



MODELAGEM COMPUTACIONAL DA CAVIDADE PÉLVICA EM CONDIÇÕES NORMAIS E APÓS UMA HISTERECTOMIA TOTAL

Palloma Silva Cardoso [0000-0002-2490-208X], UFJF, palloma.cardoso@engenharia.ufjf.br
Flávia de Souza Bastos [0000-0001-9573-8996], UFJF, flavia.bastos@ufjf.br

Resumo. Modelos computacionais tem sido ótimas ferramentas para estudar a biomecânica, com ganhos para a comunidade científica e médica. Uma modelagem mais realista do útero, como sólido hiperelástico, foi construída para substituir uma versão de cavidade fluida em um modelo computacional da cavidade pélvica. Outra geometria também foi desenvolvida para simular uma histerectomia total, procedimento no qual o útero é removido. Materiais e modelos constitutivos adequados para tecidos molles foram aplicados, bem como as condições de contorno que melhor representam o corpo real, e um carregamento de 20% da manobra de Valsalva foi imposto. A substituição da cavidade fluida pelo modelo sólido é justificada pelo uso do novo modelo construído para novas aplicações onde essa versão é mais adequada. O modelo para histerectomia total se mostrou promissor para o estudo do procedimento e também para futura comparação entre outras formas de histerectomia.

Palavras chave: Histerectomia, Modelagem computacional, Biomecânica

1. INTRODUÇÃO

A modelagem computacional avançou muito nos últimos anos e tem sido uma grande aliada para melhor entendimento da biomecânica, permitindo que diversos estudos avancem, principalmente no ramo da saúde. Modelos baseados em exames podem ser construídos e apresentam uma boa proximidade à realidade. Procedimentos cirúrgicos podem ser testados e diferentes abordagens podem ser comparadas com facilidade, como pode ser visto em Brandão et al. (2017).

Em relação à cavidade pélvica, por exemplo, há abordagens diferentes para a histerectomia, que consiste em uma cirurgia para remoção do útero. É uma das operações realizadas com mais frequência em obstetrícia e ginecologia em todo o mundo, de acordo com Alkatout (2020), e pode ser classificada pelo tipo de acesso - via laparoscópica, via abdominal ou via vaginal - e também pela forma com que o corte é realizado, conforme visto na Fig. (1).

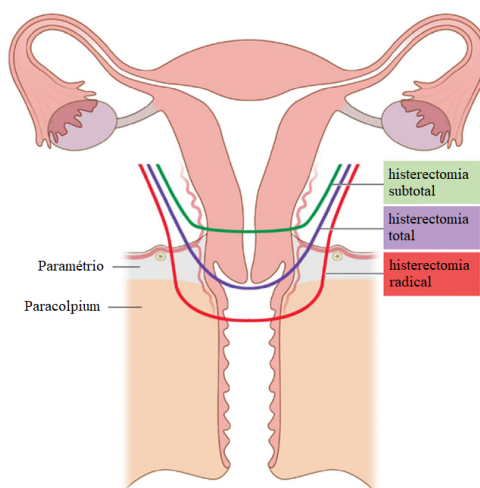


Figure 1. Tipos de histerectomia conforme o corte realizado. Adaptado de Alkatout (2020)

A utilização de um modelo computacional pode fornecer uma comparação entre os procedimentos cirúrgicos dos diferentes tipos de histerectomia e auxiliar no entendimento do comportamento da cavidade pélvica após realizar cada tipo de procedimento.

No modelo baseado em exames de ressonância magnética construído e compartilhado por Brandão et al. (2015 a), a cavidade pélvica modelada conta com a parte óssea, órgãos pélvicos (bexiga, útero e reto), estruturas de suporte como os ligamentos pubouretral, uterossacral, cardinal e ligamentos laterais do reto, fâscia pubo cervical, *arcus tendineus fascia*



pelve e o músculo *levator ani*, que é a parte principal do assoalho pélvico.

Este modelo conta com o útero como cavidade fluida, o que não é adequado para simular a histerectomia subtotal e portanto, não possibilita uma comparação coerente. Uma primeira alteração foi proposta por Cardoso e Bastos (2021), onde o útero foi modelado como sólido preenchido em substituição ao modelo de cavidade fluida, em uma versão simplificada da cavidade pélvica.

Dando continuidade ao que foi executado em Cardoso e Bastos (2021), o presente trabalho apresenta um modelo mais completo, com todas as partes citadas anteriormente, e traz uma comparação inicial entre uma cavidade pélvica inalterada e a cavidade pélvica após uma histerectomia total, avaliando como as estruturas locais de cada caso se comportam sob um determinado carregamento.

2. MODELO BIOMECÂNICO

O modelo compartilhado foi completamente reconstruído no software Abaqus®, chegando aos mesmos resultados do modelo inicial. Então, fez-se a substituição do modelo do útero, retirando a a geometria referente à cavidade fluida e utilizando a geometria que considera o corpo do órgão como sólido preenchido. Todas as partes do modelo podem ser observadas na Fig. (2),

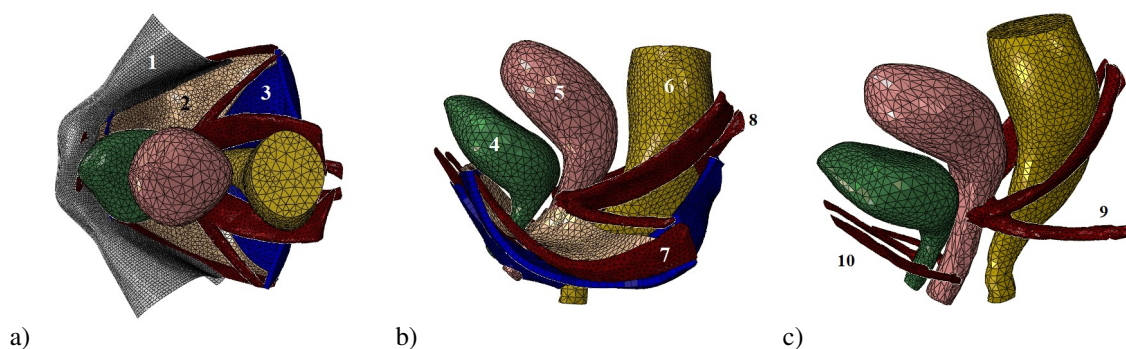


Figure 2. Modelo construído na vista superior (a), vista lateral (b) com a parte rígida suprimida e vista oblíqua (c) com apenas os órgãos e seus respectivos ligamentos para melhor visão dos mesmos. 1 - Superfície rígida, 2 - Fáscia, 3 - *levator ani*, 4 - Bexiga, 5 - Útero, 6 - Reto, 7 - *Arcus tendineus fascia pelvis*, 8- Ligamento lateral do reto, 9 - Ligamento uterosacral e cardinal e 10 - ligamento pubouretral

Posteriormente, um novo modelo geométrico foi gerado de forma a simular o órgão após a histerectomia total, onde o corpo do útero é removido e mantém-se apenas a vagina. Esta geometria foi empregada em um segundo modelo e os deslocamentos foram comparados.

2.1 Geometria e malha

As geometrias e malhas foram mantidas iguais ao modelo original, com exceção ao útero, que foi alterado de um modelo para o outro.

Para a construção das outras geometrias do útero, foi mantido o formato externo da peça afim de se obter as mesmas conexões e contatos que o modelo inicial traz. A modelagem geométrica foi feita no programa MeshMixer, criando a divisão do colo do útero com a vagina, separando a parte a ser preenchida (útero) e a parte vazada (vagina).

A altura do colo do útero foi definida de uma forma simplificada, considerando a geometria externa do modelo e a anatomia ilustrativa do órgão como visto em Hansen & Netter (2019). Essa altura também determinou onde ocorreria o corte da segunda geometria, visto que a histerectomia total retira todo o corpo do útero, incluindo o colo.

Ambos os modelos geométricos construídos podem ser observados na Fig. (3), ao lado do modelo de cavidade fluida que foi substituído.

Os modelos geométricos e as malhas também se diferem em cada modelo, e suas informações seguem na Tab. (1). As informações sobre o restante do modelo podem ser encontrados em Brandão et al. (2015 a).

2.2 Materiais

Dados experimentais publicados por Rubod et al. (2012), Martins et al. (2011), Rivaux et al. (2013) e Janda (2006), de estudos em cadáveres, foram utilizados para definir as propriedades materiais e o comportamento dos tecidos moles é descrito conforme as equações constitutivas de Yeoh (1993) e Ogden (1972). A Tabela 2 mostra essas informações para

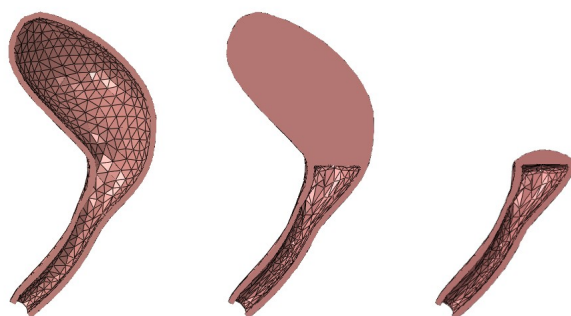


Figure 3. Vista em corte transversal dos modelos geométricos do útero como cavidade fluida, como sólido preenchido e como vagina

Table 1. Propriedades da malha de elementos finitos

Malha	Número de nós	Número de elementos	Elemento
Útero e vagina - (Cavidade Fluida)	1426	1411	C3D4H
Útero (sólido preenchido) e vagina	1580	6132	C3D4H
Vagina	748	2268	C3D4H

cada estrutura presente no modelo, mais detalhes sobre a descrição dos materiais podem ser visto em Brandao et al. (2015 b).

Table 2. Propriedades materiais e modelos constitutivos utilizados no modelo

Estrutura	Modelo constitutivo	Dados experimentais da literatura
Útero e vagina	Ogden (N=3)	Rubod et al. (2012)
Bexiga e uretra	Ogden (N=1)	Martins et al. (2011)
Reto	Ogden (N=2)	Rubod et al. (2012)
Ligamentos pélvicos	Ogden (N=1)	Rivaux et al. (2013)
<i>Arcus tendineus fascia pelve</i>	Ogden (N=1)	Rivaux et al. (2013)
Fáscia	Ogden (N=1)	Rivaux et al. (2013)
Músculo do assoalho pélvico	Yeoh	Janda (2006)

2.3 Condições de contorno

Dentro dos modelos, algumas condições foram impostas para melhor representar a mecânica da cavidade pélvica, restringindo deslocamentos, conectando partes e simulando contatos.

O corpo rígido, que atua como delimitação da pelve, é fixado tanto em deslocamento quanto em rotação. O músculo é fixado em suas extremidades posterior e inferior, enquanto a fáscia é fixada somente na parte posterior.

As extremidades livres dos ligamentos têm seus deslocamentos restringidos, sendo elas a extremidade anterior do ligamento pubouretral, extremidade posterior do ligamentos uterosacral, cardinal, e ligamentos laterais do reto, bem como ambas as extremidades do *Arcus tendineus fascia pelve*. As outras extremidades desses ligamentos se referem à conexão com os respectivos órgãos, onde a superfície do órgão comanda o movimento.

Conexões entre partes também foram definidas entre a fáscia e o útero, entre a parcela final dos órgãos e os respectivos orifícios no músculo e entre o *Arcus tendineus fascia pelve* ao longo de seu comprimento e o músculo e a fáscia em suas laterais.

Os contatos foram considerados sem atrito e resolvidos pelo método da penalidade. Os pares de contato são: bexiga e superfície rígida, bexiga e ligamento pubouretral, reto e ligamento cardinal, útero e bexiga, fáscia e músculo. Além disso,



também foram definidas cavidades fluidas para a bexiga e o reto.

2.4 Carregamento

A metodologia descrita por Noakes et al. (2011) fala do carregamento referente à simulação da manobra de Valsalva, onde a pressão em repouso é equivalente à 0,5 kPa e a pressão média para a manobra de Valsalva é de 4,5 kPa, em posição supina. Dessa forma a pressão a ser aplicada para simular a manobra é a diferença entre esses valores, que é de 4 kPa.

O valor aplicado neste trabalho foi de 0,8 kPa, que equivale à 20% do carregamento da manobra de Valsalva. O carregamento não foi usado em sua totalidade pois o modelo que simula a histerectomia ainda precisa passar por alguns ajustes para a simulação completa, e para efeitos de comparação, esse valor foi utilizado nos outros modelos também.

A aplicação da carga é imposta no útero, bexiga, fásia e assoalho pélvico, sendo que o carregamento na fásia e no músculo não é alterado entre os modelos. No modelo da cavidade pélvica inalterada, o carregamento da bexiga é aplicado na parte superior que não está encoberta pelo útero, e o carregamento aplicado no útero faz com que este encoste e pressione a bexiga. No modelo da cavidade pélvica após uma histerectomia total, o carregamento da bexiga é aplicado em toda a superfície superior, visto que não há mais uma barreira para o carregamento chegar neste órgão, e o carregamento do útero é aplicado na superfície superior que represente o topo da vagina. A Fig. (4) apresenta a forma que esses carregamentos foram impostos.

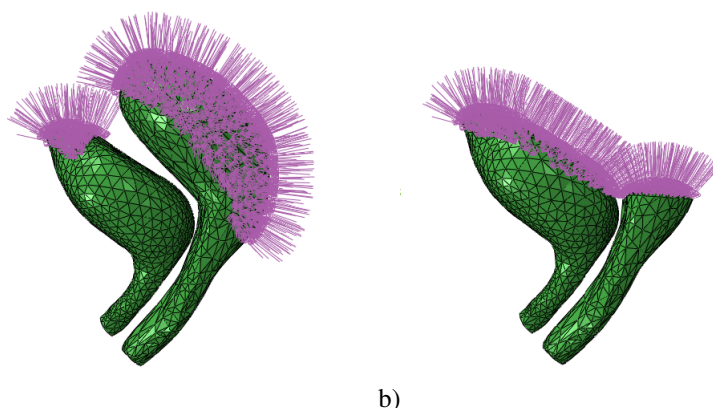


Figure 4. Aplicação do carregamento na bexiga e no útero para (a) cavidade pélvica inalterada e para (b) cavidade pélvica após uma histerectomia total

3. RESULTADOS

A simulação para 20% do carregamento de Valsalva foi executada para as situações de cavidade pélvica inalterada e cavidade pélvica após a histerectomia total. Dois modelos se referem à primeira situação, um com útero enquanto cavidade fluida e outro com útero como sólido preenchido, o terceiro modelo, somente com a vagina, se refere à segunda situação. Os resultados de cada modelo podem ser visto na Fig. (5), bem como a comparação de uma mesma seção em repouso e após o carregamento.

As simulações para cavidade pélvica inalterada são muito semelhantes, havendo um deslocamento ligeiramente maior no modelo do útero como cavidade fluida. Já entre os modelos da cavidade pélvica inalterada e modelo da histerectomia, nota-se que há um deslocamento maior da bexiga nesta última.

Para as demais estruturas da cavidade pélvica não é possível notar grandes alterações para um carregamento de apenas 20 % referente à manobra de Valsalva.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo apresentar um modelo da cavidade pélvica, comparando a substituição da geometria do útero e vagina como cavidade fluida para sólido preenchido na parte do útero e sólido vazado na parte da vagina, bem como um modelo inicial para histerectomia total, a fim de direcionar os estudos futuros.

Apesar deste estudo não visar atingir resultados quantitativos específicos, é possível levantar algumas observações avaliando a sobreposição das imagens indeformadas e deformadas em cada caso e comparando a proporção dos deslocamentos entre os modelos.

Na simulação de cavidade pélvica inalterada, há um maior deslocamento do útero que é tido como cavidade fluida,

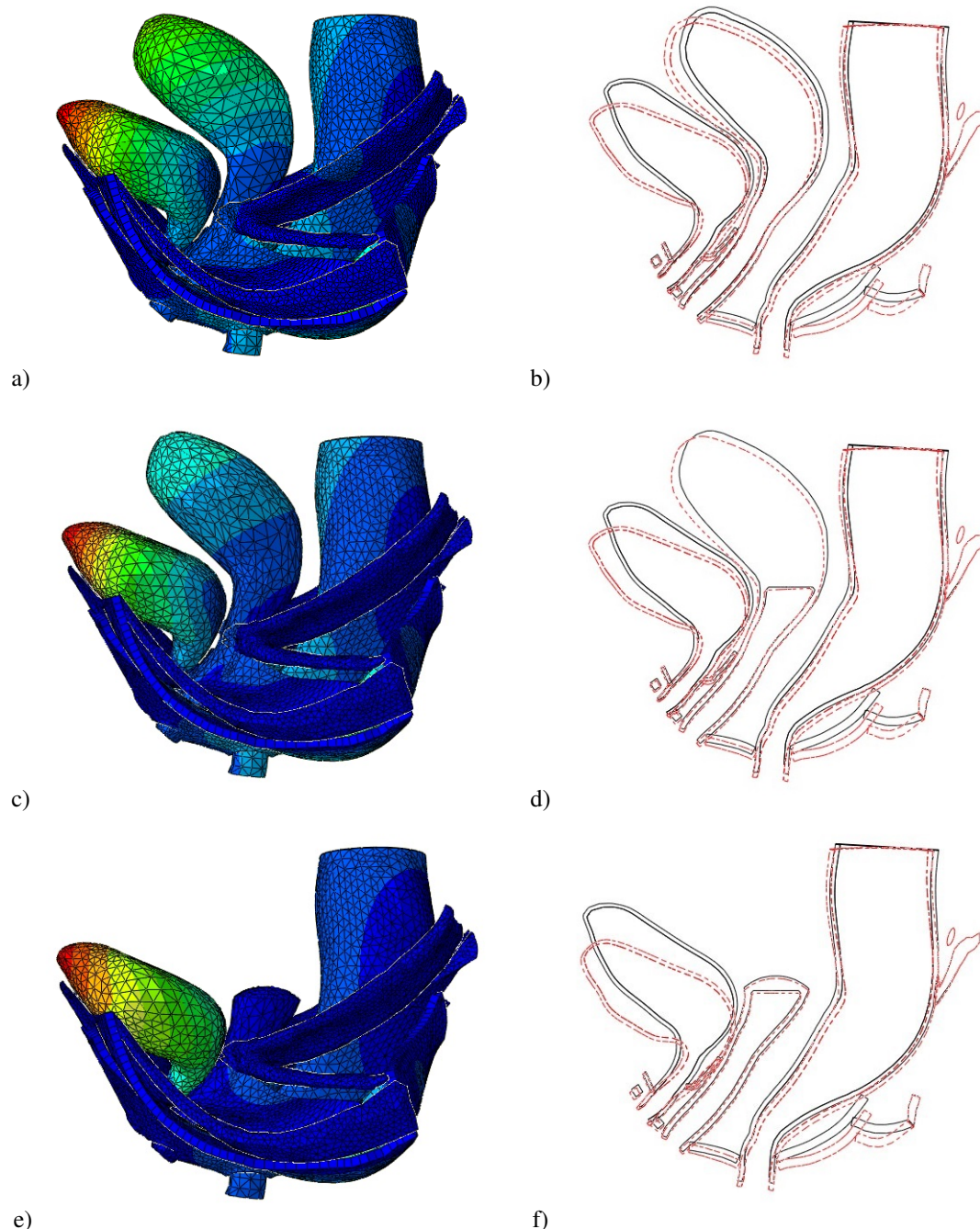


Figure 5. Resultados para útero como cavidade fluida (a e b), para útero como sólido preenchido (c e d) e para a histerectomia total (e e f)

isso se dá pois juntamente com o carregamento aplicado, um aumento da pressão no fluido interno. Este efeito já havia sido observado em Cardoso e Bastos (2021), e se manteve para um modelo de cavidade pélvica com mais estruturas.

Enquanto isso, na simulação da cavidade pélvica após histerectomia total, a bexiga apresenta o maior deslocamento, o que é esperado visto que toda a sua superfície superior recebe carregamento, em contra partida aos demais modelos onde a bexiga só recebe carregamento na parte anterior, pois é encoberta pelo útero.

Os resultados mostram um comportamento alinhado ao esperado, e a substituição da geometria de cavidade fluida pela geometria preenchida é justificada por ser mais próxima da realidade e permitir o estudo de mais procedimentos. Além disso, a simulação da histerectomia se mostrou promissora para as próximas etapas.

Para trabalhos futuros pretende-se melhorar o modelo e a malha utilizados nas novas geometrias construídas, para en-



tão, efetuar simulações com o carregamento completo da manobra Valsalva e posteriormente comparar os procedimentos de histerectomia total e subtotal, avaliando ao comportamento das estruturas pélvicas em cada procedimento.

5. REFERÊNCIAS

- ALKATOUT, Ibrahim. 2020. Laparoscopic hysterectomy: total or subtotal? - Functional and didactic aspects, **Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies**, DOI:10.1080/13645706.2020.1769675.
- BRANDÃO, S., PARANTE, M., MASCARENHAS, T., da SILVA, A.R., RAMOS, I., and JORGE, R.N., 2015, Biomechanical Study on the Bladder Neck and Urethral Positions: Simulation of Impairment of the Pelvic Ligaments, **J. Biomech.** 2015 - a, Jan 21;48(2):217-223. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.045. Epub 2014 Dec 9.
- BRANDÃO, F. S.; PARENTE, M. P.; ROCHA, PA.; SARAIVA, MT.; RAMOS, I. M.; NATAL, J. R. M. Modeling the contraction of the pelvic floor muscles. **Comput Methods Biomech Biomed Engin.** 2016;19(4):347-356. doi: 10.1080/10255842.2015.1028031. Epub 2015 May 8.
- BRANDÃO, S.; PARENTE, M.; Da ROZA, T.; SILVA, E.; RAMOS, I.; MASCARENHAS, T.; NATAL, J. R. M. On the stiffness of the mesh and the urethral mobility: a finite element analysis. **J Biomech Eng.** 2017 Aug 1;139(8). doi: 10.1115/1.4036606.
- CARDOSO, Palloma Silva; BASTOS, Flávia de Souza. Modelagem computacional do útero como sólido hiperelástico em substituição ao modelo de cavidade fluida, **In: Encontro nacional de modelagem computacional e encontro de ciência e tecnologia de materiais. Uberlândia(MG)** - Evento Online, 2021. doi.org/10.29327/154013.24-35.
- HANSEN, J. T., & NETTER, F. H. (2019). **Netter's clinical anatomy**. Philadelphia, Saunders/Elsevier.
- JANDA S. 2006. Biomechanics of the pelvic floor musculature. **Ph.D.Thesis**, Faculty of Mechanical Maritime and Materials Engineering, Delft University of Technology, Delft, Netherlands, ISBN90-9020334-6.
- MARTINS, P. A., FILHO, A. L., FONSECA, A. M., SANTOS, A., SANTOS, L., MASCARENHAS, T., JORGE R. M., FERREIRA, A. J. 2011. Uniaxial mechanical behavior of the human female bladder. **Int Urogynecol J.** 22(8):991-995. doi:10.1007/s00192-011-1409-0.
- NOAKES, K. F., PULLAN, A. J., BISSETT, I. P., CHENG, L. K. 2008. Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor. **J Biomech.** 41(14):3060-3065. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.037.
- ODGEN, R.W., 1972. Large deformation isotropic elasticity on the correlation of theory and experiment for incompressible Rubberlike solids. **Proc. R. Soc. London, Ser.A**326(1567),565-584.
- RIVAUX, G., RUBOD, C., DEDET, B., BRIEU, M., GABRIEL, B., COSSON, M.. 2013. Comparative analysis of pelvic ligaments: a biomechanics study. **Int Urogynecol J.** 24(1):135-139. doi:10.1007/s00192-012-1861-5.
- RUBOD, C, BRIEU, M., COSSON, M., RIVAUX, G., CLAY, J. C., de LANDSHEERE, L., GABRIEL, B. 2012. Biomechanical properties of human pelvic organs. **Urology.** 79(4):968e17-22.
- YEOH, OH.1993. Some forms of the strain energy function for rubber. **Rubber Chem Technol.** 66(5):754-771. doi:10.5254/1.3538343.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Universidade Federal de Juiz de Fora, à agência de fomento CAPES pela concessão de bolsas que proporcionaram o desenvolvimento deste trabalho e à equipe dos professores Renato Natal e Marco Parente por disponibilizarem o modelo computacional prévio.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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