chave: tecido muscular esquelético, modelo eletromecânico, modelo variacional

1. INTRODUÇÃO

O grande impacto que o sistema muscular possui na vida de seres humanos se reflete na locomoção, no bater do coração e na passagem de alimentos através do sistema digestivo (Guyton e John E. Hall, 2006). Quaisquer melhorias no desempenho do sistema muscular podem melhorar diretamente a qualidade de vida de indivíduos. Nesse contexto, uma poderosa ferramenta para compreender, reproduzir, prever e futuramente indicar como modificar as características do tecido muscular é a simulação numérica. Para tanto, é necessário entender o funcionamento específico deste grupo de tecidos, que possui um comportamento particular frente a outros tecidos biológicos. Dentre os tipos de tecidos musculares, o tecido muscular esquelético é responsável por produzir os maiores níveis de força. Além de poder ser contraído voluntariamente, também tem seu desempenho afetado pelo histórico de atividades, buscando se adaptar para melhor desempenhar tarefas específicas. A adaptação do tecido muscular esquelético também pode refletir em alterações no sistema nervoso e esquelético.

Devido ao comportamento combinado com outros sistemas, a previsão do comportamento do tecido muscular esquelético pode, através da simulação numérica, auxiliar indivíduos cujos membros foram amputados para facilitar o uso de próteses externas, replicando de forma mais intuitiva os movimentos perdidos. Também, a simulação numérica do tecido muscular permite o conhecimento dos esforços mecânicos que são aplicados no tecido ósseo, e pode auxiliar no desenvolvimento de próteses internas com melhor adaptação as necessidades do indivíduo. A previsão do resultado de treinamentos físicos para aumentar sua potência, resistência ou agilidade pode, futuramente, ser decisiva no resultado de atletas de alto nível. E ainda, a reabilitação pode ser facilitada sabendo qual tipo de exercícios, específicos para o indivíduo, irão fornecer a relação flexibilidade/força para uma vida digna.

A representação do comportamento do tecido muscular esquelético através da simulação numérica é complexa, visto que simultaneamente ocorrem fenômenos bioquímicos associados com a propagação dos sinais do sistema nervoso e com a contração do tecido. Uma possível estratégia é simplificar os comportamentos através de uma abordagem macroscópica de um tecido saudável. Nesse contexto, alguns dos principais comportamentos que o tecido muscular pode apresentar são: a propagação do potencial de ação advindo de diferentes unidades motoras do sistema nervoso, a contração local do tecido, a transição do seu estado passivo para o estado ativo, os diferentes tipos de fibras musculares que compõem o tecido e a fadiga muscular, caracterizando a diminuição das forças desenvolvidas em contrações longas. É importante ressaltar que a geometria e orientação das fibras do tecido muscular simplificados a um elemento unidimensional nem sempre é adequado. Para exemplificar, quando se avalia a orientação das fibras em músculos complexos, como o músculo subescapular, associada com a contração seletiva de fibras devido à atuação individual das unidades motoras e a contração local devido a propagação do potencial de ação, é possível observar que no tecido são encontrados localmente gradientes tridimensionais de tensão e deformação, necessários para gerar movimentos complexos e graduar a força do próprio músculo.

Na literatura são encontradas várias estratégias para representar esses comportamentos. Alguns modelos buscam representar principalmente as propriedades passivas do tecido (Van Loocke et al., 2008; Calvo et al., 2010; Rehorn et al., 2014), outros adicionaram o comportamento ativo (Kojic et al., 1998; Paetsch et al., 2012; Hernández-Gascón et al., 2013). Também existem representações da dependência do sinal de ativação (Tung, 1978; Ramírez et al., 2010) e do decaimento da produção de força em uma contração (Tang et al., 2009; Itoh et al., 2013; Böl et al., 2011a). Alguns trabalhos também utilizaram representações de viscosidade para reproduzir a resposta do tecido (Haeufle et al., 2014). Esses modelos, apesar de representar os principais comportamentos mecânicos da produção de força, não são voltados a representar a propagação do potencial de ação, a contração local e diferentes unidades motoras.

A representação da propagação do pulso ao longo da fibra é descrita em modelos como em Shorten et al. (2007), Chappelle et al. (2012), Ponnaluri et al. (2017) e Heidlauf e Röhrle (2014). Nesses modelos é tomado como base a propagação do pulso através de um modelo bidomínio (Tung, 1978), ou em sua simplificação monodomínio, utilizando a variação do potencial de ação baseados no modelo de correntes iônicas proposto por Huxley (1957). Em sequência a avaliação da propagação do potencial de ação, é feita uma avaliação de diversos processos químicos para estabelecer qual é a força ativa gerada no tecido. Esses modelos são uma solução complexa para a propagação do pulso, tomando por exemplo o modelo apresentado em Shorten et al. (2007), é necessário resolver 54 equações diferenciais acopladas para descrever o comportamento eletromecânico em um ponto do material. De forma geral, esses modelos buscam representar fenômenos químicos que ocorrem no interior do tecido, de forma que, para uma representação macroscópica de um tecido saudável, fornecem muitas informações que vão além do escopo proposto. Além disso, não foram encontradas aplicações desses modelos para representar diferentes unidades motoras.

Desta maneira, verifica-se que existe uma lacuna na representação encontrada na literatura. Modelos complexos podem representar a propagação do potencial de ação ao longo da fibra, mas não representam diferentes unidades motoras. Modelos mais simples representam comportamentos mecânicos macroscopicamente significativos, mas não são capazes de representar a contração local. Assim, neste trabalho é apresentada uma proposta de um modelo eletromecânico, capaz de representar a propagação do potencial de ação oriundo de diferentes unidades motoras com contração local do tecido e representando também as respostas mecânicas de alteração do estado ativo para o estado passivo, diferentes tipos de fibras e a fadiga muscular.

2. PROPOSTA DE MODELO

A proposta de modelo eletromecânico é composta pela propagação do potencial de ação e pela avaliação da relação constitutiva mecânica. Para simplificar a proposta é assumido que o fenômeno da propagação do potencial de ação ocorre com uma velocidade muito maior do que a resposta do tecido, como relatado em Guyton e John E. Hall, 2006. Assim, primeiramente é avaliada a propagação do potencial de ação que pode ser oriunda de diferentes unidades motoras e percorre toda a fibra a partir do ponto de inervação. Localmente é verificado se o ponto do material está ativo ou não (variável binária) e esta informação é a única transmitida ao modelo constitutivo mecânico. O modelo constitutivo tem por tarefa interpretar esta informação, para definir se o tecido está ativo, desativado ou se encontra em um estado intermediário.

Para avaliar a propagação do pulso é utilizada a descrição da diferença de potencial de membrana do tecido muscular esquelético. O modelo de Huxley (1957) pode ser reescrito considerando que as correntes que chegam ao ponto do material são oriundas de uma condição de contorno, no caso de um ponto do material inervado, ou de um ponto adjacente e a priori conhecido. Caso essa corrente seja grande o suficiente, é iniciada a variação da diferença de potencial da membrana conforme o tecido muscular esquelético. Em posse destas condições, a diferença de potencial do modelo de Huxley pode ser descrita alternativamente através de:

$$V(t) = \int_{t_1}^{t_2} \frac{I - I_{ion}}{C_M} dt \quad (1)$$

onde I é a corrente que chega ao ponto do material em avaliação, C_M é um parâmetro material, V é a diferença de potencial da membrana e I_{ion} são as correntes iônicas da membrana, característica do tecido, t_1 é o tempo de início do pulso, e t_2 é o tempo em que o ponto está pronto para receber outro pulso, definido através da propriedade do tecido chamada de período refratário $t_{ref} = t_2 - t_1$.

Para uma avaliação macroscópica de um tecido saudável, a Eq. 1 pode ser reescrita de forma a reproduzir dados da literatura. Neste trabalho foi assumido representar a variação da voltagem no tempo através da expressão:

$$V(t) = \begin{cases} a_1 \sin(a_3(t - t_1)) & \text{se } 0 \leq \tau(t - t_1) \leq \pi \\ a_2 \sin(a_3(t - t_1)) & \text{se } \pi \leq \tau(t - t_1) \leq 2\pi \end{cases} \quad (2)$$

onde a_i parâmetros materiais que definem a amplitude da curva e seu período, t é o tempo atual e t_1 é o tempo em que o local foi ativado.

Esta simplificação do modelo de Huxley apresenta uma curva semelhante a encontrada na literatura. Devido a simplificação entre as equações 1 e 2, a corrente externa I é suprimida, e perde-se o critério que inicia o transporte iônico através da membrana. Como critério de ativação, neste trabalho foi assumido que quando é atingida uma certa diferença de potencial mínima entre dois pontos adjacentes da membrana ocorre a definição de do tempo de ativação t_1 . Para ser feito o acoplamento com o modelo constitutivo mecânico é utilizado o parâmetro de acoplamento Λ . Essa variável é definida como unitária entre os tempos t_1 e t_2 , e nula em outras condições.

O modelo mecânico utiliza uma relação constitutiva variacional, utilizando a mesma estrutura matemática que Vassoler et al. (2016), baseado em Vassoler et al. (2012), Fancello et al. (2008), Radovitzky e Ortiz (1999) e Ortiz e Stainier (1999). Nesta estrutura matemática o material é descrito como dependente de variáveis internas e externas. A evolução das variáveis internas $\dot{\mathbf{Q}}$ é encontrada através da extremização de um potencial Ψ_f , que em sua forma incremental é dado através da expressão:

$$\Xi_{eff}(\dot{\mathbf{F}}) = \min_{\dot{\mathbf{Q}}} \{\Psi_f\} = \min_{\dot{\mathbf{Q}}} \left\{ W_{n+1} + W_n + \Delta t \psi^* (\dot{\mathbf{Q}}, \xi) \right\} \quad (3)$$

onde W é um potencial elástico avaliado nos passos de tempo n e $n + 1$, ψ^* é um pseudo-potencial dissipativo, ξ é o conjunto das variáveis internas e externas $\xi = (\mathbf{Q}, \mathbf{F})$, Δt é o incremento de tempo, Ξ_{eff} é o potencial efetivo e $\mathbf{F}$ é o gradiente de deformação.

De posse das variáveis internas através da Eq. 3, é possível definir o potencial efetivo Ξ_{eff} é função apenas das variáveis externas. Desta maneira, o primeiro tensor tensão de Kirchhoff conservativo $\mathbf{P}^c$ pode ser avaliado de forma similar a hiperelástica:

$$\mathbf{P}_{n+1}^c = \frac{\partial \Xi_{eff}(\mathbf{F}_{n+1}, \xi_n)}{\partial \mathbf{F}_{n+1}} = \frac{\partial W_{n+1}}{\partial \mathbf{F}_{n+1}} \quad (4)$$

Para representar o tecido muscular esquelético, foi utilizado o modelo mecânico da Fig. 1. Neste modelo o tecido é representado por fibras dispersas em uma matriz com contribuições volumétricas U e isotrópicas φ . As fibras apresentam uma contribuição puramente passiva φ^f e contribuições ativas dos N tipos de fibras que compõe o tecido. As contribuições ativas são compostas por componentes elásticas φ^{e_i} em série com um componente contrátil de características elásticas φ^{a_i} e dissipativas viscosas ψ^{a_i} . Ainda, é utilizado uma descrição de amolecimento/endurecimento utilizando o pseudo-potencial χ^i , onde para todos os potenciais $i = 1 \dots N$.

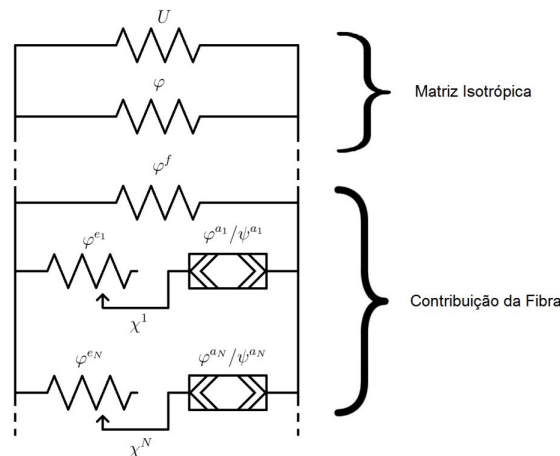


Figure 1. Modelo Reológico do Músculo Esquelético Estriado

3. CASOS DE ESTUDO

Para verificar as capacidades do modelo este foi implementado em um código de elementos finitos não-linear com formulação lagrangeana total. Nestes testes foi utilizado uma geometria base de um músculo fusiforme genérico, representado através de 1/8 de simetria para contrações isométricas. Foram utilizados elementos lineares tridimensionais,

e para a propagação do potencial de ação foram selecionadas oito unidades motoras, uma para cada elemento da seção transversal, todas alinhadas com a direção das fibras musculares. A geometria do músculo, bem como as redes das unidades motoras podem ser vistas na Fig. 2.

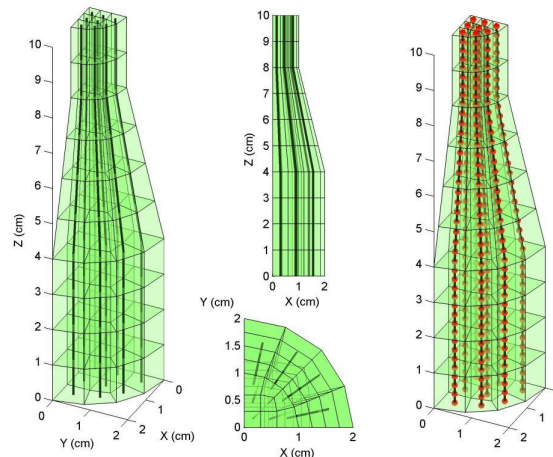


Figure 2. Malha base utilizada para as simulações. Esquerda malha mecânica, centro vista superior e lateral da malha mecânica, direita malha elétrica. Elementos mecânicos em verde e direção das fibras em preto. Na malha elétrica nós de avaliação do potencial em vermelho e caminhos da rede em preto.

Foram testadas as capacidades do modelo para parâmetros genéricos, apenas observando se a resposta qualitativamente é similar à encontrada em experimentos da literatura. Primeiramente foi avaliada a influência da frequência do potencial de ação. Para o caso de um único pulso (*twitch*) a diferença de potencial se propaga pelo tecido com velocidade de 5 m/s, similar a encontrada na literatura (Guyton e John E. Hall, 2006). Este resultado da despolarização local pode ser visto na Fig. 3 (E).

Na Fig. 3 (D) é possível ver que, conforme se propaga o potencial de ação, ocorre a contração local do tecido, como era desejado representar. Também foi avaliada a propagação do potencial de ação com uma frequência de 20 e 80 Hz, Fig. 4(E). No caso de 20 Hz, ocorreu o fenômeno de combinação de pulsos e na frequência de 80 Hz atingiu-se um patamar constante, similar a tetania. Estes comportamentos estão de acordo com a literatura, como em Fung (1990). Usualmente na literatura são encontrados resultados que representam a tetania através de uma função de saturação, como em Lu et al.(2010), ou um somatório de pulsos como em Hernández-Gascón et al. (2013). Enquanto que a função de saturação é adequada apenas para representar altas frequência de ativação, o somatório de pulsos é adequado a representar apenas baixas frequências. O modelo proposto é capaz de representar ambas respostas em suas respectivas frequências.

Também foi avaliada a capacidade de representação de diferentes fibras. Foi suposto que o tecido é composto por fibras rápidas e lentas na mesma proporção energética. Neste caso, a resposta de força pode ser vista na Fig. 4(C). Neste caso o comportamento é similar ao encontrado na literatura. As fibras rápidas produzem altos níveis de força que logo decaem, enquanto que as fibras de contração lenta produzem forças menores, por maiores períodos de tempo. Em ambos os casos é possível ver o fenômeno da fadiga muscular.

Por fim, foi avaliada a propagação do potencial de ação para as diferentes unidades motoras. As unidades motoras foram divididas em 3 grupos, 4 no primeiro, 3 no segundo e 1 no terceiro. O primeiro grupo iniciou a propagação do potencial em 0 segundos, o segundo em 1.5 segundos e o terceiro em 2 segundos. A propagação em todas as unidades motoras cessou aos 3 segundos. Como era esperado, uma vez atingida a tetania, a adição de mais unidades motoras aumentou a força obtida. A magnitude do aumento da força também é proporcional ao número de unidades motoras obtidas, como era esperado. Este resultado pode ser visto na Fig. 4 (D).

4. CONCLUSÕES

Para que um modelo de tecido muscular possa ser empregado com sucesso em avaliações macroscópicas, é importante que o mesmo seja simples e ao mesmo tempo represente as principais características do tecido muscular esquelético. Na literatura não são encontrados modelos com estas características. Para tanto, foi proposto um modelo capaz de representar a propagação do potencial de ação ao longo da fibra muscular, bem como de diferentes unidades motoras. Estas duas condições estão associadas a contração local do tecido, através da variável binária de acoplamento. Estas condições permitem que com uma discretização adequada, possam representar gradientes de tensões e deformações associados a movimentos complexos. O modelo proposto mostrou qualitativamente ser adequado a representar, além da contração

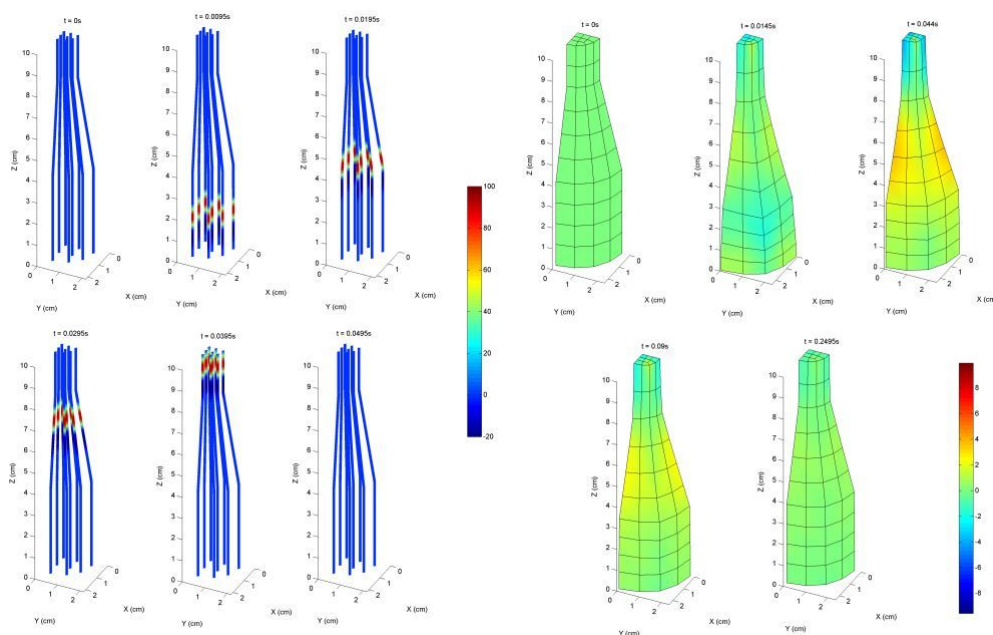


Figure 3. (E) Propagação do potencial de ação através de todas as unidades motoras. Apresentação da variação da despolarização da membrana. (D) Deslocamentos e tensões ao longo do tempo.

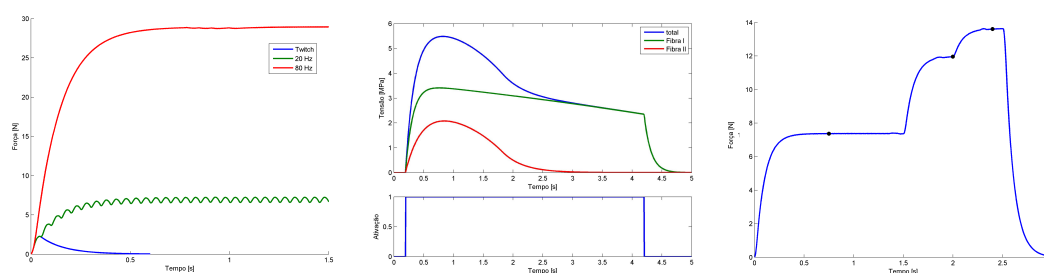


Figure 4. (E) Variação das reações com aumento da frequência dos pulsos. (C) Representação de fadiga muscular para fibras de contração rápida e lenta. (D) Aumento de forças devido a ativação de mais unidades motoras

local do tecido, a transição entre o estado ativo e passivo para diferentes frequências de ativação, a fadiga muscular para diferentes tipos de fibras e a graduação de força baseado na seleção de unidades motoras ativas.

5. REFERÊNCIAS

- BÖL, M., STARK, H., AND SCHILLING, N. On a phenomenological model for fatigue effects in skeletal muscles, **Journal of theoretical biology**, vol. 281(1), p. 122?132, 2011a.
- Calvo, B., RAMÍREZ, A., ALONSO, A., GRASA, J., SOTERAS, F., OSTA, R., AND MUÑOZ, M. Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: experimental results and model formulation, **Journal of biomechanics**, vol. 43(2), p. 318?325, 2010
- CHAPELLE, D., LE TALLEC, P., MOIREAU, P., AND SORINE, M. Energy-preserving muscle tissue model: formulation and compatible discretizations, **International Journal for Multiscale Computational Engineering**, vol. 10(2), 2012.
- FANCELLO, E., PONTHOT, J.-P., AND STAINIER, L. A variational formulation of constitutive models and updates in non-linear finite viscoelasticity, **International Journal for Numerical Methods in Engineering**, vol. 65(11), p. 1831?1864, 2006.
- FUNG, Y.-C. **Biomechanics**. Springer, 1990
- GUYTON, A. AND JOHN E. HALL, A. **Tratado de Fisiologia Médica**. Elsevier, 2006
- HAEUFLE, D., GÜNTHER, M., BAYER, A., AND SCHMITT, S. Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force?velocity relation, **Journal of Biomechanics**, vol. 47(6), p. 1531?1536, 2014.

- HEIDLAUF, T. AND RÖHRLE, O. A multiscale chemo-electro-mechanical skeletal muscle model to analyze muscle contraction and force generation for different muscle fiber arrangements, **Frontiers in physiology**, vol. 5, p. 498, 2014.
- HERNÁNDEZ-GASCÓN, B., GRASA, J., CALVO, B., AND RODRÍGUEZ, J. A 3D electromechanical continuum model for simulating skeletal muscle contraction, **Journal of theoretical biology**, vol. 335, p. 108?118, 2013.
- HUXLEY, A. F. Muscle structure and theories of contraction, **Prog. Biophys. Biophys. Chem**, vol. 7, p. 255?318, 1957.
- Itoh, Y., AKATAKI, K., MITA, K., WATAKABE, M., AND NONAKA, H. Frequency response model of skeletal muscle and its association with contractile properties of skeletal muscle, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 23(3), p. 572?579, 2013.
- KOJIC, M., MIJAILOVIC, S., AND ZDRAVKOVIC, N. Modelling of muscle behaviour by the finite element method using Hill's three-element model, **International journal for numerical methods in engineering**, vol. 43(5), p. 941?953, 1998.
- ORTIZ, M. AND STAINIER, L. The variational formulation of viscoplastic constitutive updates, **Computer methods in applied mechanics and engineering**, vol. 171(3-4), p. 419?444, 1999.
- PAETSCH, C., TRIMMER, B., AND DORFMANN, A. A constitutive model for active?passive transition of muscle fibers, **International Journal of Non-Linear Mechanics**, vol. 47(2), p. 377?387, 2012.
- PONNALURI, A., PEROTTI, L., ENNIS, D., AND KLUG, W. A viscoactive constitutive modeling framework with variational updates for the myocardium, **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, vol. 314, p. 85?101, 2017.
- RADOVITZKY, R. AND ORTIZ, M. Error estimation and adaptive meshing in strongly nonlinear dynamic problems, **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, vol. 172(1-4), p. 203?240, 1999.
- RAMÍREZ, A., GRASA, J., ALONSO, A., SOTERAS, F., OSTA, R., MUÑOZ, M., AND CALVO, B. Active response of skeletal muscle: In vivo experimental results and model formulation, **Journal of theoretical biology**, vol. 267(4), p. 546?553, 2010.
- REHORN, M. R., SCHROER, A. K., AND BLEMKER, S. S. The passive properties of muscle fibers are velocity dependent, **Journal of biomechanics**, vol. 47(3), p. 687?693, 2014.
- SHORTEN, P. R., O'CALLAGHAN, P., DAVIDSON, J. B., AND SOBOLEVA, T. K. A mathematical model of fatigue in skeletal muscle force contraction, **Journal of muscle research and cell motility**, vol. 28(6), p. 293?313, 2007.
- TANG, C., ZHANG, G., AND TSUI, C. A 3d skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour, **Journal of biomechanics**, vol. 42(7), p. 865?872, 2009.
- TUNG, L. A bi-domain model for describing ischemic myocardial dc potentials. **PhD thesis**, Massachusetts Institute of Technology, 1978.
- VAN LOOCKE, M., LYONS, C., AND SIMMS, C. Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: stress-relaxation behaviour and constitutive modelling, **Journal of biomechanics**, vol. 41(7), p. 1555?1566, 2008.
- Vassoler, J., REIPS, L., AND FANCELLO, E. A variational framework for fiber-reinforced viscoelastic soft tissues, **International Journal for Numerical Methods in Engineering**, vol. 89(13), p. 1691?1706, 2012.
- VASSOLER, J., STAINIER, L., AND FANCELLO, E. A variational framework for fiber reinforced viscoelastic soft tissues including damage, **International Journal for Numerical Methods in Engineering**, 2016.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a CAPES CNPQ pelo apoio financeiro.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.