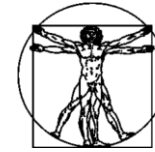


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.3.12  
УДК 539.3 611.127



**Российский  
Журнал  
Биомеханики**  
www.biomech.ru

## ДЕФОРМАЦИОННЫЕ СВОЙСТВА СТЕНКИ ЛЕВОГО ПРЕДСЕРДИЯ

**П.И. Свирепов, В.Н. Аптуков**

Кафедра фундаментальной математики Пермского государственного национального исследовательского университета, Россия, 614990, Пермь, ул. Букирева, 15, e-mail: svirepovp.i@yandex.ru, aptukov@psu.ru

**Аннотация.** Наличие у пациентов митральной регургитации является вторым показателем по частоте рекомендаций вмешательств на митральном клапане. Проблема выбора лечебной тактики у больных с ишемической митральной недостаточностью остается актуальной и обсуждаемой. Неблагоприятный прогноз у пациентов с ишемической митральной недостаточностью во многом зависит от тяжести дисфункции левого желудочка, и этапы ее прогрессирования достаточно хорошо изучены, а степень дилатации левого желудочка является одним из показаний к хирургическому вмешательству при наличии выраженной ишемической митральной недостаточности. Однако, в силу того что невозможно определить влияние компонентов коронарной недостаточности и объемной перегрузки на процесс ремоделирования левого желудочка, размеры и фракции его выброса не могут быть использованы в качестве параметров гемодинамической значимости регургитации. Участие левого предсердия в процессе глобальной дилатации сердца на фоне эволюции ишемической митральной недостаточности изучено хуже. Увеличение объема левого предсердия является мощным предиктором смертности. Хорошо известно, что вклад предсердий имеет особое значение в условиях дисфункции левого желудочка для поддержания его ударного объема. Такие показатели, как деформация и скорость деформации стенки левого предсердия, являются более ранними маркерами объемной перегрузки в сравнении с изменением геометрии левого предсердия. Для изучения деформационных свойств стенки левого предсердия был поставлен эксперимент с применением компьютерной томографии, проведенный на базе Федерального центра сердечно-сосудистой хирургии им. С.Г. Суханова. Была разработана методика обработки экспериментальных данных, в результате чего получены количественные характеристики смещения и деформации точек стенки левого предсердия. Произведено сравнение деформационных свойств и построены кривые напряжение – деформация для различных участков стенки левого предсердия вдоль и поперек роста мышечных волокон. Показано наличие деформаций сдвига в касательной к стенке плоскости.

**Ключевые слова:** стенка левого предсердия, деформационные свойства, экспериментальные данные, напряжения.

### ВВЕДЕНИЕ

Современные методы медицинского обследования сердечно-сосудистой системы требуют более детального изучения механических свойств миокарда в норме и в патологическом состоянии. Больше внимание при этом уделяется исследованию поведения желудочков как камерам, отвечающим за основную функцию сердца – перекачивание крови [19].

---

© Свирепов П.И., Аптуков В.Н., 2019

Свирепов Павел Иванович, ассистент кафедры фундаментальной математики, Пермь

Аптуков Валерий Нагимович, д.т.н., профессор, заведующий кафедрой фундаментальной математики, Пермь

Оценка давления при заполнении левого желудочка играет важную роль в определении точного диагноза, выборе лечебной тактики и прогнозировании дальнейшего течения заболевания сердца для большинства случаев. Результаты значительной диастолической дисфункции с ростом конечно-диастолического давления левого желудочка, значение давления внутри левого предсердия и давление заклинивания в капиллярах легочной артерии – все рассматривается как давление заполнения левого желудочка [18]. В значительной мере определяя насосную функцию левого желудочка, нормальное функционирование левого предсердия обеспечивает адекватное наполнение левого желудочка [8]. Дополнительную подачу крови в желудочки около 20% от конечного диастолического объема обеспечивает систола предсердий. При этом дополнительное растяжение миокарду и последующее усиление сокращений желудочков придает возникающее давление в них [2].

В [6, 20] рассматриваются различные математические модели сердца. Особый интерес представляет самосогласованная модель четырехкамерного сердца, которая учитывает вклад предсердий в формирование ударного объема желудочков. Для усложнения модели и вычисления ее параметров необходимо изучение механических свойств стенки левого предсердия.

Материалы, представленные в монографии [5], описывают процесс определения формы и объема камер сердца с помощью исследования слепков камер сердца, структурная организация стенок предсердий и желудочков исследована в [9]. Авторы [12] провели экспериментальные исследования левого предсердия с помощью полученных слепков с целью оценки его объема в норме и при патологии.

В статье [16] приведены результаты исследований механических свойств перикарда и стенки аорты. Эксперименты проводились в режиме активного нагружения с записью диаграммы растяжения на приборе *Instron 1122*.

В настоящей статье изложены результаты экспериментальных исследований деформационных свойств левого предсердия под действием внутреннего давления, методика обработки опытных данных и некоторые особенности деформирования стенок предсердия вдоль и поперек мышечных волокон.

### **МОРФОЛОГИЯ ЛЕВОГО ПРЕДСЕРДИЯ**

Левое предсердие находится в углу между артериальными стволами и правым предсердием, ограничиваясь передней венечной и задней межпредсердной бороздами [4]. Форма полости левого предсердия в большинстве случаев напоминает эллипсоид вращения, несколько выпуклый сзади и вогнутый спереди и в сторону межпредсердной перегородки [5] (рис. 1, а) [11]. Различают верхнюю, переднюю, заднюю, медиальную и латеральную стенки, их толщина достигает 2–3 мм. [11].

У левого предсердия имеется пять отверстий. Четыре отверстия легочных вен расположены сверху и сзади и не имеют клапанов [10]. На нижней стенке находится отверстие, через которое полость левого предсердия сообщается с полостью левого желудочка [11]. Передняя стенка имеет конусообразное расширение – левое ушко.

В стенках предсердий различают два мышечных слоя: поверхностный и глубокий.

Поверхностный слой является общим для обоих предсердий и представляет собой мышечные пучки, идущие преимущественно в поперечном направлении. Они более выражены на передней поверхности предсердий, образуя здесь сравнительно широкий мышечный пласт в виде горизонтально расположенного междуушкового пучка, переходящего на внутреннюю поверхность обоих ушек. На задней поверхности предсердий мышечные пучки поверхностного слоя вплетаются частично в задние отделы перегородки (см. рис. 1, б) [11].

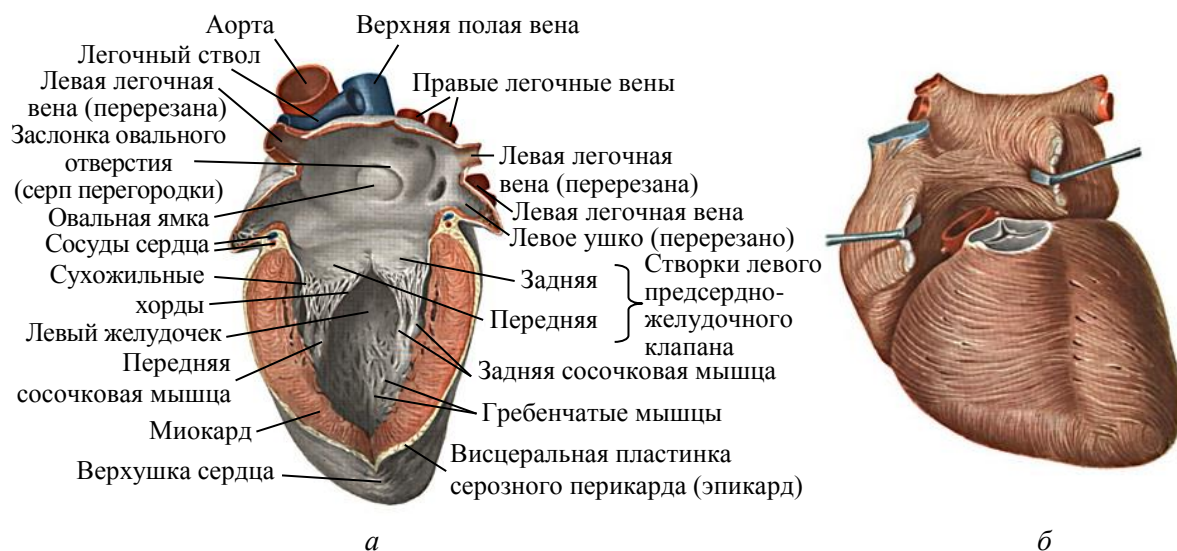


Рис. 1. Сердце: *а* – вид слева (левое предсердие и левый желудочек вскрыты); *б* – мышечный слой предсердий и желудочков, вид спереди (эпикард удален, удалены начальные участки аорты и легочного ствола)

Глубокий слой мышц левого предсердия не является общим с правым. В нем различают круговые и вертикальные мышечные пучки. В левом предсердии круговые мышечные пучки залегают преимущественно вокруг отверстий четырех легочных вен и у начала левого ушка. Вертикальные мышечные пучки располагаются перпендикулярно по отношению к фиброзному кольцу левого предсердно-желудочкового отверстия, прикрепляясь к ним концами. Часть вертикальных мышечных пучков входит в толщу створок митрального клапана. Гребенчатые мышцы также образованы пучками глубокого слоя. Они наиболее развиты на внутренней поверхности левого ушка. В промежутках между гребенчатыми мышцами стенка предсердия и ушка особенно истончена. На внутренней поверхности ушка имеются короткие и тонкие пучки. Перекрещиваясь в различных направлениях, они образуют очень тонкую петлеобразную сеть [11].

### МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТА

Экспериментальная методика, следуя [3], отличалась от обычно применяемых подходов к экспериментальному изучению выделенных фрагментов (образцов) биологической ткани. Испытание выделенных образцов стенки камер сердца затруднительно по причине сложности их закрепления (мягкой многослойной ткани) в захватах испытательной машины, а также проникания физиологического раствора внутрь образца через искусственно образованные границы.

В проведенном авторами эксперименте нагружался внутренним давлением весь испытуемый объект (левое предсердие), что позволило создать условия деформирования тканей, близкие к реальным.

Для изучения механических свойств стенки левого предсердия было извлечено дилатированное сердце тридцатилетнего мужчины после аутопсии. У извлеченного сердца были удалены перикард, жировые отложения, отсечены правое предсердие, правый желудочек и часть левого желудочка.

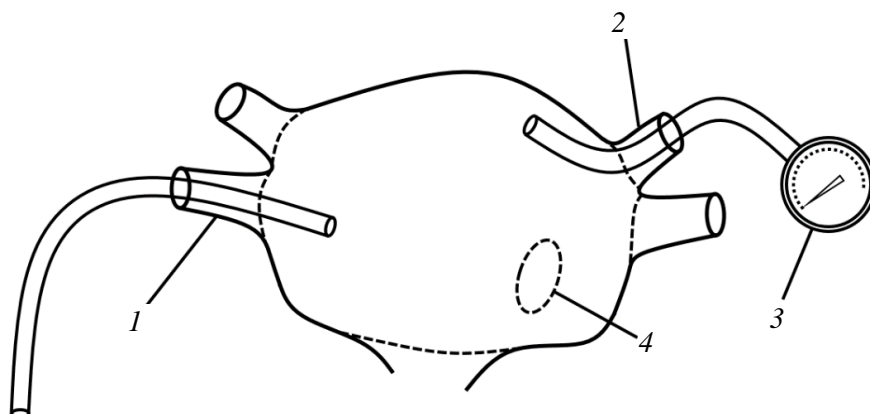


Рис. 2. Создание внутреннего давления в левом предсердии: в нижней правой долевой легочной вене 1 закреплена труба для подачи физиологического раствора внутрь предсердия, через верхнюю левую долевую вену 2 с помощью манометра 3 осуществляется замер созданного давления внутри предсердия; 4 – обозначено левое ушко

Через нижнюю правую долевую вену вводился физиологический раствор для создания внутреннего давления в левом предсердии, в верхней левой долевой вене закреплена трубка для измерения созданного давления. Отверстия легочных вен, а также митральный клапан были защищены хирургической нитью (рис. 2).

На внешнюю поверхность стенки предсердия нашивались сорок рентгеноконтрастных меток (рис. 3). Рядом с предсердием введены три неподвижные точки – рентгеноконтрастные хирургические тампоны.

В испытуемом объекте последовательно создавалось давление: 2, 4, 7, 10, 13 и 16 мм рт. ст. Каждый этап нагружения фиксировался рядом снимков формата *DICOM* с использованием компьютерного томографа (*Siemens MAGNETOM Avanto*) в Федеральном центре сердечно-сосудистой хирургии.

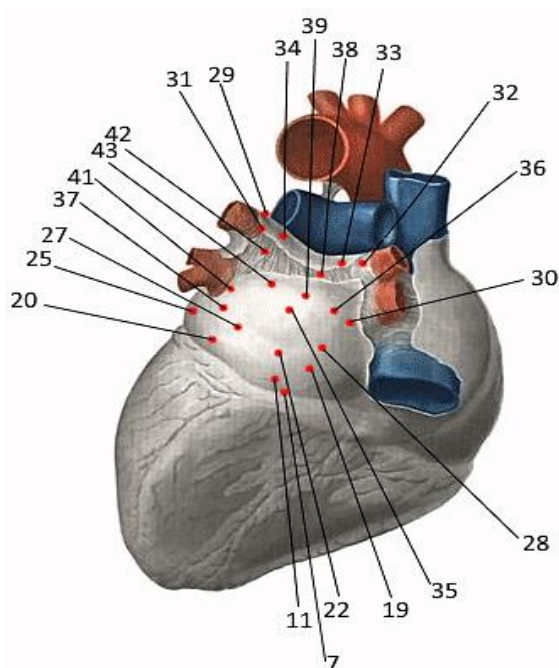


Рис. 3. Расположение маркеров на задней и верхней стенках предсердия

### ОБРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

Для обработки полученных экспериментальных данных в формате *DICOM* использовалась программная платформа для анализа и визуализации медицинских изображений *Slicer*.

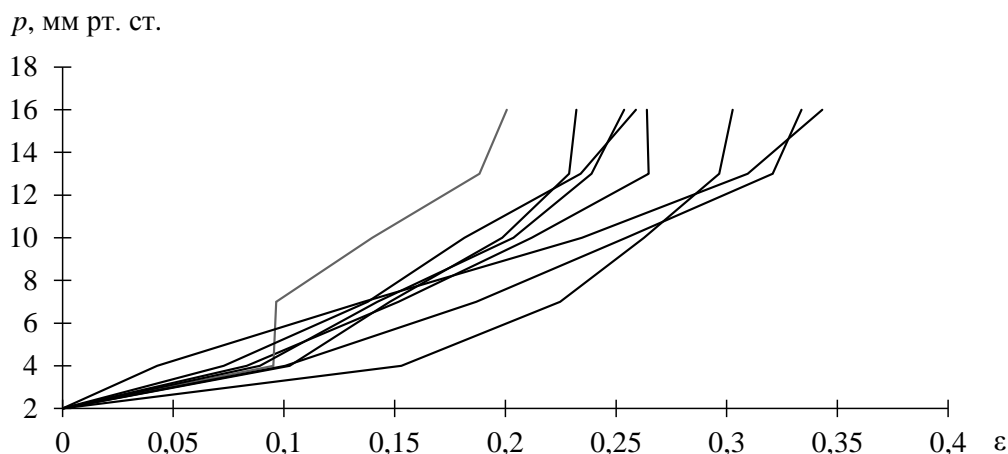


Рис. 4. Зависимости деформации стенки исследуемого предсердия от внутреннего давления. Область верхней и передней стенок, вдоль волокна

Для каждого этапа нагружения определялись пространственные координаты сорока рентгеноконтрастных меток, нашитых на поверхность левого предсердия.

Далее выделялись пары соседних меток, расположенных вдоль либо поперек направления волокон глубокого мышечного слоя стенки предсердия. Определив расстояние (и его изменения) между выбранными парами меток в различные этапы нагружения предсердия внутренним давлением, вычисляли значения деформаций.

Полученные экспериментальные данные использованы для установления зависимостей напряжение – деформация для стенки левого предсердия вдоль и поперек мышечных волокон.

Результатом обработки экспериментальных данных являются серии кривых зависимости деформации стенки левого предсердия (для различных областей и направлений) от внутреннего давления (рис. 4).

Стоит отметить, что по полученным *DICOM* данным изображения сердечной камеры можно построить геометрическую модель органа, используя методику, предложенную Шардаковым и Шестаковым [15].

### ОЦЕНКА НАПРЯЖЕНИЙ

Конечной целью проведенных экспериментальных исследований является формулировка связей между напряжениями и деформациями в касательной плоскости левого предсердия в различных областях и направлениях.

Это можно сделать различными способами, например, численным моделированием данного эксперимента и определением нелинейного упругого потенциала стенки (или ее отдельных областей) путем решения обратной задачи. В данной работе мы ограничились приближенной оценкой напряжений с помощью использования модернизированных уравнений Лапласа [14].

Связь между меридиональными  $\sigma_m$  и окружными  $\sigma_\theta$  напряжениями и давлением  $p$  для тонкостенной оболочки как грубой модели левого предсердия

$$\frac{\sigma_m}{R_m} + \frac{\sigma_\theta}{R_\theta} = \frac{p}{h}, \quad (1)$$

где  $h$  – толщина оболочки,  $R_m$  и  $R_\theta$  – радиус кривизны дуги меридиана и радиус кривизны нормального сечения, перпендикулярного к дуге меридиана.

Для сферической (еще одно принятое допущение) оболочки  $R_m = R_\theta = R$ ,  $\sigma_m = \sigma_\theta$ , и из соотношения (1) получим

$$\sigma_m = \sigma_\theta = \frac{1}{2} p \frac{R}{h}, \quad (2)$$

где  $R$  – радиус (внешний, для определенности) сферы.

Будем использовать соотношение (2) в качестве основы для приближенной оценки уровня напряжений в касательной плоскости тонкостенной сферической оболочки.

Поскольку изменение размеров предсердия под действием внутреннего давления значительно, необходимо учитывать отличие начального  $R_0$  и конечного  $R$  радиуса оболочки в ходе нагружения, в данном случае изменение отношения  $\frac{R}{h}$  в (2).

В эксперименте фиксируем текущие координаты внешнего контура стенки предсердия, через которые в приближении сферической геометрии и условиях несжимаемости можно оценить изменение  $\frac{R}{h}$ .

Пусть объем материала сферической оболочки в ходе увеличения внутреннего давления остается постоянным. В сферических координатах ( $d\varphi$  – азимутальный угол,  $d\theta$  – зенитный угол) элементарный объем  $dV$  элемента оболочки

$$dV = hR^2 d\varphi d\theta = \text{const}, \quad (3)$$

откуда следует, что

$$\frac{R}{h} = \frac{R_0}{h_0} \left( \frac{R}{R_0} \right)^3, \quad (4)$$

и соотношение (2) можно записать с учетом значительного изменения радиуса сферической оболочки и приближения несжимаемости в виде

$$\sigma_m = \sigma_\theta = \frac{1}{2} p \frac{R_0}{h_0} \left( \frac{R}{R_0} \right)^3. \quad (5)$$

В соотношении (5) параметры  $h_0$  и  $R_0$  определялись для начального уровня давления  $p_0 = 2$  мм рт. ст.

Используя соотношение (5) и данные эксперимента, получили кривые зависимости напряжение – деформация вдоль мышечных волокон глубокого слоя стенки предсердия и поперек волокон (рис. 5–12).

Анализ полученных зависимостей напряжение – деформация стенки левого предсердия в различных направлениях (в касательной плоскости) и областях позволяет сделать следующие выводы.

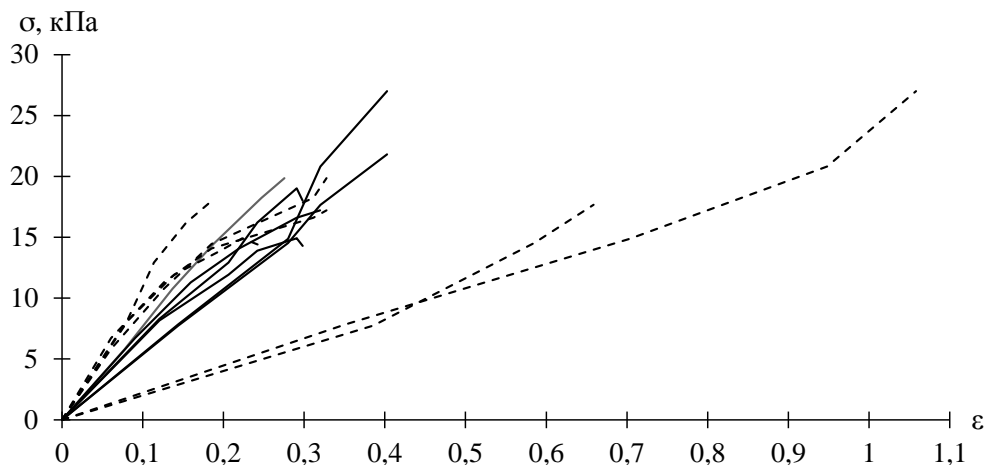


Рис. 5. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений. Область передней стенки. Здесь и далее на рис. 6–12 сплошные линии – вдоль волокна; пунктирные – поперек

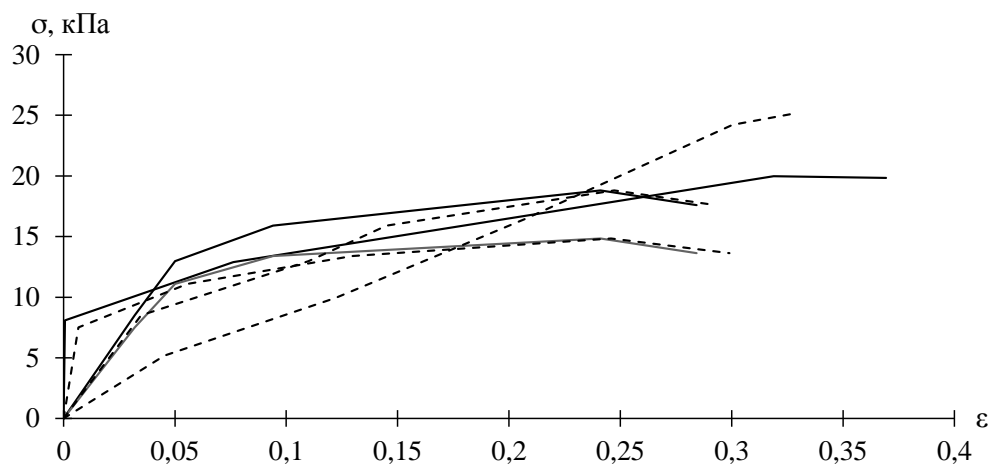


Рис. 6. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений. Фиброзное кольцо в области задней стенки

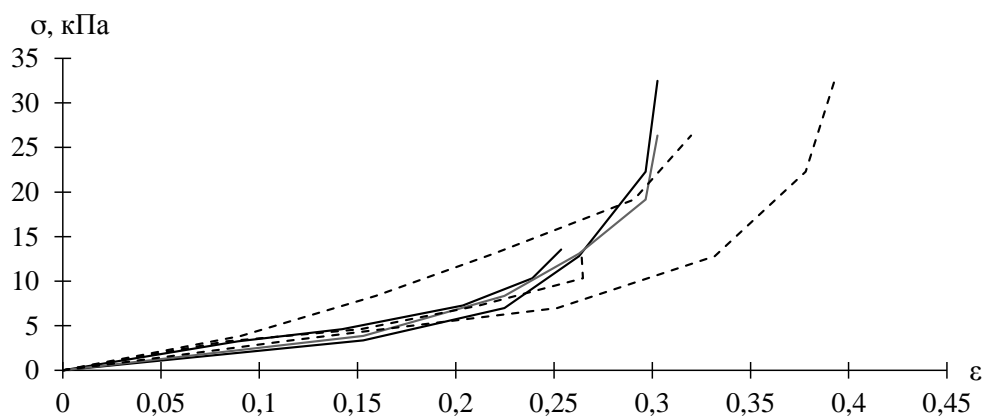


Рис. 7. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений. Фиброзное кольцо в области передней стенки

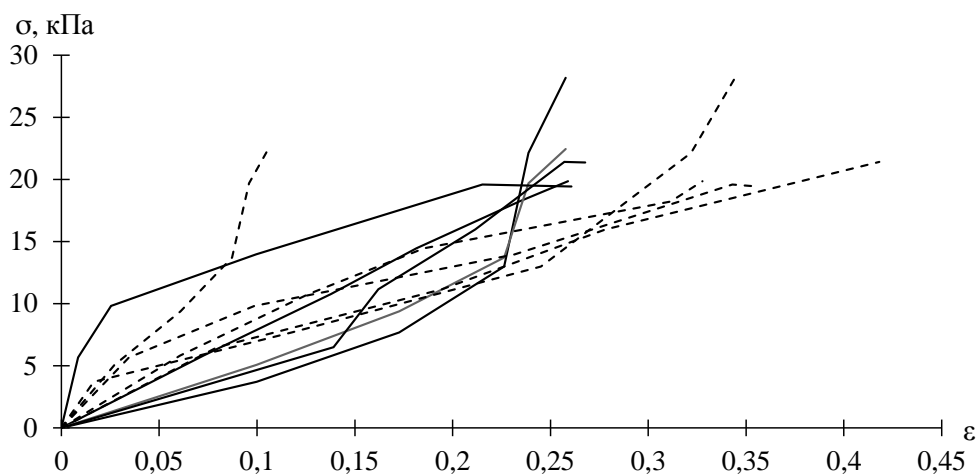


Рис. 8. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений. Область устьев легочных вен

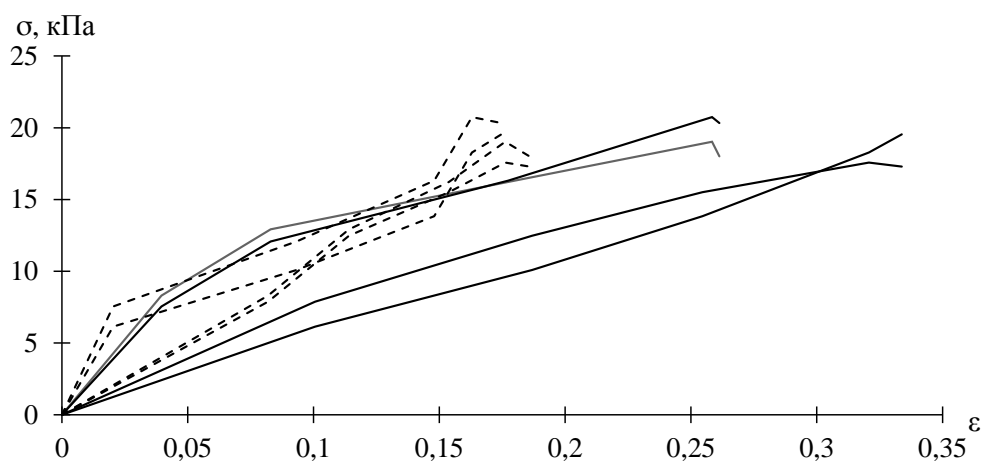


Рис. 9. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений. Область верхней стенки

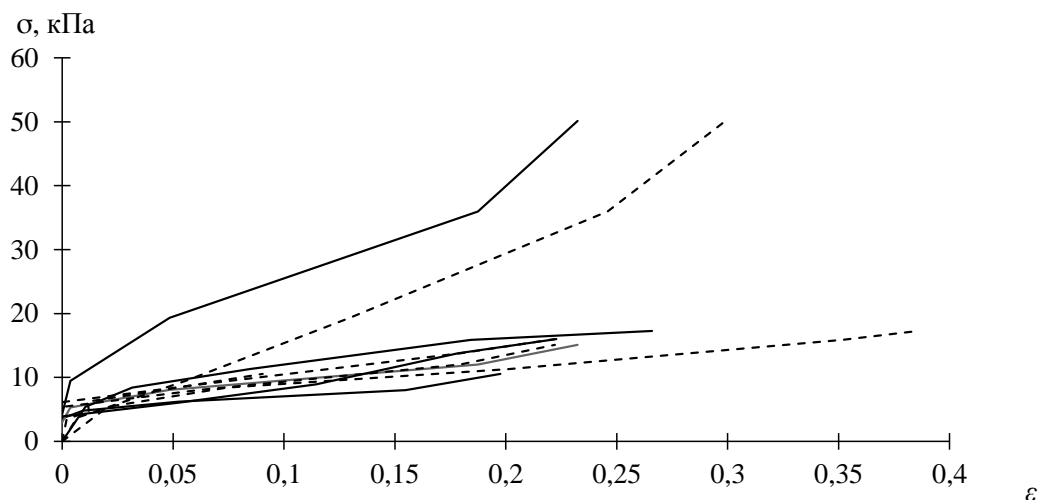


Рис. 10. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений. Область задней стенки



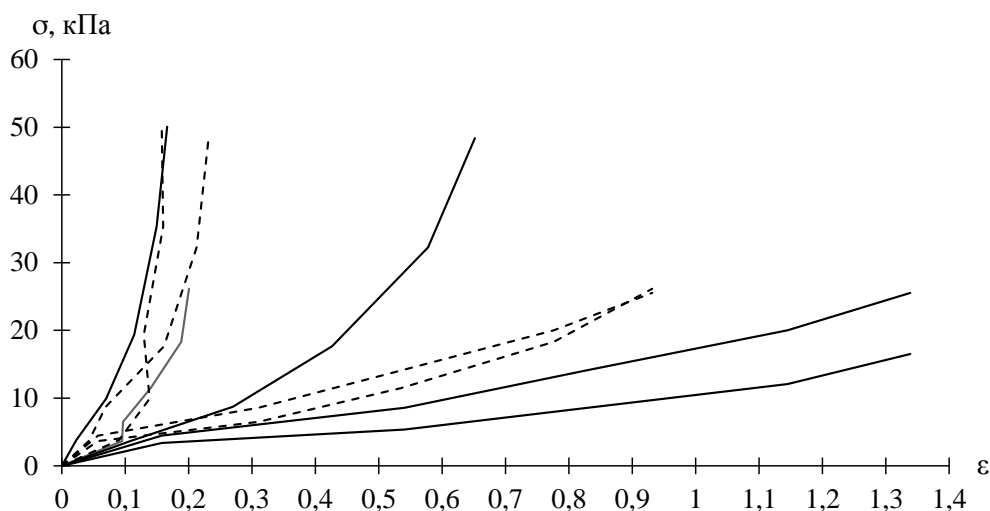


Рис. 11. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений.  
Область медиальной стенки

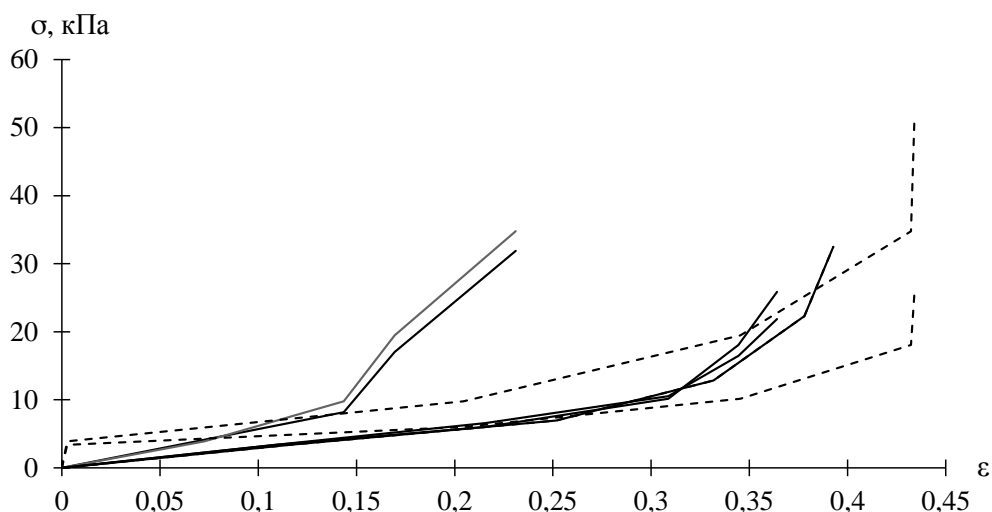


Рис. 12. Зависимость деформации стенок левого предсердия от напряжений.  
Область левого ушка

Жесткости основной части передней стенки левого предсердия вдоль и поперек волокон приблизительно равны (см. рис. 5). При этом над левым ушком передняя стенка поперек мышечных волокон более деформируема (в 1,5–2,0 раза) в этой же области параллельно волокну. Кривые напряжение – деформация близки к линейным зависимостям.

Жесткость стенки левого предсердия в области устьев легочных вен поперек волокон при небольших деформациях (10–15) % выше в 1,5–2 раза жесткости стенки вдоль волокон (см. рис. 8). При деформации 25% жесткости поперек волокон и вдоль примерно равны. Вдоль волокон деформации больше 27% не наблюдались.

При деформации до 20% жесткость предсердия вдоль и поперек волокон в области верхней стенки левого предсердия сравнима (см. рис. 9). В опыте не наблюдались деформации более 20% поперек волокон, тогда как вдоль волокна были достигнуты деформации 35%.

Средняя часть задней стенки – наиболее жесткая ее часть (примерно в 3 раза жестче верхней и нижней частей). Жесткость задней стенки вдоль и поперек волокон примерно одинакова (см. рис. 10), при этом не превышает 25%, и лишь вблизи верхней стенки поперек мышечных волокон более 35%.

Средняя часть медиальной стенки левого предсердия – наиболее деформируемая. Вдоль роста мышечных волокон деформация достигает более 130%, поперек – более 90% (см. рис. 11). При этом перпендикулярно волокну жесткость межпредсердной перегородки в этой области в 2 раза выше. Ближе к верхней стенке межпредсердная перегородка становится менее деформируемой (в 2,5–6,5 раза) и жестче в 2 раза.

Стенка левого ушка поперек и вдоль волокна у основания имеет сравнимую жесткость (см. рис. 12), тогда как жесткость основной части ушка вдоль волокна значительно выше (при деформациях 10–15% в 2 раза, при деформациях 20% в 4 раза) и деформации более 23% не достигались.

Данные по оценке напряжений (кПа), требуемых для достижения заданной деформации в различных участках предсердия, приведены в таблице.

**Данные по оценке напряжений вдоль и поперек мышечных волокон, кПа**

Деформация, %	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Вдоль									
10	3–4	10–13	5–10	7–25	5–15	5–15	8–17	~4	3–6
20	5–7	15–18	10–15	10–40	12–20	10–20	7–50	~5	5–27
30	20–35	–	15–20	–	–	–	–	~7	~10
50	–	–	–	–	–	–	–	~9	–
100	–	–	–	–	–	–	–	10–17	–
Поперек									
10	3–5	7–13	2–10	10–15	10–15	7–20	5–10	~5	~5
20	5–12	12–17	5–15	12–25	–	10–15	30–50	~6	~10
30	10–22	15–25	7–18	–	–	15–20	–	~9	10–15
50	–	–	~10	–	–	–	–	10–15	–
100	–	–	~20	–	–	–	–	~25	–

Примечание. 1 – фиброзное кольцо, область передней стенки; 2 – фиброзное кольцо, область задней стенки; 3 – передняя стенка; 4 – задняя стенка; 5 – верхняя стенка; 6 – область устья легочных вен; 7 – верхняя часть медиальной стенки; 8 – средняя часть медиальной стенки; 9 – левое ушко

### ДЕФОРМАЦИЯ СДВИГА

Геометрия стенки левого предсердия имеет сложную двухуровневую структуру, что, несомненно, влияет на поведение камеры под действием давления. Поэтому помимо деформации растяжения, в касательной плоскости стенки левого предсердия возможно наличие деформации сдвига в этой плоскости и жесткого поворота мышечных элементов.

Для оценки деформаций сдвига [13] на поверхности стенки предсердия была выбрана и сгруппирована в тройки 31 метка. На рис. 13 [11] представлена схема деформаций сдвига для межпредсердной перегородки левого предсердия. Красные точки изображают начальное положение маркеров при давлении 2 мм рт. ст., синие – конечное при давлении 16 мм рт. ст. Зелеными линиями обозначен угол при внутреннем давлении 2 мм рт. ст., оранжевыми – при 16 мм рт. ст.

Для различных участков стенки левого предсердия и положений выбранных точек построены графики зависимости угловой деформации  $\gamma/\varphi_0$  от уровня давления внутри предсердия (рис. 14–17).

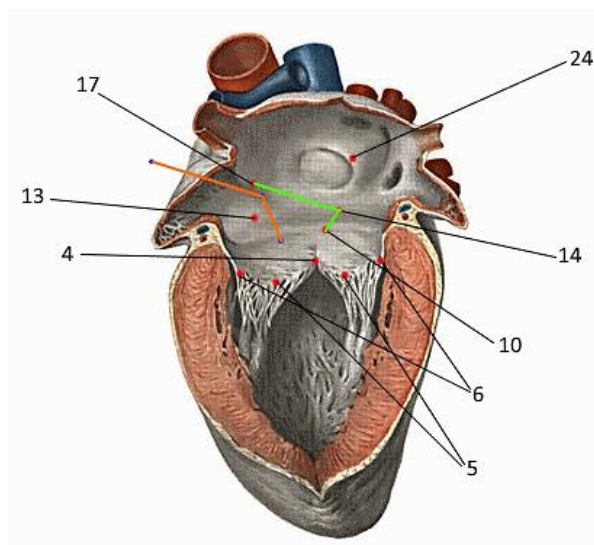


Рис. 13. Расположение маркеров на задней и верхней стенках предсердия. Зеленым указано начальное положение угла, оранжевым – конечное

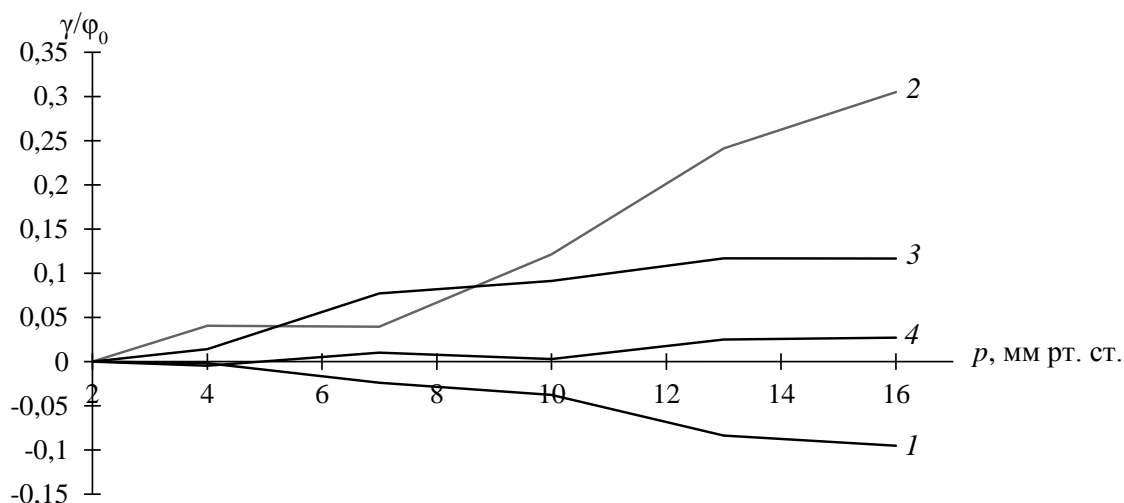


Рис. 14. Графики зависимости деформации сдвига  $\gamma/\varphi_0$  от давления внутри камеры для различных участков задней стенки: 1 – угол между прямыми, соединяющими точки 27, 20 и 27, 37; 2 – угол между прямыми, соединяющими точки 19, 22 и 19, 28; 3 – угол между прямыми, соединяющими точки 30, 28 и 30, 36; 4 – угол между прямыми, соединяющими точки 39, 36 и 39, 35

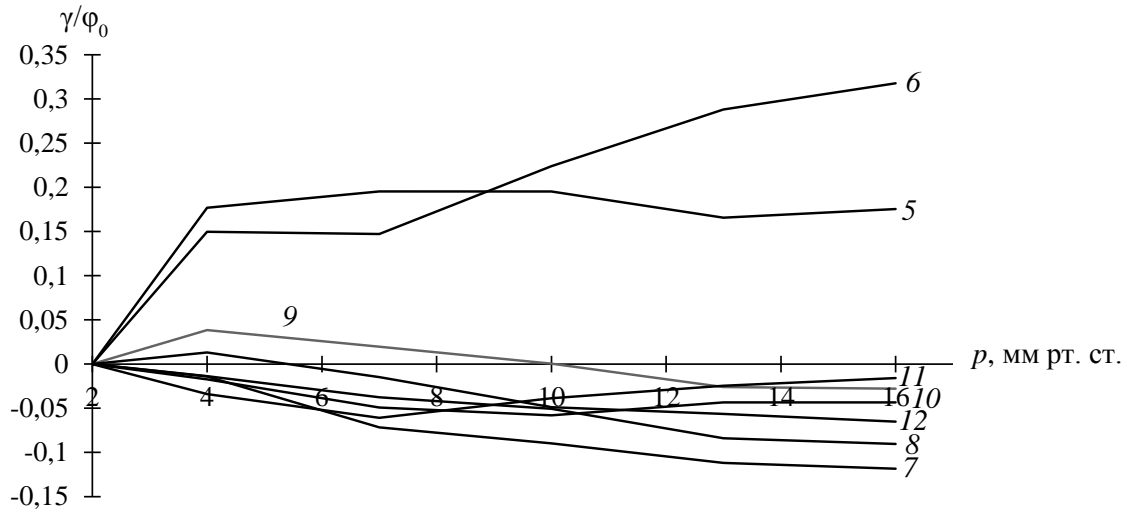


Рис. 15. Графики зависимости деформации сдвига  $\gamma/\phi_0$  от давления внутри камеры для различных участков верхней стенки: 5 – угол между прямыми, соединяющими точки 43, 37 и 43, 42; 6 – угол между прямыми, соединяющими точки 40, 37 и 40, 42; 7 – угол между прямыми, соединяющими точки 34, 42 и 34, 38; 8 – угол между прямыми, соединяющими точки 39, 38 и 39, 36; 9 – угол между прямыми, соединяющими точки 43, 38 и 43, 42; 10 – угол между прямыми, соединяющими точки 42, 40 и 42, 43; 11 – угол между прямыми, соединяющими точки 36, 39 и 36, 30; 12 – угол между прямыми, соединяющими точки 36, 32 и 36, 24

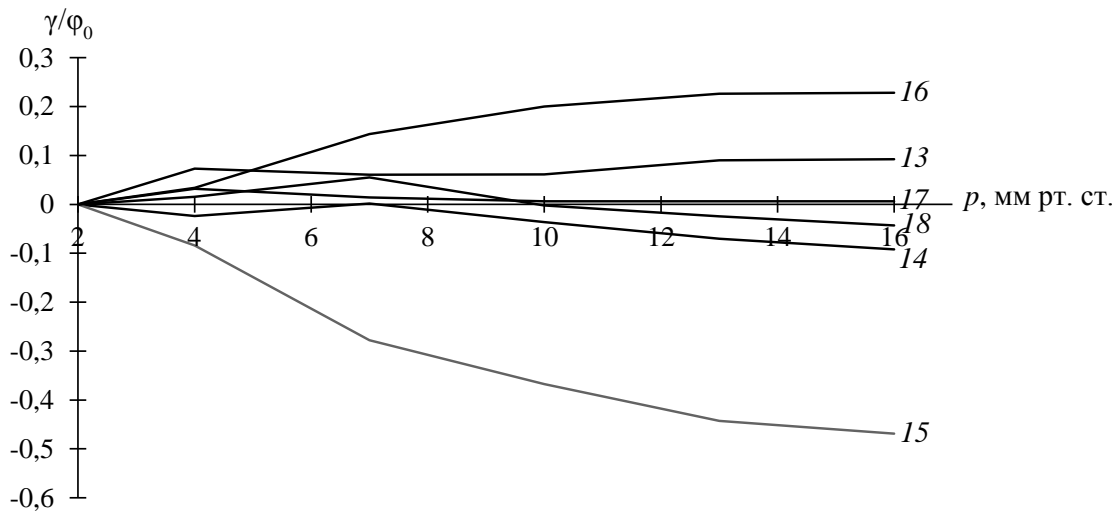


Рис. 16. Графики зависимости деформации сдвига  $\gamma/\phi_0$  от давления внутри камеры для различных участков межпредсердной перегородки: 13 – угол между прямыми, соединяющими точки 13, 17 и 13, 14; 14 – угол между прямыми, соединяющими точки 14, 24 и 14, 13; 15 – угол между прямыми, соединяющими точки 10, 14 и 10, 13; 16 – угол между прямыми, соединяющими точки 14, 10 и 14, 17; 17 – угол между прямыми, соединяющими точки 10, 4 и 10, 13; 18 – угол между прямыми, соединяющими точки 14, 24 и 14, 17

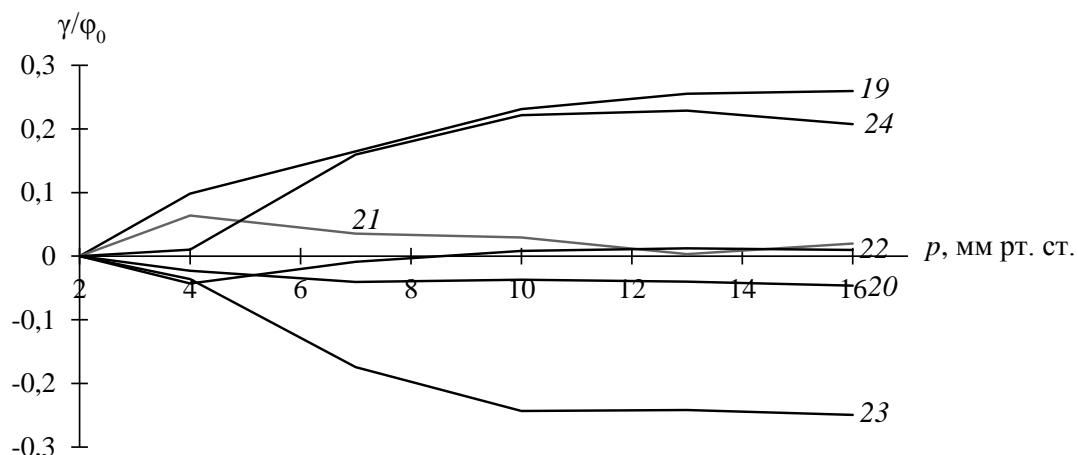


Рис. 17. Графики зависимости деформации сдвига  $\gamma/\varphi_0$  от давления внутри камеры для различных участков левого ушка: угол 24 – фиброзное кольцо; 19 – угол между прямыми, соединяющими точки 15, 23 и 15, 21; 20 – угол между прямыми, соединяющими точки 21, 15 и 21, 12; 21 – угол между прямыми, соединяющими точки 18, 16 и 18, 26; 22 – угол между прямыми, соединяющими точки 16, 18 и 16, 23; 23 – угол между прямыми, соединяющими точки 26, 18 и 26, 23; 24 – угол между прямыми, соединяющими точки 23, 26 и 23, 16

Углы 1, 2 расположены в центральной части задней стенки, при этом угол 2 – близко к межпредсердной перегородке, ввиду чего и наблюдается наличие угловых деформаций в данной части. Углы 3, 4 находятся на границе задней и верхней стенок предсердия.

Углы 5, 6 находятся в окрестности правых легочных вен. Таким образом в области правых легочных вен наблюдается угловая деформация 20–30%. Угол 7 находится близко к верхней стенке, 11 – близко к задней, 8–10, 12 расположены на верхней стенке.

Из рис. 17 видно, что углы 20–22 с ростом давления не изменяются. Можно предположить, что для угла 20 это обусловлено жесткостью фиброзного кольца. Углы 21, 22 образуются прямыми, лежащими в верхней части левого ушка, из чего можно заключить, что на верхней поверхности ушка отсутствуют деформации сдвига. Угол 19 образован прямыми 15–23 (основание ушка) и 15–21 (фиброзное кольцо), углы 23–24 образованы прямыми, лежащими в основании ушка (23–26) и лежащими на верхней поверхности левого ушка (26–18 и 23–16). Так как прямая 15–21 лежит на фиброзном кольце, а из поведения угла 20, заключили, что оно жесткое, делаем вывод о подвижности медиальной части основания ушка в латеральном направлении. Судя по виду кривых 23–24, можно говорить о завороте левого ушка в медиальном направлении с ростом давления. Таким образом, можно заключить: при увеличении давления левое ушко разворачивается кверху – вправо.

### ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Анализ полученных зависимостей напряжение – деформация стенки левого предсердия в различных направлениях (в касательной плоскости) и областях позволяет сделать следующие выводы:

– при деформациях 10% вдоль волокна наименее жесткие фиброзное кольцо в области передней стенки, средняя часть медиальной стенки и левое ушко;

– при деформациях 10% поперек волокна наименее жесткие фиброзное кольцо в области задней стенки, верхняя часть медиальной стенки, средняя часть медиальной стенки, левое ушко;

– при деформациях 20% вдоль волокна наименее жесткие фиброзное кольцо в области передней стенки и средняя часть медиальной стенки, наиболее жесткая – верхняя часть медиальной стенки;

– при деформациях 20% поперек волокна наименее жесткие средняя часть медиальной стенки и левое ушко, наиболее жесткая – верхняя часть медиальной стенки;

– при деформациях 30% наименее жесткая средняя часть медиальной стенки, наиболее жесткое – фиброзное кольцо в области передней стенки;

– средняя часть медиальной стенки – самая деформируемая часть левого предсердия;

– верхняя часть медиальной стенки – самая жесткая часть левого предсердия.

Оценка деформаций сдвига в касательной плоскости к стенке предсердия показала, что наименьших значений они достигают на передней и задней стенке (0,15–0,20), а наибольших – в левом ушке и межпредсердной перегородке (0,3–0,4).

### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В представленной статье приведена постановка эксперимента по исследованию деформационных характеристик левого предсердия под действием внутреннего давления с применением компьютерной томографии.

Полученные экспериментальные данные использованы для установления зависимостей напряжение – деформация для стенки левого предсердия вдоль и поперек мышечных волокон с целью построения физических уравнений математической модели.

Обработка экспериментальных данных позволила установить количественные характеристики смещения и деформации точек стенки левого предсердия. Представлены деформационные кривые, указывающие на то, что стенка предсердия обладает меньшей жесткостью (модулем упругости) и большей нелинейностью вдоль мышечного волокна. При этом медиальная стенка более податлива, чем другие стенки предсердия.

### **БЛАГОДАРНОСТИ**

Авторы выражают искреннюю благодарность сотрудникам Федерального центра сердечно-сосудистой хирургии имени С.Г. Суханова заведующей отделением функциональной диагностики, врачу-кардиологу, д-ру мед. наук Е.Н. Ореховой и кардиохирургу А.А. Породикову за помощь в проведении эксперимента.

### **СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Амирагов Р.И., Асатрян Т.В., Куц Э.В., Мироненко В.А., Муратов Р.М., Скопин И.И. Клинические рекомендации. Митральная регургитация / Министерство здравоохранения Российской Федерации. – М., 2016. – 30 с.
2. Агаджанян Н.А., Смирнов В.М. Нормальная физиология: учеб. для студентов медицинских вузов. – М.: Медицинское информационное агентство, 2009. – 520 с.
3. Вагнер Е.А., Суханов С.Г., Аптуков В.Н. Механическое поведение сосудистого анастомоза на склерозированных артериях и его моделирование // Механика композитных материалов. – 1982. – № 2. – С. 336–342.
4. Гавриш А.С. Строение сердечно-сосудистой и лимфатической системы: руководство по кардиологии / под ред. В.Н. Коваленко. – Кив: Морион, 2008. – С. 10–71.

5. Козлов В.А., Стебельский С.Е., Маковецкий В.Д., Юрченко И.В. Топография и форма полостей сердца в онтогенезе // Прикладная анатомия сердца / под ред. В.А. Козлова. – Днепропетровск, 1996. – С. 6–49.
6. Кошелев В.Б. Математические модели квазиодномерной гемодинамики: метод. пособие. – М.: МАКС Пресс, 2010. – 114 с.
7. Матановская Т.В. Механические аспекты ремоделирования левого предсердия у пациентов с ишемической недостаточностью митрального клапана до и после реваскуляризации миокарда: дис. ... канд. мед. наук: 24.11.15. – Пермь, 2015. – 174 с.
8. Матановская Т.В., Туев А.В., Орехова Е.Н., Суханов С.Г. Оценка механической функции левого предсердия у здоровых взрослых // Пермский медицинский журнал. – 2014. – Т. 31, № 1. – С. 64–72.
9. Мишалов В.Д., Кузьменко В.Н., Демьяненко И.А., Козловская А.Г. Структурная организация стенки сердца в онтогенезе // Прикладная анатомия сердца / под ред. В.А. Козлова. – Днепропетровск, 1996. – С. 50–64.
10. Сапин М.Р., Бочаров В.Я., Никитюк Д.Б. и др. Анатомия человека: в 2 т. Т. 2 / под ред. М.Р. Сапина. – Изд. 5-е, перераб. и доп. – М.: Медицина. – 2001. – 640 с.
11. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. Атлас анатомии человека: учеб. пособие: в 4 т. – 2-е изд., стереотипное. – М.: Медицина, 1996. – Т. 3. – 232 с.
12. Суханов С.Г., Аптуков В.Н., Науменко И.Е., Арусланова О.Р., Карпенко А.А. Методика оценки объема левого предсердия по данным 2D-эхокардиографии // Клиническая физиология кровообращения. – 2007. – № 2. – С. 71–76.
13. Тимошенко С.П., Гудьер Дж. Теория упругости. – М.: Наука, 1975. – 576 с.
14. Феодосьев В.И. Сопrotивление материалов. – М.: Наука, 1970. – 544 с.
15. Шардаков И.Н., Шестаков А.П. Построение четырехкамерного геометрического образа сердца человека на основе рентгеновской томографии // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 4. – С. 372–384.
16. Шихвердиев Н.Н., Аверкин И.И., Цобкалло Е.С., Дарвиш Д.М., Кальной П.С., Марченко С.П., Шайдаков М.Е. Механические свойства материалов, применяемых в реконструкции хирургии сердца // Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. – 2011. – № 3. – С. 39–43.
17. Ancona R., Pinto S.C. Mitral valve incompetence: epidemiology and causes // E-Journal of Cardiology Practice – 2018. – Vol. 16, № 11 (<https://www.esccardio.org/Journals/E-Journal-of-Cardiology-Practice/Volume-16/Mitral-valve-incompetence-epidemiology-and-causes>).
18. Cameli M., Mandoli G.E., Loiacono F., Dini F.L., Henein M., Mondillo S. Left atrial strain: a new parameter for assessment of left ventricular filling pressure // Heart Failure Reviews – January 2016. – Vol. 21, iss. 1. – P. 65–76.
19. Schmid H., Hunter P.J. Multi-scale modelling of the heart // ed. Holzapfel G.A., Ogden R.W. Biomechanical modelling at the molecular, cellular and tissue levels. – Wien – New York: Springer, 2009. – P. 83–177.
20. Zhong L., Ghista D.N., Tan R.S. Left ventricular wall stress compendium // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. – 2012. – Vol. 15, № 10. – P. 1015–1041. DOI: 10.1080/10255842.2011.569885

## LEFT ATRIUM WALL DEFORMATION PROPERTIES

**P.I. Svirepov, V.N. Aptukov (Perm, Russia)**

Mitral regurgitation is the second most frequent indication for valve surgery [17]. The problem of a therapeutic decision during mitral valve insufficiency is quite timely. The unfavorable prognosis for disease depends largely on left ventricular dysfunction and levels of ventricular dysfunction are thoroughly studied. High level of ventricular dilation during mitral valve insufficiency is one surgical indication. Due to the fact that it is impossible to separate the contribution of coronary insufficiency and volume overload components to the process of left ventricular remodeling such parameters as ventricular size and left ventricular ejection fraction can't be used as parameters of hemodynamically relevant regurgitation [1, 7]. The role of the left atrium in global dilation of the heart against the backdrop of the mitral insufficiency is poorly studied. Left atrial dilation is powerful mortality

prediction. It is well known that the atria contribution is essential to a ventricular ejection in the course of the left ventricular dysfunction. The strain and the strain rate of the left atrium are the prior markers of volume overload versus the dimensional changes [7]. The computer tomography experiment of the left atrium property investigation was set up in the Federal Center of Cardiovascular Surgery Named after S.G. Sukhanov in Perm. The experiment data technique was developed. Quantitative characteristics of displacement and strain of the left atrium wall were obtained as a result of data conditioning. The properties of the left atrium wall were analyzed and stress–strain curves were plotted along and across muscle fibers for different parts of the wall. The shear strain was found in the tangent plane of the left atrium.

**Key words:** the wall of the left atrium, deformation properties, experimental data, strain.

*Получено 17 октября 2018*