

## MODELAGEM DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO E CRESCIMENTO DO ÚTERO HUMANO DURANTE A GRAVIDEZ

*Priscila Roque de Almeida<sup>1,2</sup>, Isabela Alves Campice de Oliveira<sup>2</sup>, Joventino de Oliveira Campos<sup>2</sup>, Bernardo Martins Rocha<sup>2</sup> e Flávia de Souza Bastos<sup>2</sup>*

*1 Departamento de Educação e Ciências, Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais, Brasil*

*2 Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora, Brasil*

[priscila.almeida@ifsudestemg.edu.br](mailto:priscila.almeida@ifsudestemg.edu.br); [isabela.campice@estudante.ufjf.br](mailto:isabela.campice@estudante.ufjf.br); [joventino.campos@ufjf.br](mailto:joventino.campos@ufjf.br);  
[bernardomartinsrocha@ice.ufjf.br](mailto:bernardomartinsrocha@ice.ufjf.br); [flavia.bastos@ufjf.br](mailto:flavia.bastos@ufjf.br)

**PALAVRAS-CHAVE:** Biomecânica, Crescimento Finito, Modelo Constitutivo.

### 1 INTRODUÇÃO

A prematuridade é uma das principais causas de morte em crianças menores de cinco anos no mundo e pode ser causada por vários fatores, incluindo a distensão patológica do útero. Embora existam estudos sobre as propriedades mecânicas do tecido uterino e cervical, há falta de dados sobre a evolução dessas propriedades durante a gestação. Este trabalho apresenta o modelo biomecânico, publicado em [1], que incorpora o crescimento do tecido uterino a partir da 20ª semana gestacional (SG).

### 2 METODOLOGIA

Seja  $\Omega_0$  o corpo na configuração não deformada, o tensor gradiente de deformação é dado por  $F = I + \nabla U$ , onde  $U$  é o campo de deslocamento. Para caracterizar o crescimento, adotou-se o conceito de crescimento finito, realizando uma decomposição multiplicativa do gradiente de deformação em uma parte elástica,  $F_e$ , e uma parte de crescimento,  $F_g$ , isto é,  $F = F_e \cdot F_g$ . As equações governantes derivam do balanço do momento linear na ausência de termos transientes e forças de volume. O comportamento anisotrópico do tecido foi representado por duas famílias de fibras,  $M_1$  e  $M_2$ , correspondendo às famílias de fibras organizadas longitudinal e circunferencialmente. A função de energia de deformação adotada [2] é dada por

$$\psi = \frac{c}{2}(I_1 - 3) + \zeta_1 \frac{c_1}{2c_2} [\exp(c_2(I_4 - 1)^2) - 1] + (1 - \zeta_1) \frac{c_1}{2c_2} [\exp(c_2(I_6 - 1)^2) - 1] \quad (1)$$

onde  $c, c_1, c_2 > 0$  são constantes materiais,  $I_1, I_4$  e  $I_6$  são invariantes e  $\zeta_1$  é a proporção de fascículos pertencentes à família de fibras longitudinais.

Considerando que o estiramento mecânico da parede uterina, causado pelo desenvolvimento fetal, induz o crescimento por hipertrofia do tecido durante a gravidez, foram introduzidas duas variáveis de crescimento escalar,  $\vartheta_l$  e  $\vartheta_c$ , que representam o crescimento anisotrópico nas direções das fibras longitudinais e circunferenciais [1]. Desta forma, adotou-se

$$F_g = I + (\vartheta_l - 1)M_1 \otimes M_1 + (\vartheta_c - 1)M_2 \otimes M_2. \quad (2)$$

A partir de [3], considerou-se a lei de evolução para as variáveis de crescimento dada por

$$\dot{\vartheta}_i = \frac{1}{\tau_i} \left( \frac{\vartheta_i^{max} - \vartheta_i}{\vartheta_i^{max} - 1} \right)^{\gamma_i} \langle \lambda_i^e - \lambda_i^{crit} \rangle, \quad i \in \{l, c\}, \quad (3)$$

onde  $\gamma_i$  é o parâmetro de forma da curva,  $\vartheta_i^{max}$  o crescimento máximo de volume,  $\tau_i$  o tempo para o crescimento e  $\langle \lambda_i^e - \lambda_i^{crit} \rangle$  é a função de Heaviside, que determina que o crescimento se inicia quando o alongamento elástico  $\lambda_i^e$  ultrapassa o valor crítico,  $\lambda_i^{crit}$ .

Adotou-se uma geometria elipsoidal truncada na região do colo, baseada em [2], que representa o útero gravídico na 20<sup>a</sup> semana gestacional (SG). Considerou-se o tecido uterino incompressível e aplicou-se uma pressão de 2,4 kPa à superfície interna da geometria, representando a pressão amniótica na 40<sup>a</sup> SG. A solução numérica foi obtida pelo Método dos Elementos Finitos, usando uma formulação variacional mista, enquanto o método de Euler implícito foi utilizado para a discretização no tempo, resultando em uma abordagem monolítica, implementada no FEniCS.

Foram realizadas simulações variando os parâmetros  $\vartheta_l^{max}$  e  $\vartheta_c^{max}$ . Nas simulações, os parâmetros do modelo constitutivo foram fixados conforme [2], isto é,  $c = 60$  kPa,  $c_1 = 6$  kPa,  $c_2 = 1$  e  $\zeta_1 = 0,4$ , e foram adotados  $\gamma_i = 1$ ,  $\tau_i = 3$  e  $\lambda_i^{crit} = 1,02$ , onde  $i \in \{l, c\}$ . Maiores detalhes sobre a metodologia aplicada e os resultados obtidos em cada simulação podem ser encontrados em [1].

### 3 RESULTADOS

Considerando  $\vartheta_l^{max} = 1,6$  e  $\vartheta_c^{max} = 1,3$ , observou-se que a geometria do útero passou de uma forma quase esférica para uma configuração mais elipsoidal. Essa simulação resultou em um volume da cavidade uterina igual a 4,306 L e redução de 20,54% na espessura da parede uterina, Figura 1, corroborando com dados da literatura para a 40<sup>a</sup> SG. Além disso, o volume do tecido uterino mostrou um crescimento rápido até se estabilizar próximo a um valor limite.

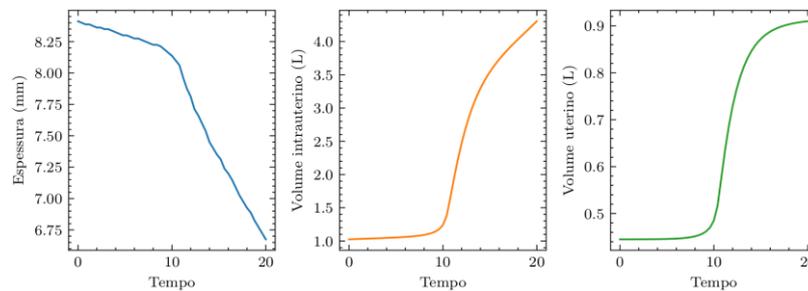


Figura 1 – Evolução da espessura da parede uterina (esquerda), volume intrauterino (centro) e volume do tecido uterino (direita) ao longo da simulação.

### 4 DISCUSSÃO

Conforme mencionado em [4], a partir da 20<sup>a</sup> SG, ocorre uma mudança na forma do útero, que passa de uma configuração esférica para uma forma elíptica. Esse comportamento foi reproduzido na simulação, ao se considerar o fator de crescimento longitudinal máximo maior que o crescimento circunferencial. Além disso, a partir da 20<sup>a</sup> SG, há um crescimento exponencial do volume intrauterino, com aumento do volume do tecido uterino, acompanhado de uma redução na espessura da parede uterina [4]. Assim, os resultados obtidos corroboram qualitativamente os dados relatados. No entanto, o modelo apresenta algumas limitações, como o uso da geometria e de condições de contorno simplificadas. Além disso, investigações adicionais sobre o modelo constitutivo e seus parâmetros, assim como a orientação das fibras considerando dados experimentais são importantes para a calibração do modelo.

### 5 CONCLUSÃO

A simulação mostrou que o modelo reproduziu padrões de crescimento semelhantes aos dados fisiológicos e foi capaz de replicar com êxito padrões de crescimento qualitativos semelhantes ao relatado em [4]. Estudos futuros devem focar na geometria e na calibração dos parâmetros do modelo para validação quantitativa.

## **AGRADECIMENTOS**

Este estudo foi financiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001, e pelo Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais (IF Sudeste MG). Também contou com o apoio da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Brasil.

## **REFERÊNCIAS**

- [1] P. R. de Almeida, I. A. C. de Oliveira, J. de Oliveira Campos, B. M. Rocha, and F. de Souza Bastos, "Modeling of the biomechanical behavior and growth of the human uterus during pregnancy," *Journal of Biomechanics*, vol. 174, p. 112268, 2024.
- [2] A. L. Cochran and Y. Gao, "A model and simulation of uterine contractions," *Mathematics and Mechanics of Solids*, vol. 20, pp. 540–564, 2015.
- [3] S. Göktepe, O. J. Abilez, K. K. Parker, and E. Kuhl, "A multiscale model for eccentric and concentric cardiac growth through sarcomerogenesis," *Journal of Theoretical Biology*, vol. 265, pp. 433–442, 2010.
- [4] E. C. Gillespie, "Principles of uterine growth in pregnancy," *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, vol. 59, pp. 949–959, 1950.