

Н. Н. ЗАВАЛИШИН, В. А. ПРЕЛАТОВ

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ МЕХАНИКИ МИТРАЛЬНОГО
КЛАПАНА В ЦЕЛЯХ ЕГО ПРОТЕЗИРОВАНИЯ И
АННУЛОПЛАСТИКИ

Функция митрального клапана зависит от координированного взаимодействия шести основных анатомо-функциональных компонентов: стенка левого предсердия, фиброзное кольцо, створки, хорды, папиллярные мышцы и стенка левого желудочка [4, 5].

Наиболее распространенное в медицинской литературе описание работы митрального клапана следующее. В систолу левого желудочка вертикальные силы, создаваемые сокращением папиллярных мышц, приводят створки в положение противостояния. С возрастанием внутрижелудочкового давления края створок смыкаются предсердными поверхностями и взаимно поддерживают друг друга. Остальная часть створок выбухает в полость левого предсердия. С ростом давления постепенно увеличивается поверхность контакта створок от края к основанию в результате сжатия по окружности фиброзного кольца и действия сокращающихся папиллярных мышц. Уменьшение вертикальной оси во время изгнания крови сопровождается сокращением папиллярных мышц и прилегающих участков стенки левого желудочка [6].

Исследования гидромеханики митрального клапана и всего «левого сердца» позволили расширить представления о его работе [7—9]. Его гидромеханику можно описать по схеме, показанной на рис. 1 (схема составлена из обобщения литературных данных). Нормальная функция митрального клапана, по этой схеме, оказывается тесно связанной с формой и состоянием левого желудочка, с образованием и распределением потоков в нем. В то же время эта схема работы митрального клапана не позволяет определить форму и кинематику перемещений элементов клапана. Последнее необходимо для разработки конструкций и устройств, максимально приближенных по своим функциональным свойствам к естественному клапану. Примером такого элемента и его протезных устройств является фиброзное кольцо. Созданы многочисленные по форме и жесткости протезные кольца для аннулопластики митрального клапана. Однако целесообразность их геометрической формы и жесткости не определена.

Мы предлагаем следующую расчетную схему «левого сердца» (рис. 2). Рассмотрим «левое сердце» как конструкцию, состоящую из оболочек—предсердия и желудочка, состыкованных на жестком стержневом элементе—фиброзном кольце, и составим уравнения равновесия каждого элемента. Для предсердия и желудочка примем, что они являются гладкими безмоментными оболочками (рис. 2а). Уравнения равновесия для них будут [1]:

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \alpha} (T_1 B) + \frac{1}{A} \frac{\partial}{\partial \beta} (S A^2) - \frac{\partial B}{\partial \alpha} T_2 + A B q_1 &= 0 \\ \frac{\partial}{\partial \beta} (T_2 B) + \frac{1}{B} \frac{\partial}{\partial \alpha} (S B^2) - \frac{\partial A}{\partial \beta} T_1 + A B q_2 &= 0 \\ -\frac{T_1}{R_1} - \frac{T_2}{R_2} + q_3 &= 0 \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

где α, β — криволинейные координаты точки на поверхности; A, B — параметры Ламе; $\frac{1}{R_1}, \frac{1}{R_2}$ — главные кривизны поверхности; S, T_1, T_2 — сдвигающие и нормальные усилия в оболочке; q_1, q_2, q_3 — интенсивность внешней нагрузки в направлениях меридиана, параллели и нормали к поверхности.

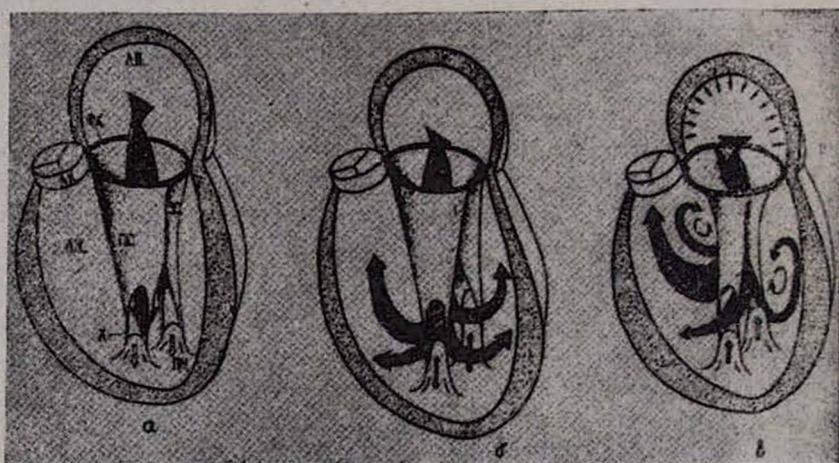


Рис. 1. Схематическое изображение потоков крови через митральный клапан и в левом желудочке в диастолу: а) начало диастолы. Мощный центральный поток через воронку, образованную створками клапана. Створки вытянуты по ходу кровотока; б) удар потока в стенку желудочка. Растяжение желудочка, папиллярных мышц, натяжение хорд и створок, образование вихревого движения крови за створками; в) второе усиление ускорения потока вследствие сокращения предсердия. Дробление первичных вихрей, более равномерное заполнение желудочка, образование вторичных вихрей, сближение и первоначальное смыкание створок. (ЛП — левое предсердие, ФК — фиброзное кольцо митрального клапана, ПС — передняя створка, ЗС — задняя створка, АК — аортальный клапан, ЛЖ — левый желудочек, Х — хорды, ПМ — папиллярные мышцы).

Створку рассмотрим в открытом и закрытом положении. В открытом положении створку растягивает сила, передаваемая хордами от папиллярных мышц. (Вообще говоря, величина этого усилия неопределена, но она может быть подобрана итерационно из условия осевого равновесия фиброзного кольца). Равновесие открытой створки в проекции на вертикаль запишем, используя обозначения рис. 2 б:

$$\int_s T_1^{(c)}(s) \cos \gamma(s) ds = P^{pm}, \quad (2)$$

где $T_1^{(c)}(s)$ — интенсивность усилия в сечении нормальном к меридиану; P^{pm} — сила, развиваемая папиллярной мышцей; $\gamma = \gamma(s)$ — угол между меридианом створки и вертикалью; S — текущая координата.

В закрытом положении уравнение равновесия створки будет (рис. 2 в):

$$\frac{T_1^c}{R_1} + \frac{T_2^c}{R_2} = P, \quad (3)$$

где $\frac{1}{R_1}, \frac{1}{R_2}$ — главные кривизны створок; $T_2^c = T_2^c(s)$ — интенсивность усилия в сечении нормальном к параллели.

Для закрытой створки сумма проекций на вертикаль равна:

$$P^{pm} + \oint_s T_1^c(s) \cdot \cos \gamma(s) ds = (P_{лж} - P_{лп}) \iint_F dF, \quad (4)$$

где $P_{лж}, P_{лп}$ — давление в левом желудочке и левом предсердии; dF — элементарная площадь; F, S — площадь и криволинейная координата фиброзного кольца.

Сумма проекций сил на горизонталь равна:

$$\oint_s T_1^c(s) \sin \gamma(s) ds = 0 \quad (5)$$

При закрытом митральном клапане силы, развиваемые папиллярными мышцами, можно определить из равновесия стенки левого желудочка, с одной стороны, и равновесия фиброзного кольца в вертикальном направлении — с другой (рис. 2 г). Для составления уравнений равновесия фиброзного кольца примем, что оно не воспринимает изгибающий момент в плоскости, перпендикулярной плоскости кольца. С учетом краевого эффекта в оболочках запишем уравнения для фиброзного кольца (рис. 2 д):

$$\left. \begin{aligned} M_1^{лп} &= M_1^{лж} \\ T_1^{лп} \cdot \cos \alpha - T_1^{лж} \cdot \cos \beta - T_1^c \cos \gamma &= 0 \\ \oint_s (s^{лж} + s^{лп}) ds &= 0 \\ X_{лп} + X_{лж} + T_1^c \sin \gamma - T_1^{лп} \sin \alpha - T_1^{лж} \sin \beta &= 0 \end{aligned} \right\}, \quad (6)$$

где $T_1^c, T_1^{лж}$ и $T_1^{лп}$ — интенсивность усилий соответственно в створке, желудочке и предсердии; $\alpha(s), \beta(s), \gamma$ — углы между меридианами и вертикалью для предсердия, желудочка и створки; $s^{лж}, s^{лп}$ — сдвигающие усилия, передаваемые с предсердия и желудочка; $M_1^{лп}, M_1^{лж}$ — интенсивности изгибающих моментов в сечениях, нормальных к меридианам предсердия и желудочка соответственно; $X_{лп}, X_{лж}$ — неизвестные распорные силы.

- Граничными условиями для решения уравнений равновесия будут:
1. В полюсе желудочка действует сосредоточенная сила от папиллярной мышцы $R_{пм}$;
 2. В полюсах желудочка и предсердия перемещения ограничены, т. е.

$$u, v, w|_{\alpha=\beta=0} \neq \infty$$

3. На фиброзном кольце выполняется следующее условие совместности радиальных перемещений и углов поворота:

$$\left. \begin{aligned} u_{лж} &= u_{лп} = u_{фк} \\ V_{лж} &= V_{лп} \end{aligned} \right\}$$

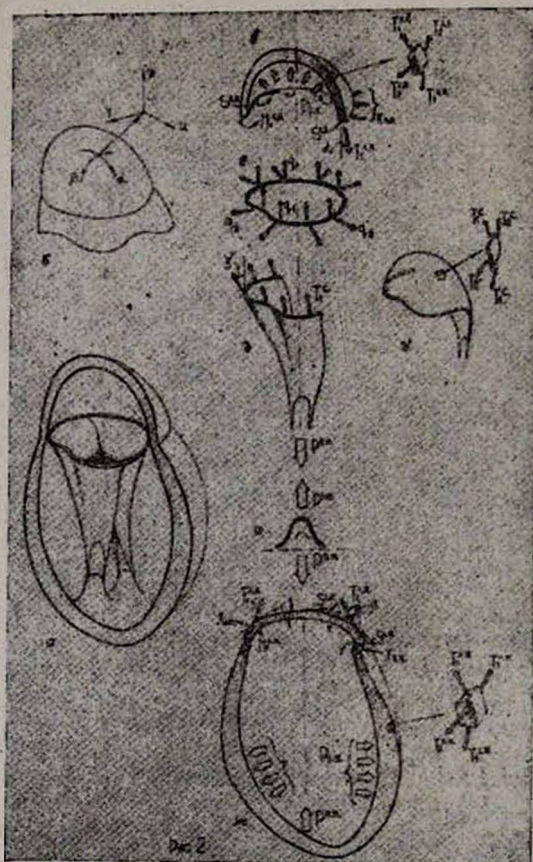


Рис. 2. Расчетная схема для определения условий статического равновесия элементов «левого сердца»: а) схематическое изображение «левого сердца» в разрезе; б) координатные α и β линии на поверхности оболочек и направление главных перемещений V, W, U .

Из приведенных уравнений видно, что система является вполне разрешимой, если экспериментально известны механические свойства и геометрия оболочек и фиброзного кольца, соответствующие действующим нагрузкам. Однако эти сведения практически отсутствуют в литературе.

В данной работе приведены результаты предварительной оценки механического поведения и свойств фиброзного кольца митрального клапана.

Исследование проведено на 12 трупных сердцах, взятых у погибших от механической травмы и не имевших патологии. Определяли следующие параметры: периметр фиброзного кольца, длину прикрепления передней и задней створок, поперечный размер створок, протяженность зон комиссур, количество папиллярных мышц и хорд. Для изучения формы и перемещений фиброзного кольца левые отделы сердца заполняли жидким парафином под давлением, имитируя либо систолу, либо диастолу. Далее отпрепаровывали кольцо так, чтобы толщина и ширина образца по периметру были примерно постоянными. Механические испытания различных зон фиброзного кольца проводили при растяжении этих образцов на универсальной испытательной машине «Instron-1122». Возраст лиц, чьи сердца подвергались исследованию, был от 28 до 50 лет, среди них 5—женского пола, остальные—мужского. Кроме того исследовали конфигурацию и перемещения «эластичных» протезных колец с рентгеноконтрастной нитью, вшитых в основание митрального клапана при кинорентгенографических обследованиях больных.

В результате механических испытаний получено, что диаграммы деформирования фиброзного кольца условно можно разделить на три участка: 1—прямолинейный участок, характеризующийся значительными деформациями при невысоких напряжениях, 2—криволинейный участок, означающий переход к деформированию собственно фиброзной ткани кольца, и 3—прямолинейный участок, определяемый в основном свойствами фиброзной ткани кольца. Основные механические характеристики комиссуральных зон и зон прикрепления створок: жесткость на растяжение (EF_1) на первом участке деформирования и деформация, соответствующая концу первого участка (ε_1); значение секущей жесткости (EF_2) и деформация, конца криволинейного участка (ε_2); жесткость (EF_3) на втором прямолинейном участке; значение разрушающей нагрузки P_{max} и соответствующей деформации ε_{max} .

Жесткость всех зон кольца в десятки раз возрастает при деформировании на втором прямолинейном участке по сравнению с жесткостью на первом участке. Это, в свою очередь, позволяет предположить, что физиологические деформации находятся в диапазоне до ε_2 . Из литературы известно, что физиологические изменения площади митрального отверстия от систолы к диастоле в среднем определяются соотношением [10] $S^*/S_c = 1,32-1,4$, где S^* и S_c —диастолическая и систолическая площади митрального отверстия. Предполагая кольцо круглым, получим примерную оценку деформации растяжения митрального кольца за сердечный цикл—12—18%. Эти значения находятся между ε_1 и ε_2 , т. е. на криволинейном участке деформирования. Таким образом, можно считать, что возрастающая жесткость фиброзного кольца митрального клапана является ограничителем изменений размеров клапанного отверстия за сердечный цикл.

Жесткостные и деформативные свойства зон прикрепления створок близки между собой. Достаточно близки по своим механическим характеристикам и комиссуральные зоны. При этом зоны прикрепления створок имеют значительно меньшие жесткости на всех участках деформирования, а деформации, соответствующие переходному состоянию, примерно в 1,5—2 раза больше, чем для комиссуральных зон.

Из результатов испытаний следует, что изменение размеров митрального отверстия должно происходить за счет преимущественного растяжения зон прикрепления створок и эти изменения должны быть по крайней мере, симметричными относительно комиссур. Однако исследование деформаций различных участков фиброзного кольца на парафиновых слепках показало, что зона приклепления передней створки деформируется неравномерно и значительно меньше, чем задней. Форма кольца как в «систоле», так и в «диастоле» — овальная (или буква D — латинская). Аналогичная форма подтверждается визуально при интраоперационном обследовании на остановленном сердце. В таком случае причиной несимметрии формы и деформирования фиброзного кольца могут быть следующие факторы: несимметрия действующих нагрузок и/или его несимметричное закрепление.

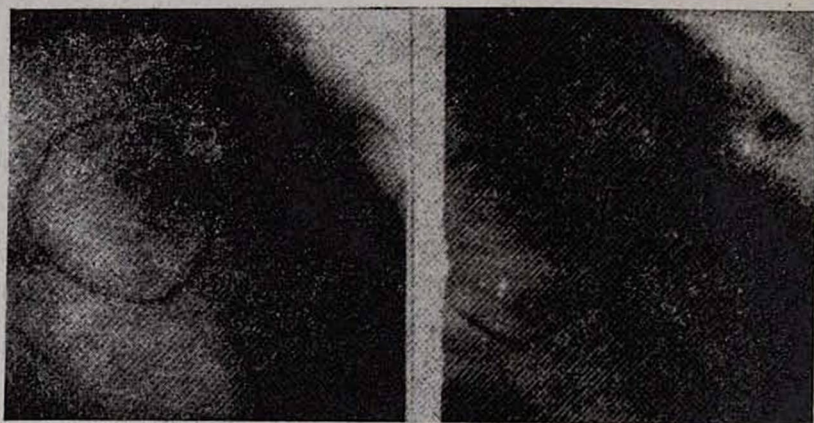


Рис. 3. Кинорентгенограммы опорного эластичного кольца у больного после операции аннулопластики митрального клапана.

Рентгеновское обследование больных с имплантированным нерастяжимым, но не воспринимающим нагрузку на сжатие, рентгеноконтрастным кольцом дало следующие результаты. «Эластичное» опорное кольцо, несмотря на придаваемую ему при подшивании овальную форму, в работающем сердце принимало почти круглую форму и практически не изменяло ее в течение сердечного цикла (рис. 3). Из этих результатов можно сделать два вывода: 1) нагрузка, действующая на фиброзное кольцо с подшитым «эластичным», близка к осесимметричной и является растягивающей в течение всего цикла и 2) на фиброзном

кольце в живом сердце не возникает активных сжимающих усилий, стремящихся уменьшить отверстие, им ограниченное.

Следовательно, причиной несимметрии формы кольца на остановленном или мертвом сердце является его неравномерное закрепление в фиброзном скелете сердца. Из анатомии митрального клапана известно, что большая часть кольца в зоне прикрепления передней створки соединена коллагеновыми тяжами с фиброзным кольцом корня аорты [11]. Испытания механических свойств элементов клапанно-аортального комплекса показали, что аортальное кольцо во много раз более жесткое и более жестко закреплено в миокарде и фиброзном скелете, чем митральное [2, 3]. Таким образом, под воздействием осесимметрично распределенной радиальной нагрузки, участок митрального кольца, соединенный тяжами с аортальным кольцом, растягивается незначительно (соизмеримо с растяжением аортального кольца). Тем самым увеличивается несимметрия формы митрального кольца, исходно обусловленная размещением в близком к осесимметричному сечению левого желудочка двух фиброзных колец с существенно различной жесткостью. Функционально ухудшение гемодинамических свойств митрального клапана из-за его овального отверстия не происходит, т. к. это компенсируется значительным увеличением эффективной площади проходного отверстия в диастолу. Увеличение обеспечивается растяжением фиброзного кольца под действием сил в стенках предсердия и желудочка в эту фазу сердечного цикла, причем преимущественно за счет растяжения зоны прикрепления передней створки.

Таким образом, можно сделать вывод, что любая конструкция протеза или опорного кольца для аннулопластики будет физиологичной лишь в том случае, если обеспечит изменение размеров отверстия за счет своего существенного растяжения. Причем исходная форма опорного кольца не обязательно должна быть овальной. Достаточно того, чтобы его деформации совпадали с деформациями нормального фиброзного кольца, т. е. при соответствующем распределении жесткости по периметру.

Московское высшее техническое училище
им. Н. Э. Баумана, ВНИЦ АМЯ ССР

Поступила 5/IV 1984г.

Ե. Ե. ԶԱՎԱԴՅԱՆ, Վ. Ա. ՊՐԵՍՆՈՎ

ԵՐԿՓԵՂԿ ՓԱԿԱՆԻ ՀՈՒՆԿՑԻՈՆԱԼ ՄԵԽԱՆԻԿԱՅԻ ԳԵԱԶԱՏԱԿԱՆԸ ՆՐԱ
ՊՐՈԹԵԶԱՎՈՐՄԱՆԵԿ ԱՆՈՒԼՈՂԱՍՏԻԿԱՅԻՆ ՆՊԱՏԱԿՈՎ

Ա. մ. փ. n. փ. n. i. մ

Բերված են ֆիրմայի օղակի մեխանիկական հատկանիշների և բնույթի փորձարարական հետազոտությունների արդյունքները: Փորձարարական և վերլուծական հետազոտությունների հիման վրա տրված է միջրալ փականի անբավարարության ժամանակ նրա անուղղակի կայուն համար հենման օղերի կառուցվածքի գնահատականը:

Evaluation of the Functional Mechanics of the Mitral Valve for its Prosthetics and Annuloplasty

Summary

The results of experimental studies of mechanical properties and mechanical behaviour of the fibrous ring are brought in the paper. On the base of the analysis of experimental and analytical investigations the estimation of the constructions of rings for annuloplasty of the mitral valve in case of its insufficiency is given.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бидерман В. Л. Механика тонкостенных конструкций, М., 1977, 488.
2. Константинов Б. А., Сагалевич В. М., Завалишин Н. Н. и др. Механика композитных материалов, 1982, 1, 100—107.
3. Сагалевич В. М., Завалишин Н. Н., Дзёмешкевич С. Л., Ненюков А. К. Механика композитных материалов, 1985, 1, 114—123.
4. Perlof I. K., Kalmanson D., The Mitral Valve a Pluridisciplinary Approach., 1976, 33—40.
5. Ranganathan N., Lam S., Wigle E. D. et al. Circulation, 1970, 41, 3, 459—467.
6. Burch G. E., De Pasquale N. P., Phillips J. H. Am. Heart J., 1968, 75, 3, 399—415.
7. Bellhouse B. J., Phil M. A. D. The Mitral valve. A Pluridisciplinary Approach., 1976, 99—110.
8. Lee C. S. F., Talbot L. J. Fluid. Mech., 1979, 91, 41, 155—162.
9. Reul H., Tulukder M., Muller E. W. J. Biomech., 1981, 14, 5, 361—372.
10. Tzakiris A., Van Bernuth G., Rastell G. et al. Appl. Physiol., 1971, 30, 611.
11. Plessisk A., Marshand P. Torax, 1964, 19, 221—227.

УДК 362.147:616.1—089.844

А. А. МКРТЧЯН, А. З. КАРАПЕТЯН, М. Б. АЮНЦ, Т. Л. СУЛТАНЯН

РОЛЬ ДИСПАНСЕРИЗАЦИИ БОЛЬНЫХ ПОСЛЕ РЕКОНСТРУКТИВНЫХ ОПЕРАЦИЙ НА СОСУДАХ

Изучение отдаленных результатов реконструктивных операций является наиболее объективным методом исследования как эффективности лечения в целом, так и наиболее рационального выбора метода восстановительных операций.

Реконструктивные операции при тромбооблитерирующих заболеваниях восстанавливают кровообращение, тем самым улучшают метаболизм в мышцах конечностей. Вместе с этим основное заболевание (атеросклероз, неспецифический аорто-артериит, эндартериит) остается и имеет тенденцию к прогрессированию. Функция конечности в отдаленный период зависит не только от непосредственного исхода операции, но также от течения основного заболевания в послеоперационный период. В связи с этим важное значение приобретают правильная диспансеризация и наблюдение в отдаленный период.