

АНАТОМО-ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА ПОСЛЕ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА

А.М. Караськов, С.И. Железнев, Ф.Ф.Тураев*, Е.Е. Литасова

ФГУ «Новосибирский НИИ патологии кровообращения им. акад. Е.Н. Мешалкина Росмедтехнологий»

* Республиканский специализированный центр хирургии им. акад. В. Вахидова, Ташкент

cpsc@meshalkinclinic.ru

Ключевые слова: левый желудочек, протезирование аортального клапана.

Наиболее распространенной операцией при коррекции аортальных пороков сердца является протезирование клапана, позволяющее устранить гемодинамические нарушения, вызванные пороком. Опыт протезирования АК имеет более чем полувековую историю (Петровский Б.В. и соавт., 1966; Hufnagel C. et al., 1947; Harken D. et al., 1960; Kay E. et al., 1963; Starr A. et al., 1963). За столь большой период мирового опыта протезирования клапанов сердца, искусственный протез, отвечающий по своим характеристикам или хотя бы близкий к нативному не разработан. В различных моделях протезов есть и преимущества и недостатки [2, 3, 9]. При протезировании аортального клапана механическим протезом сохраняется остаточный транспротезный градиент давления между левым желудочком и аортой, который зависит от технических характеристик типа и размера протеза, а так же от площади поверхности тела [4, 7]. Высокий остаточный градиент давления на искусственном протезе аортального клапана является причиной сохраняющейся гипертрофии миокарда левого желудочка [5]. Учитывая клапанзависимые осложнения присущие механическим протезам, в целях снижения риска дисфункций и улучшения гемодинамических результатов кардиохирургии шире используют различные модели биологических протезов [6, 8, 10]. При этом многие авторы указывают, на целесообразность имплантации биологических протезов пациентам старше 65 лет, женщинам детородного возраста, и пациентам с невозможностью необходимой антикоагулянтной терапии [1]. К настоящему времени нет обобщающих сведений о преимуществах, достоинствах или недостатках современных протезов, применяемых сегодня в клинической практике.

Целью исследования явилась оценка влияния различных протезов на анатомо-функциональные изменения левого желудочка у больных после протезирования аортального клапана (АК).

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В исследование были включены 394 пациента, которым было выполнено протезирование АК за

период 2001–2007 гг. Из них мужчин 311, женщин 83, в возрасте от 10 до 78 лет, средний возраст составил $36,9 \pm 1,3$ лет. По гемодинамическим изменениям на АК пациенты были распределены на две группы: I-я с аортальной недостаточностью и преобладанием недостаточности (AoН+CoAoН) – 229 (58,1%) пациентов, II-я с аортальным стенозом и его преобладанием (AoС+CoAoС) – 165 (41,9%) пациентов. Причинами порока АК были: ревматизм в 74,8% случаев, инфекционный эндокардит – 16,3%, врожденный порок АК – 8,5%, атеросклеротическая дегенерация и кальциноз – 0,4%. В рамках предоперационного обследования всем пациентам выполняли ЭКГ, рентгенологическое исследование, ЭхоКГ, лабораторные исследования. При рентгенологическом исследовании выявлено увеличение кардиоторакального индекса, изменения малого круга кровообращения в виде усиления и застоя. Расширение восходящего отдела аорты отмечено во всех случаях. Результаты электрокардиографического исследования у пациентов выявили гипертрофию левого желудочка (ЛЖ) и нарушение внутрижелудочковой проводимости. Морфологические изменения АК у 40,7% пациентов сопровождались вальвулярным и экстравальвулярным кальцинозом. Кальциноз 1 ст. выявлен в 5,7% случаев – 1 ст., 2 ст. – 11,4%, 3 ст. – 10,7%, 4 ст. – 12,9%, что являлось осложняющим фактором операции.

Распределение пациентов по стадиям хронической сердечной недостаточности и функциональному классу представлено в табл. 1.

Таблица 1

Функциональное состояние пациентов с аортальными пороками сердца

ФК по NYHA	N пациентов	НК	N пациентов
I	14 (3,6%)	I	50 (12,7%)
II	42 (10,7%)	IIA	264 (66,9%)
III	296 (75,0%)	IIБ	80 (20,4%)
IV	42 (10,7%)		

Таблица 2

Группа	Механические протезы 88,1% (n=347)		Биологические протезы (В) 11,9% (n=47)	
	2-х-створчатые (С) n=214	одностворчатые (D) n=133	бескаркасные n=34	каркасные n=13
	I AoH+CoAoH (n=229)	129	79	14
II AoC+CoAoC (n=165)	85	54	20	6

Все операции выполнялись в условиях искусственного кровообращения и фармакоологической кардиopleгии. Среднее время искусственного кровообращения составило $116,5 \pm 3,6$ мин, окклюзии аорты $86,1 \pm 2,5$ мин. Пациентам имплантированы 347 механических (214 двухстворчатых, 133 одностворчатых) и 47 биологических протезов, наиболее часто имплантировали протезы «МЕДИНЖ», «SorinBicarbon», «МИКС», «Карбоникс», «Кемерово-АВ-КОМПОЗИТ», «Carpentier-Edwards».

Оценка динамики ЭхоКГ показателей ЛЖ в гемодинамических группах проводилась среди пациентов, разделенных в зависимости от типа имплантированного протеза (табл. 2).

При достаточно широком колебании размеров использованных протезов (табл. 3) все сравнительные оценки проводились с включением пациентов достоверно не различающихся по площади эффективного отверстия протеза.

Коррекция сопутствующей митральной недостаточности у 16 пациентов, трикуспидальной недостаточности у 5 пациентов осуществлена имплантацией опорных колец. Показанием для коррекции

служила регургитация более 2 ст. Недостаточность во всех случаях была обусловлена дилатацией фиброзного кольца митрального и трикуспидального клапанов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Для оценки динамики изменений ЛЖ проведен сравнительный анализ основных морфо-функциональных и гемодинамических показателей (объемные и линейные характеристики) у оперированных пациентов двух гемодинамических групп в средние сроки от 7 до 15 дней после операции.

Так, анализ влияния механических и биологических протезов в группе AoH и CoAoH показал, что уже в ближайшем после операционном периоде отмечается достоверное уменьшение КДО и КСО ЛЖ, начинаются процессы обратного ремоделирования, проявляющиеся регрессом массы миокарда (ММ), толщины задней стенки (ТЗС ЛЖ) и межжелудочковой перегородки (МЖП). При этом у пациентов с имплантированными механическими протезами, было выявлено достоверное снижение ФВ ЛЖ (табл. 4). Оценка гемодинамических показателей выявила, что уже в ближайшие сроки после операции при обоих типах протезов происходит уменьшение нагрузки ЛЖ. Так ударная работа ЛЖ (Ауд ЛЖ) при протезировании механическими протезами с $125,6 \pm 12,6$ отн. ед. снизилась до $88,7 \pm 8,1$ отн. ед. (% сдвига – 29,4; $p < 0,0001$), снизился сердечный индекс (СИ) ЛЖ с $5,7 \pm 0,9$ до $3,5 \pm 0,5$ л/мин/м² (% сдвига – 37,8; $p < 0,0001$). Имевшая место относительная регургитация на МК уменьшилась с $1,1 \pm 0,2$ до $0,8 \pm 0,2$ ст. (% сдвига – 27,9, $p < 0,008$). В группе с биопротезированием Ауд ЛЖ с $92,6 \pm 67,3$ отн. ед. снизилась до $66,8 \pm 4,2$ отн. ед. (% сдвига – 27,9; $p < 1,0$), снизился СИ с $5,8 \pm 2,9$ до $3,6 \pm 1,1$ л/мин/м² (% сдвига – 38,3; $p < 1,0$). Относительная митральная регургитация практически осталась без изменений – с $0,8 \pm 0,5$ до $1,0 \pm 0,0$ ст. (% сдвига 33,3, $p < 0,36$). При всех положительных изменениях отмечаемых при имплантации механических протезов, транспротезный градиент был выше, чем при биопротезировании.

Таблица 3

№ протезов	Типы протезов	
	механические (абс.)	биологические (абс.)
19	2	2
20	7	–
21	11	5
22	27	1
23	96	6
24	44	2
25	133	12
26	22	9
27	4	5
28	1	5

Таблица 4

Динамика показателей ЛЖ при протезировании АК в группе с AoH и CoAoH различными типами протезов

Параметры	Механические				Биологические			
	до	после	% сдвига	P	до	после	% сдвига	P
КДР, см	6,5±0,2	5,4±0,1	-17,2	0,0001	7,1±0,8	5,8±0,6	-17,2	0,003
КСР, см	4,3±0,2	3,7±0,2	-13,5	0,0001	5±0,8	4,2±0,6	-15,3	0,008
иКДР, см/м ²	3,6±0,1	3±0,1	-17,3	0,0001	3,9±0,3	3,3±0,2	-17,2	0,003
иКСР, см/м ²	2,4±0,1	2,1±0,1	-13,4	0,0001	2,8±0,3	2,4±0,3	-14,8	0,006
КДО, мл	220,8±14,7	143,9±8,6	-34,9	0,0001	267,3±62,7	173,3±41,2	-35,2	0,001
КСО, мл	89,9±8,8	64,4±6,4	-28,4	0,0001	125,5±42,5	83,5±25,3	-33,5	0,012
иКДО, мл/м ²	123±8,3	79,9±4,8	-35,1	0,0001	146,7±26,6	95±17,5	-35,3	0,001
иКСО, мл/м ²	50±5	35,9±3,8	-28,1	0,0001	67,9±19,1	45,7±12,1	-32,8	0,008
УО, мл	131,1±7,8	79,5±4,6	-39,4	0,0001	140,6±31,4	88,5±19,8	-37,1	0,021
УИ, мл/м ²	73,1±4,5	44±2,5	-39,7	0,0001	78±15,6	48,7±8,5	-37,7	0,016
ФВ ЛЖ, %	60,5±1,6	56,7±2,2	-6,3	0,0005	54,8±7,3	51,8±5,1	-5,5	0,49
пикСГД, мм рт. ст.	30,7±5,3	27,5±2,1	-13,0	0,26	22,02±10,5	19,8±3,3	-11,6	0,58
ММ ЛЖ, г	431,9±49,5	318,6±46,2	-26,2	0,0002	534,3±249	381±317	-28,7	1,0
и ММ ЛЖ, г/м ²	221,9±22,5	165,7±27,7	-25,3	0,0004	284,3±106	195±126	-31,4	1,0
ЗС ЛЖ, см	1,2±0,1	1,2±0,1	-2,6	0,51	1,2±0,6	1,1±0,2	-7,8	1,0
и ЗСЛЖ, см/м ²	0,6±0	0,6±0,1	-1,8	0,65	0,6±0,3	0,6±0,1	-8,3	1,0
МЖП, см	1,2±0,1	1,2±0,1	0,3	0,95	1,5±0,3	1,1±0,2	-6,7	1,0
и МЖП, см/м ²	0,6±0,1	0,6±0,1	2,4	0,74	0,8±0,1	0,6±0,2	-6,6	1,0

Диаметр фиброзного кольца аорты (ФК Ao) независимо от типа имплантированного протеза в динамике уменьшался и составил 2,6±0,4 см (% сдвига – 4,7, p<1,0), тогда как увеличение размера восходящего отдела Ao при обоих типах было не достоверно и составило в среднем 3,6±0,3 (% сдвига – 2,3, p<0,63). Отмечено уменьшение ЛП с 5,0±0,3 до 4,6±0,2 см (% сдвига – 2,2, p<0,68).

Анализ влияния механических и биологических протезов в группе пациентов с AoC и CoAoC показал так же достоверное уменьшение как систолического, так и диастолического объемов ЛЖ, процессы обратного ремоделирования, проявляющиеся регрессом массы миокарда (ММ), толщины задней стенки (ТЗС ЛЖ) и межжелудочковой перегородки (МЖП) отмечаются достоверно при обоих типах протезов. Систолические показатели ЛЖ имели больший процент сдвига. При этом снижение ФВ ЛЖ у больных не отмечено (табл. 5). Оценка гемодинамических показателей выявила, что уже в ближайшие сроки после операции при обоих типах протезов происходит уменьшение нагрузки ЛЖ. Так Ауд ЛЖ при протезировании механическими протезами с 110,5±14,3 отн. ед снизилась до 83,4±9,8 отн. ед. (% сдвига – 24,5; p<0,001), сни-

зился СИ ЛЖ с 3,6±0,5 до 3,0±0,4 л/мин/м² (% сдвига – 16,5; p<0,025). Имевшая место относительная регургитация на МК уменьшилась с 1,1±0,2 до 0,2±0,1 ст. (% сдвига – 84,0, p<0,01). В группе с биопротезированием Ауд ЛЖ с 105,0±46,2 отн. ед снизилась до 66,1±34,6 отн. ед. (% сдвига – 37,1; p<0,06), снизился СИ с 4,5±0,9 до 3,0±1,2 л/мин/м² (% сдвига – 32,3; p<1,0). Относительная митральная регургитация практически осталась без изменений – с 0,9±0,4 до 0,8±0,3 ст. (% сдвига – 20,0, p<0,32).

При достоверных положительных изменениях в гемодинамической группе AoC+CoAoC при обоих типах протезов остаточный транспротезный градиент не имел достоверных различий (p>0,05).

Диаметр ФК Ao ни при одном из типов протезов не изменялся. Тогда как восходящий отдел Ao имел тенденцию к увеличению с 3,4±0,4 до 3,7±0,5 см (% сдвига 8,3, p<0,24) в группе с механическими протезами и до 3,6±0,3 (% сдвига – 2,3, p<0,63) и с 3,6±0,2 до 4,0±0,2 см (% сдвига 12,6, p<0,013) при биопротезировании, что возможно связано наличием центрального потока через биопротез, который и вызывает расширение восходящего отдела аорты. Тенденция динамики размера

Таблица 5

Динамика показателей ЛЖ при протезировании АК в группе с AoC и CoAoC различными типами протезов

Параметры	Механические				Биологические			
	до	после	% сдвига	P	до	после	% сдвига	p
КДР, см	5,3±0,2	4,9±0,2	-7,9	0,0001	5,4±0,5	4,9±0,5	-8,8	0,012
КСР, см	3,5±0,2	3,2±0,2	-7,9	0,0006	3,6±0,6	3,1±0,4	-13,6	0,012
иКДР, см/м ²	2,9±0,1	2,6±0,1	-7,9	0,0001	2,9±0,3	2,6±0,3	-9,4	0,017
иКСР, см/м ²	1,9±0,1	1,7±0,1	-8,0	0,0008	1,9±0,3	1,7±0,3	-13,9	0,018
КДО, мл	143,4±14,1	116,9±9,5	-18,5	0,0001	146,8±32,3	119,7±29	-18,5	0,02
КСО, мл	57,3±9,4	45,5±5,8	-20,5	0,0002	60,8±23,5	42,6±12,7	-30,0	0,022
иКДО, мл/м ²	77,4±8,1	63±5,5	-18,7	0,0001	78,6±17,9	63,3±14,9	-19,5	0,019
и КСО, мл/м ²	31,1±5,3	24,6±3,3	-20,9	0,0001	32,7±13,2	22,8±7,2	-30,3	0,03
УО, мл	86±6,9	71,5±5	-16,9	0,0001	85,8±14,8	76,9±18,9	-10,3	0,36
УИ, мл/м ²	46,3±3,9	38,4±2,8	-17,0	0,0002	45,8±7,3	40,4±9	-11,6	0,29
ФВ ЛЖ, %	62,8±2,9	61,6±2,1	-1,9	0,3527	61,6±7,6	65±4,5	5,5	0,34
пикСГД, мм рт. ст.	103,1±7,6	27,9±2,3	-84,0	0,0001	96,2±8,9	24,6±7,0	-74,4	0,0001
ММ ЛЖ, г	484,7±132	364±93,4	-24,9	0,004	572±209	407,6±145	-28,7	0,024
и ММ ЛЖ, г/м ²	267,9±75,5	201,6±53,8	-24,7	0,003	281±101	200±68,1	-28,8	0,024
ЗС ЛЖ, см	1,5±0,2	1,4±0,2	-9,9	0,055	1,7±0,4	1,5±0,4	-14,8	0,02
и ЗСЛЖ, см/м ²	0,9±0,1	0,8±0,1	-9,6	0,058	0,9±0,2	0,7±0,2	-14,3	0,02
МЖП, см	1,6±0,2	1,5±0,2	-6,8	0,13	1,9±0,2	1,6±0,3	-15,1	0,12
и МЖП, см/м ²	0,9±0,1	0,8±0,1	-6,5	0,14	0,9±0,1	0,8±0,1	-15,3	0,13

ЛП была к уменьшению, с достоверным при протезировании механическими протезами с 5,0±0,2 до 4,6±0,1 см (% сдвига – 7,3, p<0,0001), тогда как при биопротезировании эти изменения были не достоверны – с 5,2±0,4 до 5,0±0,2 см (% сдвига – 3,2, p<0,45).

ВЫВОДЫ

Таким образом, при протезировании АК происходит эффективное восстановление размеров ЛЖ, массы миокарда, функциональных показателей МК, размеров ЛП, с более значимой динамикой при использовании механических протезов. У пациентов с AoH и CoAoH динамика показателей ЛЖ после протезирования АК происходит в основном за счет конечно-диастолического размера и объема ЛЖ, тогда как у пациентов с AoC и CoAoC эта динамика происходит за счет конечно-систолического размера и объема ЛЖ.

При всех преимуществах механических протезов в гемодинамической группе AoH+CoAoH, выявлено достоверное снижение ФВ ЛЖ и более высокий транспротезный градиент при их имплантации, по сравнению с биопротезами. Для гемо-

динамической группы AoC+CoAoC достоверного снижения ФВ ЛЖ и различия транспротезного градиента при имплантации различных типов протезов не выявлено. Расширение восходящего отдела аорты после протезирования аортального клапана вероятно обусловлено изменившимися условиями гемодинамики корня аорты после имплантации протезов.

Учет данных изменений будет полезен при выборе протеза у пациентов с исходной низкой фракцией выброса и у пациентов предрасположенных к патологии восходящего отдела аорты.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бабенко С.И., Муратов Р.М., Малащенко А.И. и др. // *Грудная и серд.-сосуд. хир.* 2005. № 4. С. 35–39.
2. Малиновский И.И., Константинов Б.А., Дземешкевич С.Л. *Биологические протезы клапанов сердца.* М.: Медицина, 1988.
3. Edwards M.B., Taylor K.M. // *J. Heart Valve Dis.* 1999. V. 8. № 6. P. 697.
4. Fiore A., Swartz M., Grunkemeir G. // *Eur. J. Cardiothoracic Surg.* 1997. V. 11. P. 485–492.
5. Gonzales-Juanatey J., Fernandes M., Amaro C.A. // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1996. V. 112. P. 273–280.

6. Kirklin J.K., Smith D., Nowick W. et al. // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1993. V. 106. P. 154.
7. Noera G., Pensa P.M., Lamarra M. et al. // *Eur. J. Cardio-thoracic Surg.* 1997 11. P. 473–476.
8. Sirvydis V., Sudikien R., Lebetkevicius V. et al. // *Appl. Cardiopulm. Pathophysiol.* 2002. V. 10. P. 17.
9. Teijeira F.J., Mikhail A.A. *Cardiac valve replacement with mechanical prostheses: current status and trends* // *Advanced in Cardiovascular Engineering* / Ed. H.C. Hwang, N.Y.: Plenum Press, 1992. P. 197.
10. Westaby S., Huysmaus H.A., David T.E. // *Ann. Thorac. Surg.* 1998. V. 65. P. 235.

ANATOMIC/FUNCTIONAL CHANGES IN LEFT VENTRICLE AFTER AORTAL VALVE REPLACEMENT

A.M. Karaskov, S.I. Zheleznev, F.F. Turaev

The paper presents the experience with the aortic valve replacement to 394 patients. Among them 311 male and 83 female patients aged from 10 to 78 years old. I group-

aortal insufficiency (AH+KAH) – 229 (58,1%) patients, II group with aortal stenosis (AG+KAC) – 165 (41,9%) patients. All the patients underwent a routine examination that included chest X-ray study, ECG and 2D- Echo. According to the type of prosthesis the patients were divided into several subgroups: A – mechanic prosthesis 214 patients, B – biological prosthesis 47 patients. In order to value the dynamics of functional changes of LV was done comparative analysis of the basic morph-functional and hemodynamical indicators of LV in 7–15 days after operation. Analysing all the information taken from research we can conclude that better changes of the LV size, weight of miocard, reconstruction of functional changes MV, the size of LA occurred after mechanical prosthesis implantation. While biological prosthesis implantation we do not have significant decrease ejection fraction of LV, but in recent after operation period the increase of ascendance aortic occurred.

Key words: left ventricle, aortal valve replacement.