

Численный анализ деформации фиброзного кольца митрального клапана

Клышников К.Ю., Онищенко П.С., Коков А.Н., Евтушенко А.В., Овчаренко Е.А.
ФГБНУ "Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний", г. Кемерово, Россия

Klyshnikovk@gmail.com

Настоящая работа посвящена комплексной оценке биомеханики фиброзного кольца митрального клапана в ходе сердечного цикла. Основой для анализа стали клинические данные конечного пациента, полученные методом чреспищеводной эхокардиографии, с последующим выделением анатомии кольца клапана. Методы анализа включали количественную оценку векторов деформации в цикле «систола-диастола», а также компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния фиброзного кольца. В результате анализа показано, что фиброзное кольцо митрального клапана обладает, в целом, невыраженной подвижностью, реализуемой в уплощении формы – перепад высот для систолы составил 0.94 мм, а для диастолы 0.48 мм. В то время, как изменение основных диаметров составило 0.24 мм. Численное моделирование выявило неоднородное распределение напряженно-деформированного состояния, возникающее в фиброзном кольце митрального клапана в цикле «систола – диастола», зависящее от анатомической зоны. Так была показана значительная подвижность в области задней створки (P3), для которой средняя длина вектора перемещения составила 0.98 мм, а максимальное напряжение по Мизесу – 0.15 МПа. В целом, показано, что совокупность методов позволяет проводить анализ трехмерной формы фиброзного кольца и ее изменения в динамике, на основе клинических данных. При этом методы анализа позволяют получать как данные о перемещениях, так и силах, возникающих внутри фиброзного кольца при деформации. Данный алгоритм может быть использован для прогнозирования осложнений коррекции митральных регургитаций.

Ключевые слова: митральный клапан, численное моделирование, регургитация, фиброзное кольцо, векторы перемещения.

Numerical analysis of the deformation of the mitral valve fibrous ring

Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.Yu., Onishchenko P.S., Kokov A.N., Evtushenko A.V.

Federal State Budgetary Scientific Institution Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, Russia

This study reports comprehensive assessment of the mobility of the fibrous ring of the mitral valve during the cardiac cycle. The basis for the analysis was the patient's clinical data obtained from transesophageal echocardiography, followed by labeling of the valve ring anatomy. The analysis methods included a quantitative assessment of the anatomy deformation vectors in the “systole-diastole cycle” and computer simulation of the stress-strain state of the fibrous ring. Results of the analysis show that the fibrous ring of the mitral valve has, in general, implicit mobility, realized in the flattening of its form – the height difference for systole was 0.94 mm, and for diastole 0.48 mm. While the change in basic diameters was 0.24 mm. Numerical modeling revealed an inhomogeneous distribution of the stress-strain state that occurs in the fibrous ring of the mitral valve in the “systole-diastole cycle”, depending on the anatomical zone. Thus, significant mobility was shown in the posterior cusp (P3) area, for which the average length of the displacement vector was 0.98 mm and the maximum value of von Mises stress was 0.15 MPa. In general, it has been shown that the combination of methods allows to analyze the three-dimensional shape of the fibrous ring and its changes in dynamics, based on clinical data. At the same time, the analysis methods allow obtaining data both on displacements and forces arising inside the fibrous ring during deformation. This algorithm can be used to predict complications of correction of mitral regurgitation.

Key words: mitral valve, numerical simulation, regurgitation, fibrous ring, displacement vectors.

1. Введение

Заболевания митрального клапана сердца являются вторым по распространенности типом клапанных пороков и охватывают до 3 % населения развитых стран [1]. Среди всех вмешательств данной позиции, особую роль играют реконструктивные операции, направленные на восстановление запирающей функции створчатого аппарата за счет, как коррекции геометрии фиброзного кольца, так и подклапанного аппарата [2]. Такие вмешательства проводят с использованием специфических медицинских изделий – протезов-колец для аннулопластики, которые корректируют геометрию, но не замещают ткани реципиента. Тем не менее, несмотря на успешные результаты использования колец для аннулопластики, у 5–30 % пациентов возникает повторное нарушение функции данного клапана [3] вследствие развития паравальвулярной фистулы (отрыва протеза от зоны имплантации) [4], что, предположительно, является следствием нефизиологичной формы и ригидности самих колец для аннулопластики [5]. Исходная нормальная анатомия фиброзного кольца митрального клапана подвижна и претерпевает свои изменения в цикле «систола–диастола» в ответ на нагрузку. Однако имеющиеся рутинные методы оценки данной

подвижности ограничены линейными измерениями только трех размеров: длинника, поперечника и высоты в то время, как современные методы функциональной диагностики (эхокардиография) позволяют получать и обрабатывать полноценные трехмерные данные анатомии клапана. В связи с чем, данная работа посвящена получению, анализу и численному воспроизведению подвижности фиброзного кольца митрального клапана на основе пациент-специфических клинических данных.

2. Материал и методы

2.1. Клинические данные

Входными данными для исследования стали результаты функционального исследования пациента Д. 64-х лет, которому было выполнено чреспищеводная эхокардиография на установке экспертного уровня iE33 (Philips, USA) с использованием датчика X7-2t (2–7 МГц). Трехмерное изображение анатомии было получено в режиме «3D Zoom» для одного цикла работы сердца с частотой 5–18 кадров. Затем вручную оператор-эксперт выделял линию фиброзного кольца в плоскостных проекциях в виде ключевых точек (рис. 1,А) и проводил реконструкцию трехмерной геометрии (рис. 1,Б).

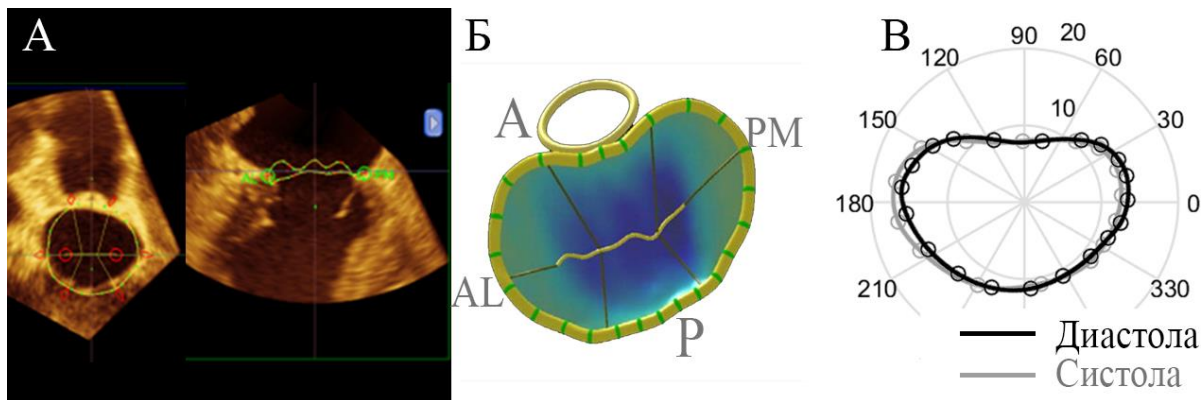


Рис. 1. Материал и методы текущего исследования: **А** – выделение линии фиброзного кольца митрального клапана; **Б** – трехмерная визуализация модели фиброзного кольца; **В** – совмещение моделей фиброзного кольца для двух фаз сердечного цикла.

2.2. Обработка данных

На основании точек, описывающих геометрию МК, полученных в среде QLAB, с использованием in-house алгоритма в MATLAB R2015a (MathWorks, Массачусетс, США) [6] были построены две полиномиальные модели, аппроксимирующие анатомию фиброзного кольца для двух фаз сердечного сокращения – систолы и диастолы (рис. 1,В). Полученные аппроксимации позволили получить векторы деформации, определяющие переход из геометрии одной фазы в другую. Полученная таким образом анатомия, а также

описанные векторы импортировали в среду инженерного анализа Abaqus/CAE (Dassault Systemes, Франция), в которой воспроизводили численный эксперимент деформации фиброзного кольца методом конечных элементов. При моделировании оценивали напряженно-деформированное состояние данной геометрической трансформации «систола – диастола».

3. Результаты

3.1. Анализ геометрических характеристик

В ходе анализа на основе количественной оценки векторов перемещения и изменения геометрии показано, что фиброзное кольцо подвергается наибольшим трансформациям в проекции оси Z , характеризующей рельеф анатомии по высоте. При переходе в фазу диастолы кольцо уплощается – перепад высот для систолы ставил 0.94 мм, а для диастолы только 0.48 мм. При этом изменения в проекции XY , представленные в цилиндрических координатах, не были значительными, что наглядно продемонстрировано качественно (рис. 1,В). Анализ векторов деформации (рис. 2,В) геометрии продемонстрировал неоднородность распределения изменения анатомии. Согласно стандартной эхокардиографической сегментации фиброзного кольца: A1, A2, A3 передней и P1, P2, P3 задней створок (рис. 2,А) была показана значительная подвижность в области P3, для которой средняя длина вектора перемещения составила 0.98 мм в цилиндрической системе координат (проекция XY).

Наименьшие значения (0.21 и -0.19 мм) были определены для близлежащих областей P2 и A2, соответственно (рис. 2,Б). Для проекции Z – высот фиброзного кольца изменения по зонам, в целом, были незначительными – до 0.25 мм по модулю (рис. 2,Б).

3.2. Компьютерное моделирование

Численный анализ продемонстрировал значительный рост напряжения по Мизесу для зоны P3 фиброзного кольца (рис. 2,Г), обусловленный описанной повышенной подвижностью геометрии в данной области. Однако, количественно, даже наибольшие значения напряжения не превосходили пороговых для биологических материалов, т. е. потенциально не связаны с рисками нарушения целостности кольца. Так, количественно, показатель напряжения в самом критическом случае составил 0.15 МПа, для менее нагруженных областей – 0.05–0.10 МПа, при пороговых значениях σ , описанных в литературе – 0.26 ± 0.08 МПа [7].

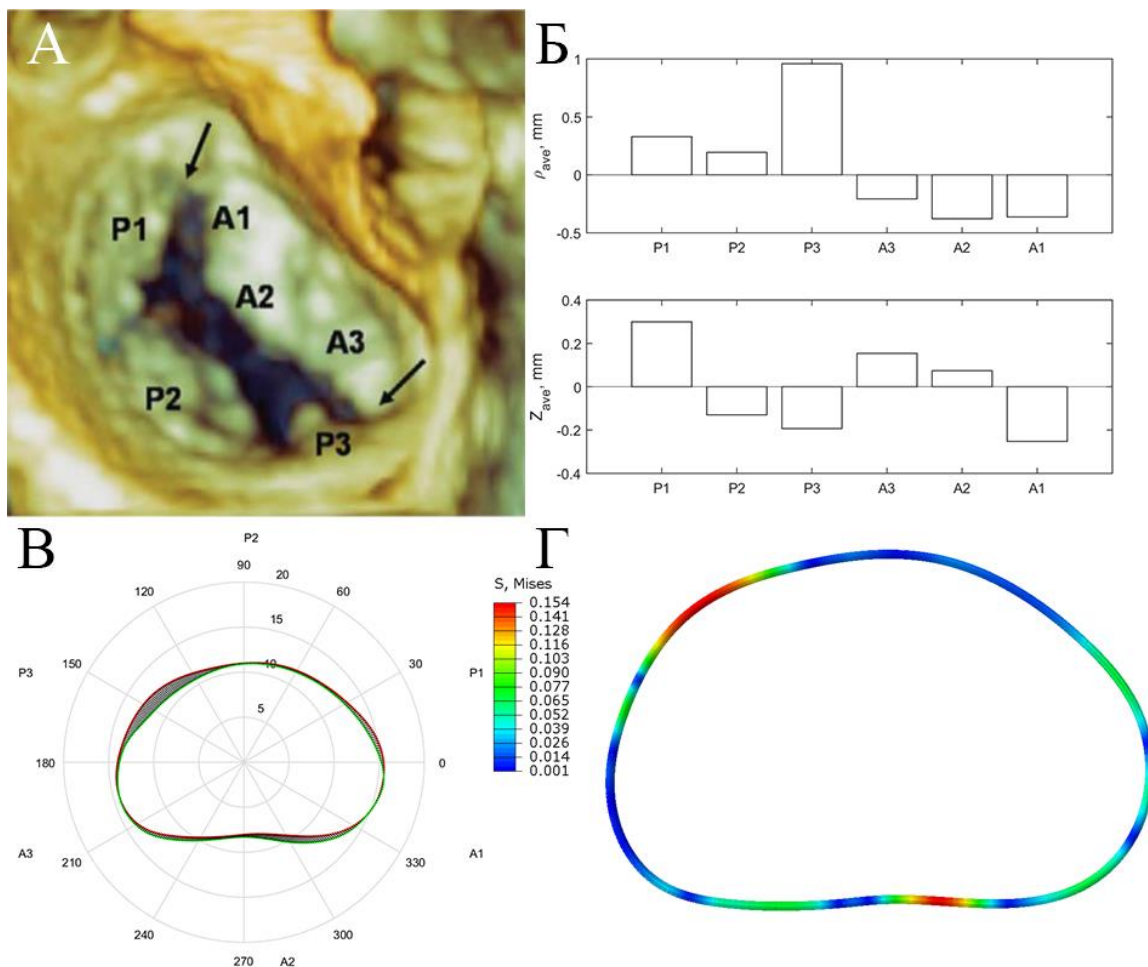


Рис. 2. Результаты анализа моделей фиброзного кольца и численного моделирования: А – визуализация зон митрального клапана; Б – амплитуда радиальных перемещений фиброзного кольца относительно зон; В – визуализация векторов перемещения фиброзного кольца между фазами сердечного цикла; Г – эпюра напряженного состояния (напряжение по Мизесу) при придании векторов перемещения.

4. Заключение

Приведенный в настоящем исследовании алгоритм в виде последовательного анализа и реконструкции анатомии фиброзного кольца митрального клапана на основе клинических данных с последующим численным моделированием геометрических деформаций анатомии клапана продемонстрировал свою состоятельность на примере клинических данных конечного пациента.

5. Благодарности

Исследование выполнено за счет гранта «Метод персонализированной реконструкции фиброзного кольца клапана сердца при ишемической митральной регургитации (внутренний номер МК-1891.2020.7)» Совета по грантам Президента Российской Федерации № 075-15-2020-067.

6. Список литературы

1. Delling F.N., Vasan R.S. Epidemiology and pathophysiology of mitral valve prolapse: new insights into disease progression, genetics, and molecular basis. *Circulation*. 2014. V. 129. № 21. P. 2158–2170. doi: [10.1161/CIRCULATIONAHA.113.006702](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.113.006702).
2. Adams D.H., Anyanwu A.C., Sugeng L., Lang R.M. Degenerative mitral valve regurgitation: surgical echocardiography. *Curr. Cardiol. Rep.* 2008. V. 10. № 3. P. 226–232. doi: [10.1007/s11886-008-0038-9](https://doi.org/10.1007/s11886-008-0038-9).
3. Tahta S.A., Oury J.H., Maxwell J.M., Hiro S.P., Duran C.M.G. Outcome after mitral valve repair for functional ischemic mitral regurgitation. *J. Heart Valve Dis.* 2002. V. 11. № 1. P. 11–19.
4. Tsang W., Wu G., Rozenberg D., Mosko J., Leong-Poi H. Early mitral annuloplasty ring dehiscence with migration to the descending aorta. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2009. V. 54. № 17. P. 1629. doi: [10.1016/j.jacc.2009.03.090](https://doi.org/10.1016/j.jacc.2009.03.090).
5. Bothe W., Rausch M.K., Kvitting J.-P.E., Echtner D.K., Walther M., Ingels Jr N.B., Kuhl E., Miller D.C. How do annuloplasty rings affect mitral annular strains in the normal beating ovine heart? *Circulation*. 2012. V. 126. P. S231-S238. doi: [10.1161/CIRCULATIONAHA.111.084046](https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.111.084046).
6. Dolgov V.Y., Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.Y., Sizova I.N., Kudryavtseva Y.A., Barbarash L.S. Automated method to analyze geometry and topology of mitral valve fibrous ring. *Sovrem. Tehnol. v Med.* 2016. V. 8. P. 22–29. doi: [10.17691/stm2016.8.2.03](https://doi.org/10.17691/stm2016.8.2.03).
7. Gunning G.M., Murphy B.P. Determination of the tensile mechanical properties of the segmented mitral valve annulus. *J. Biomech.* 2014. V. 47. P. 334–340. doi: [10.1016/j.jbiomech.2013.11.035](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.035).