

NGHIÊN CỨU MÔ PHỎNG SỐ HOẠT ĐỘNG CỦA MÔ CƠ TÂM THẤT TRÁI

NUMERICAL SIMULATION STUDY TO REPRODUCE THE ACTIVITY OF LEFT VENTRICULAR MUSCULAR TISSUE

Phạm Thị Huê, Phạm Thị Thanh Hương*

Khoa Cơ khí Động lực, Trường Cơ khí, Đại học Bách Khoa Hà Nội

TÓM TẮT

Bài báo trình bày một phương pháp mô phỏng số, tái tạo lại quá trình giãn nở tâm thất dành riêng cho từng bệnh nhân, đề xuất một phương pháp mô phỏng số dựa trên mã nguồn mở SimVascular để tái hiện một cách chính xác nhất hoạt động tâm thất trái. Vì mô cơ tim có cấu tạo vô cùng phức tạp, sự giãn nở không giống với các hệ thống đàn hồi thông thường mà hoạt động này được quy định bởi những sợi cơ tim và vật liệu cơ tim là hoàn toàn không nén được, đây là một hệ đàn hồi phi tuyến phức tạp. Để mô phỏng chính xác quá trình này, chúng tôi đã sử dụng một thuật toán dựa trên quy tắc để định hướng các sợi cơ tim cũng như hướng co giãn của cơ tim, sau đó là dùng bộ giải svFSI để mô phỏng quá trình lạm phát thụ động của tâm thất trái được lý tưởng hóa thành nửa hình elipsoid. Kết quả mô phỏng của chúng tôi hoàn toàn phù hợp với kết quả được đánh giá từ các chuyên gia trước đó, tuy nhiên, phương pháp của chúng tôi tiết kiệm chi phí và tài nguyên tính toán. Điều này sẽ được xem xét để áp dụng cho bệnh nhân cụ thể trong tương lai.

Từ khóa: *SimVascular; svFSI; Cơ học tim; Lạm phát tâm thất; Tâm thất trái.*

ABSTRACT

This paper presents a numerical simulation method, recreating the ventricular contraction process specific to each patient, propose a numerical simulation method based on the open source SimVascular code to most accurately reproduce left ventricular activity. Because myocardial tissue has an extremely complex structure, contraction is not the same as that of the normal ileal system, which is regulated by myocardial fibers and the myocardial material is completely incompressible, this is a complex nonlinear elastic system. To accurately simulate this process, we used a rule-based algorithm to orient the myocardial fibers as well as the direction of myocardial contraction, then used the svFSI solver to simulate the contraction process. The passive emission of the left ventricle is idealized as a semi-elliptic solid. Our simulation results are completely consistent with the results evaluated by previous experts, however, our method saves costs and computational resources. This will be reviewed for patient-specific applications in the future.

Keywords: *SimVascular; svFSI; Cardiac mechanics; Inflation of a ventricle; Left ventricular.* 

1. GIỚI THIỆU

Theo dữ liệu năm 2019, bệnh tim là nguyên nhân gây tử vong hàng đầu ở người trên toàn thế giới, chiếm 16% tổng số ca tử vong [1]. Việc phát triển và sử dụng các mô hình cơ tim mạch dành riêng cho từng bệnh nhân cụ thể là một mục tiêu khả thi, với những tiến bộ trong mô hình hóa và mô phỏng như hiện nay [2-5]. Hiện nay, việc tích hợp các mô hình toán vào từng trường hợp lâm sàng của bệnh nhân cụ thể giúp hiểu các hiện tượng sinh lý và cung cấp hỗ trợ đưa ra chuẩn đoán chính xác cũng như các quyết định đúng đắn cho các bác sĩ đã trở nên thường xuyên hơn trong thời gian gần đây [5-7]. Các mô hình này phải đủ chính xác và thao tác thực hiện nhanh chóng, đưa ra phản hồi kịp thời cho những chuẩn đoán lâm sàng và theo dõi kết quả điều trị.

Đối với những bệnh phức tạp và có độ khó cao khi phẫu thuật như việc cắt bỏ dự phòng ở bệnh nhân nhồi máu cơ tim, tỉ lệ thành công chỉ khoảng 50-80% [8] thì việc có một mô hình cơ học tâm thất trái mô tả quá trình giãn nở tâm thất là điều vô cùng cần thiết cho các bác sĩ phẫu thuật để đưa ra được phương pháp khác nhau cho từng trường hợp cụ thể. Mô hình tim cụ thể của từng bệnh nhân cung cấp dữ liệu quá trình giãn nở của cơ tâm thất trái trong từng trường hợp với các điều kiện và phương pháp điều trị khác nhau, từ đó đưa ra một kết luận về việc nên sử dụng phương pháp nào để đưa ra khả năng thành công là cao nhất [9, 10].

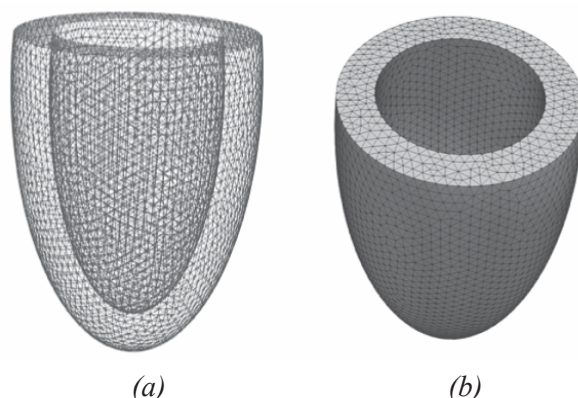
Trong nghiên cứu này, chúng tôi đã sử dụng vật liệu đàn hồi phi tuyến và sử dụng mô tả dị hướng dựa trên hướng sợi cơ tim và hướng pháp tuyến của tấm sợi cơ hình thành nên mô cơ [11]. Khác với các vật liệu siêu đàn hồi thông thường, mô cơ tim không chỉ cân bằng thụ động các lực bên ngoài mà còn chịu biến dạng

chủ động mà không cần tải trọng bên ngoài. Chúng tôi giải quyết động lực học đàn hồi phi tuyến bằng cách sử dụng một công thức hỗn hợp, trong đó vận tốc và áp suất của cấu trúc là các bậc tự do chưa biết dựa trên các phương trình Euler-Lagrange cơ bản.

Việc tạo định hướng sợi cũng là một thách thức lớn khi không thực hiện giải phẫu trái tim cụ thể, tuy nhiên trong bài báo này, chúng tôi sử dụng MRI tensor khuyết tán (DT-MRI) để hình dung cấu trúc sợi. Chúng tôi gán định hướng sợi và hướng pháp tuyến của tấm cho từng phần tử và sử dụng mô hình phần tử hữu hạn để mô tả quá trình giãn nở này.

2. MÔ HÌNH HÌNH HỌC

Chúng tôi sử dụng hai nửa hình elipsoid để mô tả tâm thất trái với kích thước chiều dài khoảng 10cm. Mô hình lưới thể tích của chúng tôi gồm 9385 điểm và 43072 phần tử tứ diện của lưới. Lưới bề mặt gồm 03 lưới, bề mặt base gồm có 346 điểm và 564 phần tử tam giác, bề mặt nội tâm mạc gồm có 1550 điểm và 3046 phần tử tam giác, bề mặt ngoại tâm mạc gồm có 2585 điểm và 5092 phần tử tam giác. Hình ảnh chi tiết của lưới được thể hiện trong hình 1.

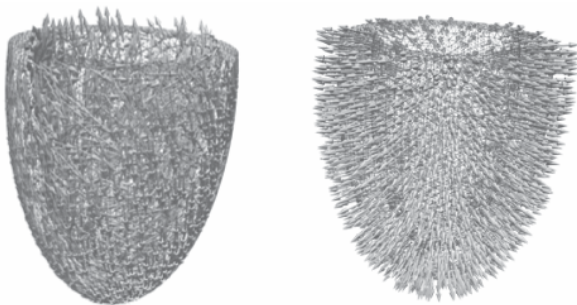


Hình 1. Lưới đầy đủ cho tâm thất trái: (a) Lưới thể tích tâm thất trái, (b) Lưới bề mặt tâm thất trái

3. MÔ HÌNH TOÁN HỌC

3.1. Tạo hướng sợi cơ tim

Sau khi tạo xong phần tử hữu hạn, chúng ta tạo các vector hướng sợi, hướng bình thường của tấm, đây cũng sẽ là hai chiều quan trọng điều khiển hướng co giãn của tim. Chúng tôi sử dụng thuật toán dựa trên quy tắc Laplace-Dirichlet (LDRB) để gán hướng sợi cơ tim cho các mô hình tim tính toán [12]. Chúng tôi lấy góc hướng sợi tại bề mặt nội tâm mạc là -80° và tại bề mặt nội tâm mạc là 80° , các góc đại diện hướng tấm chúng tôi lấy bằng 0, tức là các vector hướng tấm luôn vuông góc với bề mặt tại đó. Mỗi phần tử tương ứng với 1 hệ tọa độ vector như thế, các số liệu này trong thực tế có thể thu thập từ dữ liệu chụp cộng hưởng từ tensor khuyết tán. Hình 2 biểu diễn cụ thể các vector mà chúng tôi tạo ra.

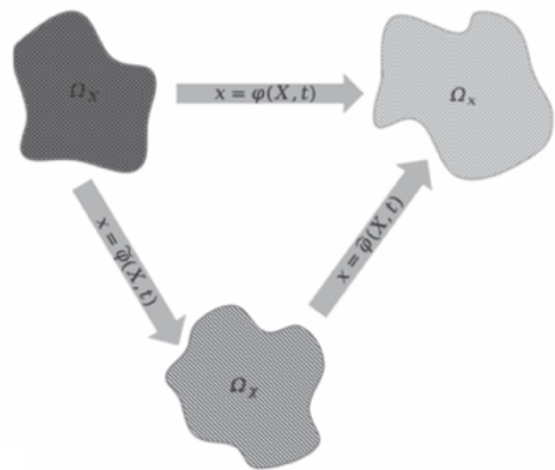


Hình 2. Vector quy định hướng sợi và hướng pháp tuyến của tấm ứng với các phần tử riêng biệt: (a) Vector quy định hướng sợi, (b) Vector quy định hướng tấm

3.2. Động học và động lực học đàn hồi phi tuyến

Trong chu kỳ tim, tim trải qua những biến dạng đáng kể, bao gồm các chuyển động kéo dài, xoắn và co giãn. Những biến dạng này rất phức tạp và không thể mô tả chính xác bằng lý thuyết đàn hồi tuyến tính, giả định các biến dạng nhỏ và mối quan hệ ứng suất-biến dạng

tuyến tính. Chúng tôi sử dụng hệ thống công thức ALE (Arbitrary Lagrangian Euler) [13] để mô tả động lực học tâm thất bởi các cấu hình tham chiếu (ký hiệu là Ω_X), cấu hình vật liệu (cấu hình lagrange và ký hiệu là Ω_χ) và cấu hình hiện tại (cấu hình Euler và ký hiệu là Ω_x). Chúng tôi thiết lập một khuôn khổ để định lượng và phân tích sự biến dạng của tim trong suốt chu kỳ tim. Cấu hình tham chiếu cung cấp đường cơ sở để từ đó chúng ta có thể đo lường những thay đổi về hình học và biến dạng theo thời gian. Mối quan hệ giữa các cấu hình có thể được thấy rõ hơn trong hình 3.



Hình 3. Minh họa mối quan hệ giữa cấu hình tham chiếu, cấu hình vật liệu, cấu hình hiện tại

Ánh xạ từ cấu hình tham chiếu đến cấu hình Lagrangian tại thời điểm t :

$$\tilde{\varphi}(\cdot, t) : \Omega_X \rightarrow \Omega_\chi = \tilde{\varphi}(\Omega_X, t), \forall t \geq 0$$

$$X \rightarrow \chi = \tilde{\varphi}(X, t), \forall X \in \Omega_X$$

Ánh xạ từ cấu hình Lagrangian đến cấu hình Eulerian tại thời điểm t :

$$\hat{\varphi}(\cdot, t) : \Omega_\chi \rightarrow \Omega_x = \hat{\varphi}(\Omega_\chi, t), \forall t \geq 0$$

$$\chi \rightarrow x = \hat{\varphi}(\chi, t), \forall \chi \in \Omega_\chi$$

Ánh xạ từ cấu hình tham chiếu đến cấu hình Eulerian tại thời điểm t :

$$\varphi(\cdot, t) : \Omega_X \rightarrow \Omega_x = \varphi(\Omega_X, t), \forall t \geq 0$$

$$X \rightarrow x = \widehat{\varphi}(X, t), \forall X \in \Omega_X$$

$$\text{So: } x(X, t) = X + u(X, t)$$

Các phương trình biểu diễn chuyển động của cơ tim ở thời gian t là:

$$\frac{du}{dt} - v = 0$$

$$\beta(p) \frac{dp}{dt} + \nabla_x \cdot v = 0$$

$$\rho(p) \frac{dv}{dt} - \nabla_x \cdot \sigma_{dev} + \nabla_x p - \rho(p) f_b = 0$$

Trong đó, u là trường vector dịch chuyển, σ_{dev} là ứng suất Cauchy lệch lạc, ρ là khối lượng riêng của mô cơ tâm thất trái, β là hệ số nén đẳng nhiệt.

$$\rho(p) = \left(\frac{dG_{vol}}{dp} \right)^{-1}$$

$$\beta(p) = \frac{1}{\rho} \frac{dp}{dp} = - \frac{\frac{\partial^2 G_{vol}}{\partial p^2}}{\frac{\partial G_{vol}}{\partial p}}$$

$$\sigma_{dev} = j^{-1} \bar{F}(\mathbb{P}; \bar{S}) \bar{F}^T$$

$$\bar{S} = 2 \frac{\partial G_{iso}^R}{\partial \bar{C}} = 2 \frac{\partial (p_0 G_{iso})}{\partial \bar{C}}$$

F là tensor gradient biến dạng và J là Jacobian của F , C là tensor biến dạng Cauchy-Green, G_{vol} và G_{iso} là năng lượng tự do Gibbs: $G(\bar{C}, p, T) = G_{iso}(\bar{C}, T) + G_{vol}(p, T)$.

Vật liệu cấu tạo cơ tim chúng tôi sử dụng ở đây tuân theo luật cấu thành Guccione, được giới thiệu bởi Guccione và cộng sự [14], là một mô hình được sử dụng rộng rãi để mô tả đặc tính cơ học của mô cơ tim. Mô hình này mô tả cơ tim là một vật liệu đẳng hướng ngang, siêu đàn hồi, không thể nén được, chiếm các

đặc tính dị hướng của nó dọc theo hướng sợi (f), hướng tâm (s), hướng bình thường của tâm, (n) quan hệ cấu thành được thể hiện bằng toán học thông qua các phương trình sau:

$$\Psi = \frac{1}{2} C_1 (e^Q - 1)$$

$$Q = b_f E_{ff}^2 + b_{ft} (2E_{fs}^2 + 2E_{fn}^2) + b_t (E_{ss}^2 + E_{sn}^2)$$

Trong đó, Ψ là mật độ năng lượng, b là các thông số biểu thị phản ứng cơ học của mô cơ tim trong mô theo các hướng khác nhau. Các chỉ số f, s, n của ten-xơ biến dạng Green-Lagrange biểu thị các hình chiếu của ten-xơ này tương ứng với các hướng sợi, tâm và pháp tuyến của tâm. Với các thông số vật liệu chúng tôi chọn là $C_1 = 2\text{kPa}$, $b_f = 8$, $b_t = 2$, $b_{ft} = 4$ điều kiện biên Dirichlet được áp dụng cho bề mặt cơ sở, được cố định theo mọi hướng. Sự giãn nở hoạt động của tâm thất được đưa ra bởi ứng suất Piola-Kirchoff thứ hai, không đối, đồng nhất theo hướng sợi là 60kPa :

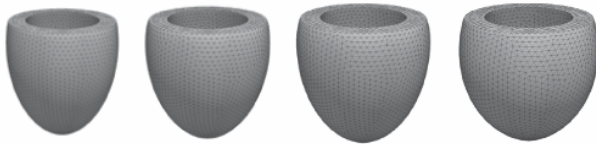
$$T = T_p + T_a f f^T$$

Trong đó: $T_a = 60\text{kPa}$; f là vector cột đơn vị theo hướng sợi; ứng suất thụ động $T_p = \frac{\partial W}{\partial E}$, trong đó $W(E)$ là hàm năng lượng biến dạng phi tuyến.

Điều kiện biên áp suất ở đây chúng tôi áp dụng là điều kiện biên Neumann tăng tuyến tính theo thời gian từ 0 đến 15kPa cho nội tâm mạc.

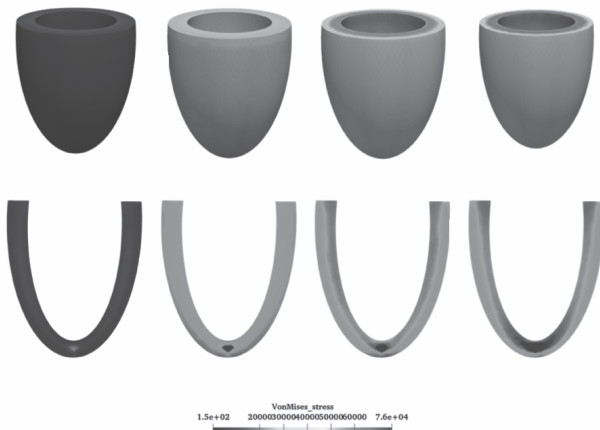
4. KẾT QUẢ

Hình 4 thể hiện quá trình giãn nở của tâm thất trái. Từ lúc cuối tâm thu cho đến cuối tâm trương, tim thực hiện giãn nở theo chiều giống hình xoắn ốc. Điều này hoàn toàn phù hợp với quy luật co giãn của cơ tim bình thường.



Hình 4. Hình ảnh tâm thất trái qua các giai đoạn khác nhau, lần lượt từ trái qua phải là từ cuối tâm thu đến cuối tâm trương.

Hình 5 thể hiện ứng suất thành cơ tâm thất trái, ứng suất lớn nhất tại cuối tâm trương và nhỏ nhất tại cuối tâm thu.



Hình 5. Hình ảnh tâm thất trái qua các giai đoạn khác nhau, lần lượt từ trái qua phải là từ cuối tâm thu đến cuối tâm trương.

5. KẾT LUẬN

Trong nghiên cứu này, chúng tôi đã phát triển một mô hình cơ học lý tưởng của tâm thất trái con người sử dụng cấu trúc phân phối sợi dựa trên quy tắc, và sử dụng mô hình này để mô phỏng cơ học quá trình giãn nở của tâm thất trái. Chúng tôi đã mô phỏng cơ tim như một vật liệu không đồng nhất, thành dày, phi tuyến và không nén được. Các mô hình dành riêng cho bệnh nhân là một cách tiếp cận tiên bộ và đầy hứa hẹn đối với y học tim mạch được cá nhân hóa. Các giá trị sau mô phỏng có thể được đánh giá thêm bằng cách kiểm tra khả năng dự đoán

sự thay đổi chức năng tim trong quá trình trị liệu và giúp tối ưu hóa phác đồ điều trị. ❖

Ngày nhận bài: **05/5/2024**

Ngày phản biện: **13/6/2024**

Tài liệu tham khảo:

- [1]. World Health Organization, *The top 10 causes of death*, <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
- [2]. N. Trayanova, *Whole heart modeling*, *Circulation Research* 108 (1) (2011) 113-128.
- [3]. Aguado-Sierra, A. Krishnamurthy, C. Villongco, J. Chuang, E. Howard, M. Gonzales, J. Omens, D. Krummen, S. Narayan, R. Kerckhoffs, et al, *Patient-specific modeling of dyssynchronous heart failure: a case study*, *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 2011.
- [4]. A. Niederer, G. Plank, P. Chinchapatnam, M. Ginks, P. Lamata, K.S. Rhode, C.A. Rinaldi, R. Razavi, N.P. Smith, *Length-dependent tension in the failing heart and the efficacy of cardiac resynchronization therapy*, *Cardiovascular Research* 89 (2) (2011) 336-343.
- [5]. Nguyen, T.D., Do, C.N., Pham, T.H., Pham, V.S. (2024). *Hemodynamics in Coronary Arteries: using Open-Source Software-Simvascular to Investigate the Hemodynamics in Coronary Arteries of the Patient-Specific Modeling*. *Vietnam Journal of Science and Technology* 62 (3) (2024) doi:10.15625/2525-2518/18503.
- [6]. Krishnamurthy A, Villongco CT, Chuang J, Frank LR, Nigam V, Belezouli E, Stark P, Krummen DE, Narayan S, Omens JH, McCulloch AD, Kerckhoffs RC (2013), *Patient-specific cardiac biomechanical modeling*. *J Comput Phys* 244:4-21. <https://doi.org/10.1016/j.jcp.2012.09.015>.
- [7]. PValverde I, Gomez G, Gonzalez A, Suarez-Mejias C, Adsuar A, Coserria JF, Uribe S, Gomez-Cia T, Hosseinpour AR (2015), *Patient-specific three-dimensional cardiac model for surgical planning in Nikaidoh procedure*. *Young Cardiol* 25(4):698-704. 🖱️

- <https://doi.org/10.1017/S1047951114000742>.
- [8]. Yokokawa M, Desjardins B, Crawford T, Good E, Morady F, Bogun F (2013), *Reasons for recurrent ventricular tachycardia after catheter ablation of post-infarction ventricular tachycardia*. J Am Coll Cardiol 61(1):66–73. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2012.07.059>.
- [9]. De Lepper AGW, Buck CMA, Van't Veer M, Huberts W, Van de Vosse FN, Dekker LRC (2022), *From evidence-based medicine to digital twin technology for predicting ventricular tachycardia in ischaemic cardiomyopathy*. J R Soc Interface 19(194):20220317.
- [10]. Arevalo HJ, Vadakkumpadan F, Guallar E, Jebb A, Malamas P, Wu KC, Trayanova NA (2016), *Arrhythmia risk stratification of patients after myocardial infarction using personalized heart models*. Nat Commun 7(1):11437.
- [11]. Nash MP, Hunter PJ. *Computational mechanics of the heart*. Journal of Elasticity 2000; 61:113-141.
- [12]. Bayer, J. D., Blake, R. C., Plank, G., & Trayanova, N. A. (2012). A Novel Rule-Based Algorithm for Assigning Myocardial Fiber Orientation to Computational Heart Models. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(10), 2243–2254. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0593-5>.
- [13]. Liu, J., & Marsden, A. L. (2018). *A unified continuum and variational multiscale formulation for fluids, solids, and fluid–structure interaction*. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 337, 549–597. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2018.03.045>.