

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ И ЛАБОРАТОРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

ПОДДЕРЖИВАЮЩЕЕ УСТРОЙСТВО ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА. ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

*Стакан И. Н., Курганович С. А., Островский А. Ю., Козлов О. И., Владимирская Т. Э., Тхорева И. М.,
Чарковски А. В., Тарасюк И. В., Островский Ю. П.*

Республиканский научно-практический центр «Кардиология», МЗ Республики Беларусь
Витебский государственный технологический университет, Республика Беларусь
Белорусская медицинская академия последипломного образования, МЗ Республики Беларусь

SUPPORTING DEVICE FOR HEART'S VENTRICLES. PRELIMINARY RESULTS OF EXPERIMENTAL STUDY

Stakan I., Kurganovich S., Ostrovsky A., Kozlov O., Vladimirskaia T., Thoreva I., Charkovskij A., Tarasjuk I., Ostrovsky Y.

A supporting device for heart's ventricles of our design was examined. 12 dogs underwent left-sided thoracotomy. The CSD were placed on the intact hearts around the ventricles. The control of cardiac characteristics was carried out by echocardiography before operation and after 1 week, 1, 3 and 6 months. For estimation of degree of compression there were measured directly intra- and postoperatively next parameters: central venous pressure (CVP), systolic and diastolic artery pressure, end-systolic (ESP) and end-diastolic (-EDP) pressure in right (RV) and left ventricles (LV), pulmonary artery pressure (PAP). There were no early and late deaths, no statistically significant differences in intraoperative data. At termination, significant findings were made in CVP, ESP and EDP of LV, and by echocardiography in ejection fraction, E/A, PAP. There were no destruction of the device, no infectious complications. Morphology revealed mild fibrosis around fabric. Implantation of the device is well tolerated, doesn't disturb intraoperative hemodynamic. Mild adhesions don't lead to constriction of heart and coronary arteries in 6 months. This device may be used clinically in patients with dilated cardiomyopathy.

Введение

Интерес к органосохраняющим методам лечения дилатационных кардиомиопатий – идиопатическая дилатационная (ДКМП) и ишемическая (ИКМП) – не снижается, что связано с неуклонным ростом случаев застойной сердечной недостаточности (ЗСН), как исходов заболеваний сердца [12, 14]. Несмотря на то, что основную долю пациентов, нуждающихся в реконструкции желудочков (в основном

левого), составляют больные с ишемической болезнью сердца и ее осложнениями, эта проблема не менее остро стоит у пациентов с ДКМП.

Для лечения ДКМП разработаны и применяются ограниченное количество органосохраняющих методов. Они включают: изолированную аннулопластику атриовентрикулярных (АВ) клапанов, динамическую кардиомиопластику, адинамическую кардиомиопластику с имплантацией поддерживающих устройств, парциальную резекцию свободной стенки

левого желудочка (ЛЖ) – Batista procedure, выключение межжелудочковой перегородки (МЖП) – пакопексию, ресинхронизацию сократительной деятельности желудочков. Одни из них уже не используются либо применяются эпизодически, другие требуют изучения отдаленных результатов применения [2].

С позиций механики, макроструктура и геометрия желудочков в норме и при патологии, а также обоснованность применения и эффективность пла-

стического вмешательства на них поддаются описанию законом Лапласа: $T = PR/2d$ (T – напряжение стенки, P – давление, R – радиус, d – толщина стенки) [8, 23]. Вследствие скручивания миокарда здорового желудочка происходит укорочение полости желудочков по продольной оси, утолщение их стенок и уменьшение объема полостей. Нормальный ЛЖ, имея винтообразную косую ориентацию миокардиальных волокон (рис. 1), при фракции укорочения (ФУ) 20% обеспечивает фракцию выброса (ФВ) в 60% [4, 9, 24].

При сферическом ремоделировании изменяются нормальные взаимоотношения между поперечной базальной петлей и косой верхушечной, которая приближается по ориентации к первой с уменьшением угла между ними. Изменяется угол между восходящим и нисходящим сегментами апикальной петли с расширением водоворота верхушки (рис. 2). Косоориентированные волокна теряют способность к развитию систолического напряжения и диастолическому расширению, прогрессирует объемная перегрузка с изменением формы желудочка. При этом 20% укорочение миофибрилл приводит к 30% ФВ [10].

Применение закона Лапласа, изучение структуры и функционирования желудочков привели к разработке операций, целью которых является изменение угла ориентации миокардиальных волокон с приданием желудочкам эллиптической формы. Разработаны и применены ряд устройств для наружной (субэпикардиальной) коррекции измененных взаимоотношений миокардиальных петель [15]. Устройства представляют собой вязаную полиэтилентерефталатную (“CorCap™ Cardiac Support Device”, Acorn cardiovascular, Inc.) либо металлическую (нитиноловую, “Paracor”, Paracor Medical, Inc.) сетку [7, 13]. В Российском НЦХ РАМН экстракардиальный сетчатый каркас создается из перфорированных дакроновых сосудистых протезов [1]. В работах с экспериментальной ДКМП и применении CorCap™ достоверные различия имелись в увеличении ФУ, уменьшении степени митральной регургитации и площади ЛЖ по продольной оси. ФВ ЛЖ увеличилась в основной группе с 34% до 41%, а в контрольной составила 28% [18, 20]. К 3-му месяцу наблюдения митральная регургитация в группе без имплантации прогрессировала с 1 до 3 ст., в группе с CorCap™ исчезала [11]. После моделирования острого инфаркта миокарда у животных с CorCap™ отмечены меньшая площадь поражения, большие систолическая и диастолическая толщина миокарда в зоне поражения в сравнении с контрольной группой [17]. Показано отсутствие повреждения коронарных артерий и констриктивного процесса после имплантации устройства [19, 21].

В Белорусском центре «Кардиология» с 2004 г. ведутся экспериментальные работы по созданию отечественного поддерживающего устройства желудочков сердца (ПУЖС). При разработке устройства

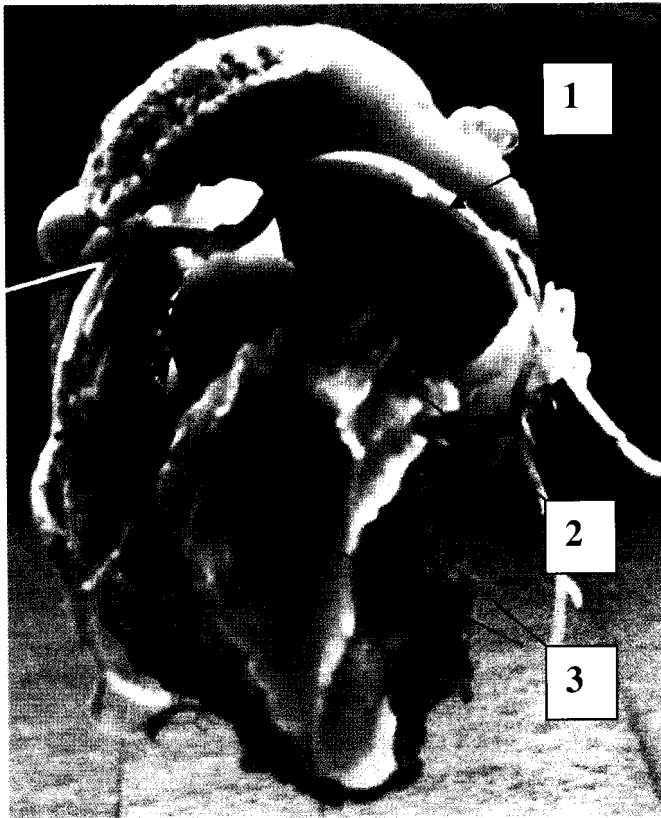


Рис. 1. Коррозионный препарат здорового нефиксированного сердца собаки (14 кг). На переднем плане – постеролатеральная поверхность ЛЖ со слепком огибающей артерии (1). В базальной части – косоориентированный рельеф внутренней поверхности ЛЖ (2). В средней и нижней части – рельеф папиллярных мышц (3)

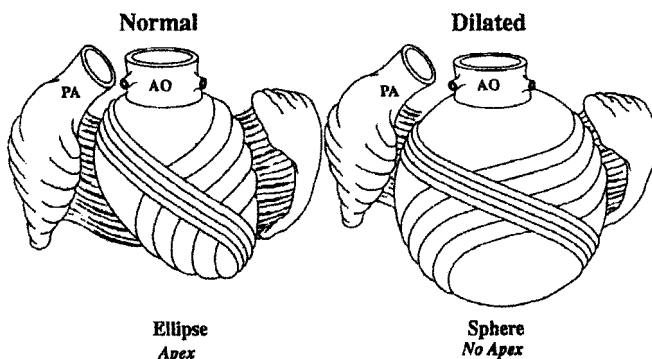


Рис. 2. Форма ЛЖ. Различия между нормальным эллиптическим желудочком, имеющим верхушку, и сферическим, верхушка которого полностью растянута. Ориентация базальной петли в обоих случаях практически идентична. Верхушечная петля изменяет направление от косого к поперечному [10]

к нему были выдвинуты следующие теоретические требования: конформность (свободное повторение неровной поверхности сердца), податливость и жесткость (структура изделия должна вызывать максимально равномерное снижение напряжения в любой точке стенки желудочков без ограничения их диастолического наполнения), биосовместимость (реакция организма на изделие должна выражаться в продукции нежного, быстро созревающего фиброзного слоя), износостойкость (изделие должно выполнять свою функцию без снижения свойств в течение всего срока наблюдения за животными). Важным требованием считали максимальное приближение условий экспериментальной операции к будущим клиническим испытаниям (точка фиксации, адаптация изделия к неровности рельефа желудочков, натяжение устройства с определенной степенью сдавливания желудочков).

На основании этих требований целью одного из этапов работы явились разработка способа имплантации отечественного ПУЖС, оценка безопасности его применения и биосовместимости в эксперименте. При этом оценивались различные точки и этапность фиксации, изменения гемодинамики до и после имплантации устройства, показатели эхокардиографии до операции, через 1 неделю, 1 месяц, 3 месяца и при выведении животного через 6 месяцев.

Материалы и методы

Материал для устройства, имеющий анизотропию механических свойств в двух взаимно перпендикулярных направлениях, произведен из комплексной полиэфирной нити [22]. Изделие производится кроеным способом. Две детали, вырезанные в определенном направлении, сшиваются между собой оригинальным ручным швом (рис. 3).

Имплантация ПУЖС выполнена 24 беспородным собакам без моделирования заболевания сердца в период с февраля 2006 г. по январь 2007 г. В работе приведены результаты исследования внутрисердечной гемодинамики (12 животных на этапах имплантации ПУЖС и при выведении из эксперимента, им выполнялось инвазивное измерение интраоперационной гемодинамики), данные эхокардиографического исследования (18 животных) со сроками наблюдения за животными 6 месяцев. Кроме описываемой группы, по 3 животных выведены в сроки 1 и 3 месяца (измерение внутрисердечной гемодинамики и эхокардиографическое исследование им не выполнялось, исследовалась макро- и микроскопическая картина сердца и изделия). При проведении исследований руководствовались инструкцией Министерства здравоохранения РБ «Требования к постановке экспериментальных исследований для первичной токсикологической оценки и гигиенической регламентации веществ»; «Правилами доклинической оценки без-

опасности фармакологических средств (GLP)»; «Правилами работы с использованием экспериментальных животных» и основными принципами биоэтики.

Средний вес животных составил $16,30 \pm 0,46$ кг. Накануне операции осуществляли премедикацию (5% раствор кетамина, 6 мг/кг, внутримышечно). Выполнялись: эхокардиографическое исследование (Toshiba Sonolayer-S SSH-65A, частота датчика 2,5 МГц), забор крови для исследований. Налаживали ЭКГ-мониторинг (стандартные отведения от конечностей). Вводный наркоз осуществлялся повторным внутримышечным введением кетамина в дозе 6 мг/кг. Интубировали трахею и осуществляли искусственную вентиляцию легких (ИВЛ) воздухом в объеме 500–700 мл/вдох с частотой дыханий 12–14 в мин. Дальнейшую анестезию дополняли однократным внутримышечным введением 2% раствора тиопентала натрия из расчета 20 мг/кг и 2 мл 0,005% раствора фентанила.

Первым этапом катетеризировали наружную яремную вену по Сельдингеру и измеряли центральное венозное давление в передней полой вене (ЦВД, см вод. ст.). Далее выполняли левостороннюю торакотомию в V межреберье. Измеряли давление в ЛЖ, правом желудочке (ПЖ), легочной артерии (ДЛА), нисходящей аорте (АД) путем прямой тонометрии (рис. 4).

Сердце энуклеировалось тракцией за перикард. На заднюю поверхность перикарда, посередине между задней полой и нижней левой легочной венами, накладывался П-образный шов («Пролен» 4/0). ПУЖС прошивалось этой нитью и погружалось в полость перикарда, таким образом, сшитый изготовителем край (ребро) располагался посередине задней поверхности желудочков, а край основания изделия – на уровне коронарного синуса. Сердце возвращали в естественное положение. Расправляли



Рис. 3. Поддерживающее устройство желудочков сердца. Вид в развернутом состоянии со стороны основания изделия

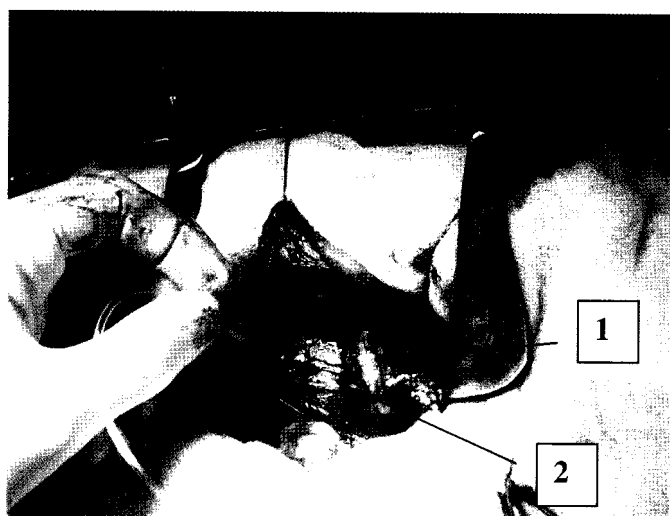


Рис. 4. Прямое измерение давления в ЛЖ до имплантации ПУЖС. 1 – передняя межжелудочковая борозда, 2 – боковая стенка ЛЖ

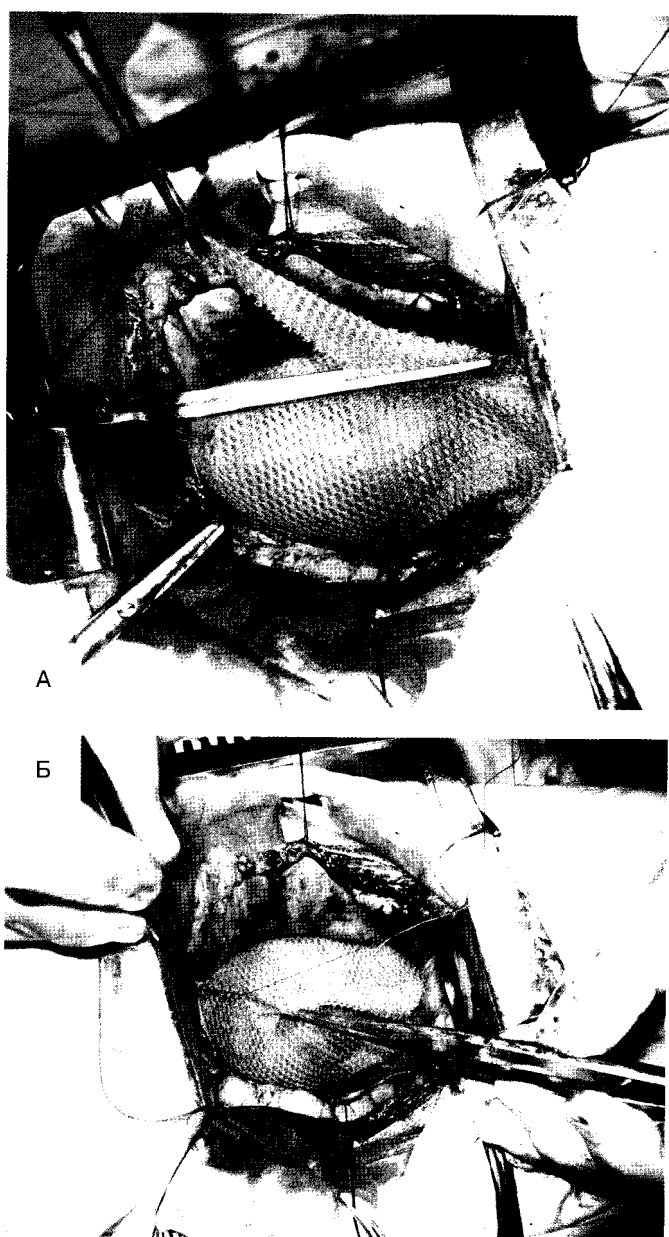


Рис. 5. Этапы фиксации ПУЖС с адаптацией к поверхности сердца

полы устройства вокруг желудочков и фиксировали его в 5–6-ти точках («Пролен» 5/0 или 4/0): к передней стенке ушка правого предсердия (ПП), перикарду напротив атриовентрикулярной борозды (АВ-борозды) и центра ПП, стенке ушка левого предсердия (ЛП), переходной складке перикарда в месте впадения нижней левой легочной вены в ЛП. На свободные края ПУЖС, вдоль изделия и параллельно передней поверхности сердца накладывался Г-образный атравматический зажим с визуальным контролем степени сдавливания. Излишек ткани отрезался поверх зажима. Края изделия сшивались провизорным непрерывным П-образным швом под зажимом. Зажим снимался и накладывался обвивной шов. Передний край ПУЖС дополнительно фиксировался к адвентиции легочной артерии (рис. 5 А-Б).

Повторно выполняли измерения давления в ЛЖ, ПЖ, ДЛА, АД, ЦВД. Рана послойно ушивалась с аспирацией воздуха из плевральной полости. В раннем послеоперационном периоде оценивалось общее состояние животных, потребление пищи и воды, состояние кожного шва. Для профилактики инфекционных осложнений внутримышечно вводили бициллин-3 в дозе 600 000 ЕД и цефтриаксон 1,0. Швы снимали на 7-е сутки.

Статистическая обработка контрольных параметров проводилась с использованием непараметрических методов. Достоверность различий медиан определялась на основании критерия Манна-Уитни.

Результаты

При изучении аутопсийных сердец человека нами были определены вероятные безопасные точки фиксации ПУЖС: стенки предсердий на уровне углов ушек, острого края ПЖ, передняя стенка аорты и ЛА [3]. У животных мы руководствовались этими же данными. В таблице 1 представлены основные гемодинамические параметры и их колебания во время операции и через 6 месяцев после нее.

Как видно из таблицы 1, достоверные различия параметров получены при измерении ЦВД, ЛЖ_{сист} и диаст. Колебания ЦВД находятся в пределах, указанных в литературных источниках как нормальные для собак. Эти показатели, а также показатели диастолического давления в ПЖ и ЛЖ, указывающие на удовлетворительную диастолическую функцию желудочков, подтверждают отсутствие констриктивного процесса через 6 месяцев [5]. Достоверность различий систолического давления в ЛЖ до и после имплантации ПУЖС вероятно обусловлена временным снижением наполнения ЛЖ непосредственно после имплантации, что косвенно подтверждается повышением ЦВД и недостоверным повышением конечно-диастолического давления (КДД) в ПЖ. В доступных источниках использования указанной методики измерения гемодинамических параметров у собак мы не встретили. Также не исключается

Средние показатели гемодинамики на этапах операции и после нее
(n=12, Me, интерквартильный размах)

Показатели	Срок			Критерий значимости, P
	Перед имплантацией	После имплантации	Через 6 месяцев	
	0	1	2	
ЦВД	2,00 (1,00-3,00)	3,00 (3,00-4,00)	3,00 (3,00-3,50)	P0-1=0,023 P0-2=0,031
АД сист.	105,00 (96,00-117,00)	99,00 (95,00-105,00)	104,00 (100,00-111,00)	
АД диаст.	77,00 (72,00-97,00)	78,00 (72,00-83,00)	80,00 (70,00-90,00)	
ЛЖ сист.	105,00 (95,00-116,00)	95,00 (88,00-100,00)	115,00 (90,00-125,00)	P1-2=0,037
ЛЖ диаст.	33,00 (24,00-40,00)	30,00 (24,00-40,00)	14,00 (12,00-15,00)	P0-2<0,001 P1-2<0,001
ПЖ сист.	25,00 (22,00-28,00)	27,00 (25,00-30,00)	25,00 (20,00-30,00)	
ПЖ диаст.	5,00 (0,00-10,00)	7,00 (0,00-17,00)	6,00 (3,00-9,00)	
ЛА сист.	26,00 (20,00-28,00)	26,00 (20,00-31,00)	24,00 (20,00-30,00)	
ЛА диаст.	15,00 (15,00-22,00)	15,00 (15,00-25,00)	14,00 (14,00-17,00)	

варьирование данных показателей в норме у здоровых собак. Хилькин А. М. и Светлов В. А. приводят параметры гемодинамики, измеренные у собак методом зондирования сердца (табл. 2) [5].

Одним из наиболее точных методов оценки диастолического расслабления (комплаинса) ЛЖ является исследование трансмитрального кровотока в импульсном доплеровском режиме [6]. Чаще всего для оценки диастолической функции ЛЖ определяют такие параметры, как максимальные скорости раннего пика (M_1) и предсердной систолы (M_2), площади под кривыми раннего диастолического наполнения (E) и предсердной систолы (A), время изоволюмического расслабления ЛЖ (IVRT). В норме отношение E/A должно быть больше 1. В своей работе мы оценили действие имплантированного устройства на комплаинс миокарда, в частности

ЛЖ. Достоверно изменялись показатели отношения E/A. При значительной вариабельности данных отношение E/A было выше 1. Естественно, имплантированное устройство не может улучшать диастолический комплаинс нормального желудочка. С определенной уверенностью можно говорить только о том, что через 6 месяцев оно не нарушает эту функцию здорового сердца. Этот показатель сопоставим с данными гемодинамических измерений (ЦВД, ЛЖ_{диаст} и ПЖ_{диаст}) и подтверждает отсутствие сдавливания сердца через 6 месяцев после операции (табл. 3).

Морфологические исследования показали отсутствие развития грубого рубца вокруг имплантата. Эпикард во всех случаях имел умеренную адгезию с изделием и достаточно легко отделялся от полимерно-фиброзного комплекса как интраоперационно, так и на фиксированном (10% нормальный формалин) препарате (рис. 6).

Имеется положительная динамика в формировании фиброзной оболочки вокруг полимерных волокон устройства с увеличением длительности наблюдения (зрелость фиброзного слоя с тенденцией к уменьшению его толщины). Микроскопически через 6 месяцев изделие инкапсулировано и пронизано тяжами соединительной ткани, отходящими от капсулы. Капсула вокруг ПУЖС четкая, сформирована зрелой соединительной тканью, состоящей из плотно упакованных пучков коллагеновых волокон. Зоны плотного фиброза чередуются с участками разрыхленной соединительной ткани. Волокнистый компонент соединительной ткани вокруг ПУЖС преобладает над клеточным. Клеточный компонент представлен, в основном, фибробластами и фиброцитами (рис. 7).

Таблица 2.

Средние показатели давления при зондировании полостей сердца у собак

Положение катетера	Показатель давления, мм рт. ст.	
	максимальное	минимальное
Передняя полая вена	3-4	0
Задняя полая вена	3-4	0
Правое предсердие	3-4	0
Правый желудочек	15-20	0-3
Легочная артерия	15-20	5-10
Легочные капилляры	10	4
Легочные вены	10	4
Левое предсердие	6-8	0-5
Левый желудочек	120	0-5
Аорта	120	80

Таблица 3.

Показатели эхокардиографических параметров у экспериментальных животных
(n=18, Me, интерквартильный размах)

Показатели	Срок					Критерий значимости, P
	Исходно	1 неделя	1 месяц	3 месяца	6 месяцев	
	0	1	2	3	4	
Конечно-диастолический диаметр, КДД ЛЖ, мм	33,00 (30,00-35,00)	32,00 (30,00-34,00)	32,00 (30,00-34,00)	32,00 (28,00-33,00)	30,00 (28,00-33,00)	
Конечно-систолический диаметр, КСД ЛЖ, мм	22,00 (21,00-24,00)	23,00 (21,00-26,00)	22,00 (21,00-24,00)	22,00 (21,00-24,00)	21,00 (20,00-23,00)	
Конечно-диастолический объем, КДО ЛЖ, мл	45,00 (37,00-51,00)	44,00 (37,00-48,00)	42,00 (37,00-47,00)	42,00 (31,00-49,00)	38,00 (31,00-45,00)	
Конечно-систолический объем, КСО ЛЖ, мл	15,00 (14,00-19,00)	19,00 (14,00-24,00)	16,00 (14,00-19,00)	15,00 (14,00-23,30)	14,00 (13,00-18,00)	
Ударный объем, мл	31,00 (23,00-32,00)	24,00 (17,00-32,00)	26,00 (22,00-31,00)	23,90 (16,00-31,00)	23,90 (16,00-31,00)	
Фракция выброса, %	62,00 (58,00-65,00)	58,00 (50,00-59,00)	59,00 (55,00-66,00)	57,00 (51,00-62,00)	59,00 (51,00-66,00)	P0-1=0,035
Левое предсердие, ЛП, мм	23,00 (22,00-24,00)	23,00 (22,50-24,00)	23,00 (22,00-23,00)	23,00 (22,00-24,00)	23,00 (22,00-24,00)	
Конечно-диастолический диаметр ПЖ, КДД ПЖ, мм	19,00 (18,00-22,00)	19,00 (18,00-20,00)	20,00 (18,00-22,00)	19,00 (18,00-22,00)	19,00 (18,00-22,00)	
Задняя стенка, ЗС диаст., мм	6,00 (6,00-7,00)	6,00 (6,00-7,00)	6,00 (6,00-7,00)	6,00 (6,00-6,00)	6,00 (6,00-6,00)	
ЗС сист., мм	10,00 (9,00-11,00)	9,00 (8,00-10,00)	9,00 (8,00-10,00)	9,00 (8,00-9,00)	9,00 (8,00-9,00)	
Межжелудочковая перегородка, МЖП диаст., мм	6,00 (5,00-6,00)	6,00 (6,00-7,00)	6,00 (6,00-7,00)	6,00 (5,00-7,00)	6,00 (5,00-6,00)	
МЖП сист., мм	10,00 (9,00-11,00)	10,00 (9,00-10,00)	10,00 (8,00-10,00)	10,00 (9,00-10,00)	9,00 (8,00-10,00)	
Восх. аорта, мм	23,00 (21,00-23,00)	22,00 (22,00-23,00)	22,00 (22,00-23,00)	22,00 (22,00-23,00)	23,00 (22,00-23,00)	
Легочная артерия, ЛА, мм	15,00 (14,00-17,00)	15,00 (13,00-16,00)	15,00 (13,00-17,00)	16,00 (13,00-18,00)	15,00 (13,00-17,00)	
Длина окружности сердца по АВ-борозде, см	19,50 (18,40-21,50)	20,40 (19,10-21,60)	20,00 (18,90-21,00)	19,50 (17,00-21,30)	19,50 (18,50-21,30)	
Длина полости ЛЖ диаст., мм	55,00 (48,00-59,00)	55,00 (50,00-56,00)	54,00 (50,00-57,00)	52,00 (46,00-56,00)	52,00 (49,00-55,00)	
Длина полости ЛЖ сист., мм	46,00 (41,00-49,00)	45,00 (42,00-46,00)	45,00 (41,00-49,00)	45,00 (41,00-46,00)	45,00 (42,00-46,00)	
Поперечник ЛЖ диаст., мм	30,00 (28,00-32,00)	29,00 (26,00-33,00)	30,00 (29,00-32,00)	29,00 (28,00-32,00)	30,00 (27,00-32,00)	
Поперечник ЛЖ сист., мм	22,00 (21,00-25,00)	22,00 (21,00-26,00)	23,00 (21,00-25,00)	22,00 (21,00-25,00)	21,00 (19,00-23,00)	
Макс. скорость в аорте на уровне аортального клапана, м/с	0,68 (0,65-0,72)	0,67 (0,64-0,69)	0,67 (0,65-0,68)	0,68 (0,65-0,71)	0,65 (0,63-0,68)	
Макс. градиент на уровне аортального клапана	1,80 (1,60-2,00)	1,80 (1,63-1,69)	1,80 (1,60-1,90)	1,80 (1,60-2,00)	1,79 (1,58-1,84)	
Пик E (ранняя диастола)	0,46 (0,38-0,49)	0,46 (0,38-0,49)	0,44 (0,41-0,46)	0,43 (0,38-0,51)	0,44 (0,40-0,51)	
Пик A (поздняя диастола)	0,32 (0,27-0,37)	0,31 (0,27-0,39)	0,27 (0,26-0,36)	0,35 (0,27-0,41)	0,27 (0,25-0,33)	
E/A	1,37 (1,20-1,52)	1,37 (1,29-1,53)	1,41 (1,34-1,60)	1,37 (1,20-1,60)	1,58 (1,40-1,70)	P0-4=0,0078 P1-4=0,016 P3-4=0,04
Макс. скорость в ЛА, м/с	0,65 (0,55-0,72)	0,64 (0,59-0,70)	0,64 (0,45-0,69)	0,64 (0,49-0,70)	0,59 (0,45-0,64)	P0-4=0,039
Макс. градиент в ЛА	1,65 (1,30-2,00)	1,60 (1,35-1,79)	1,50 (0,81-1,65)	1,60 (1,04-1,95)	1,40 (0,81-1,60)	
ДЛА, мм	14,00 (13,00-16,00)	16,00 (14,00-18,50)	14,00 (13,00-16,00)	15,00 (13,00-16,00)	14,00 (13,00-16,00)	

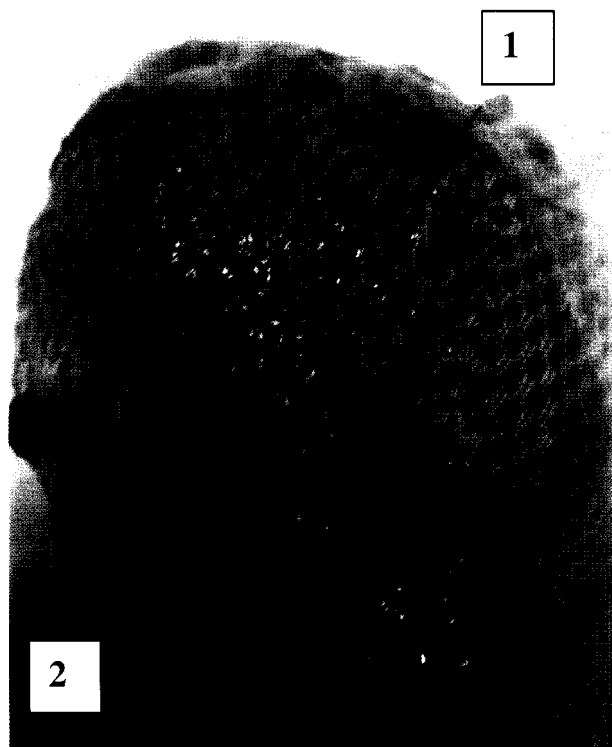


Рис. 6. Вид удаленного макропрепарата «сердце – изделие» через 6 месяцев после операции. 1 – устройство, 2 – отслоенный перикард



Рис. 7. Комплекс «миокард ЛЖ – ПУЖС» через 6 месяцев после имплантации. Окраска MSB-Харт, х50

Заключение

Имплантация ПУЖС у экспериментальных животных достаточно проста, безопасна и может выполняться на работающем сердце. Через 6 месяцев имплантированное устройство не приводит к значимым изменениям гемодинамических параметров здорового сердца животных при максимальном приближении условий экспериментальной операции к клиническим, что подтверждается данными прямой тонометрии и эхокардиографическим контролем. Через 6 месяцев после имплантации развивается мягкий, зрелый фиброз, отсутству-

ют инфекционные изменения, явления констрикции сердца и повреждения крупных субэпикардальных сосудов.

На основании изложенного, отечественное поддерживающее устройство желудочков сердца может применяться в клинической практике для лечения дилатационной кардиомиопатии.

Список литературы

1. Беленков Ю. Н., Белянко И. Э., Герасимова В. В. и др. Имплантация экстракардиального сетчатого каркаса в лечении дилатационной кардиомиопатии. Рандомизированное клиническое исследование ТОЛК (Терапевтическое и Оперативное Лечение Кардиомиопатии). // Кардиология. – 2005. – № 7. – С. 4–9.
2. Островский Ю. П., Стакан И. Н. Сферическое ремоделирование левого желудочка. Хирургические способы решения проблемы. // Здоровоохранение. – 2005. – № 7. – С. 13–19.
3. Стакан И. Н., Королев В. А., Козлов О. И., Юдина О. А., Островский Ю. П. Топографо-анатомические особенности атриовентрикулярной борозды применительно к имплантации поддерживающего устройства желудочков сердца. // Проблемы хирургии в современных условиях: Материалы XIII съезда хирургов Республики Беларусь, г. Гомель, 28–29 сентября 2006 г. / Гомельский гос. мед. университет. – Гомель. – 2006. – С. 121–122.
4. Фатенков В. Н. Биомеханика сердца в эксперименте и клинике. – М.: Медицина, 1990. – 158 с.
5. Хилькин А. М., Светлов В. А. Моделирование поражений сердца и сосудов в эксперименте. – М.: Медицина, 1979. – 384 с.
6. Шиллер Н., Осипов М. А. Клиническая эхокардиография, 2-е издание. – М.: Практика, 2005. – 344 с.
7. Acker M. A. Clinical results with the Acorn Cardiovascular restraint device with and without mitral valve surgery. // Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 2005. – № 17. – P. 361–363.
8. Batista R. J. V., Verde J., Nery P. et al. Partial left ventriculectomy to treat end-stage heart disease. // Ann. Thorac. Surg. – 1997. – № 64. – P. 634–638.
9. Buckberg G. D., Clements C., Cox J. L. et al. The structure and function of the helical heart and its buttress wrapping. IV. Concepts of dynamic function from the normal macroscopic helical structure. // Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery. – 2001. – Vol. 13, № 4 (October). – P. 342–357.
10. Buckberg G. D., Coghlan H. C. and Torrent-Guasp F. The Structure and Function of the Helical Heart and Its Buttress Wrapping. VI. Geometric Concepts of Heart Failure and Use for Structural Correction. // Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery. – 2001. – Vol. 13, № 4 (October). – P. 386–401.
11. Chaudhry P. A., Paone G., Sharov V. G. et al. Passive Ventricular Constraint With the Acorn Prosthet-

ic Jacket Prevents Progressive Left Ventricular Remodeling and Functional Mitral Regurgitation in Dogs With Moderate Heart Failure. // AATS 79th Annual Meeting Program. – 1999. – P. 66.

12. Cohn J. N., Francis G. S. Cardiac failure: a revised paradigm // *J. Cardiac Fail.* – 1995. – № 1. – P. 261–266.

13. Magovern J. A.. Experimental and clinical studies with Paracor cardiac restraint device // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 2005. – № 17. – P. 364–368.

14. Miller L. W., Missov E. D. Epidemiology of heart failure // *Cardiol. Clin.* – 2001. – № 19. – P. 547–555.

15. Oh J. H., Badhwar V., Mott B. D. et al. The effects of prosthetic cardiac binding and adynamic cardiomyoplasty in a model of dilated cardiomyopathy. // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* – 1998. – № 116. – P. 148–53.

16. Y. Ostrovsky, S. Shilko, I. Stakan, V. Korolev et al. Preliminary results of researches of physicomachanical and biological properties of Belarusian cardiac support device // *Cardiology update 2006: Abstract book, Albena, Bulgaria, September 21–24 / Academy of cardiology.* – Albena. – P. 32–33.

17. Pilla J. J., Blom A. S., Brockman D. J. et al. Ventricular constraint using the Acorn cardiac support device (CSD) limits infarct expansion in an ovine model of acute myocardial infarction // *Journal of Cardiac Failure.* – 2001. – № 7 (suppl 2). – P. 40.

18. Power J. M., Raman J., Dornom A. et al. Passive ventricular constraint amends the course of heart failure: a study in an ovine model of dilated cardiomyopathy // *Cardiovascular Research.* – 1999. – № 44. – P. 549–555.

19. Raman J., Hata M., Hare D. L. et al. Ventricular containment as an adjunct to coronary artery surgery amends the course of heart failure in patients with ischemic cardiomyopathy // *Circulation.* – 2000. – № 102 (suppl II). – P. 502.

20. Sabbah H. N., Chaudhry P. A., Paone G. et al. Passive ventricular constraint with the acorn prosthetic jacket prevents progressive left ventricular dilation and improves ejection fraction in dogs with moderate heart failure. // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1999. – № 33 (Suppl A). – P. 207A.

21. Sabbah H. N., Sharov V. G., Chaudhry P. A. et al. Six monthes hemodynamic, histologic, and ultrastructural findings in dogs with chronic heart failure treated with the Acorn Cardiac Support Device. // *European J. of Heart Failure.* – 2001. – № 3 (suppl 1). – S. 71.

22. Shilko S. V., Khizhenok V. F., Charkovsky A. V. et al. Determination of Strain-Strength Properties of a Support Device for Heart Ventricles. // *Russian Journal of Biomechanics.* – 2006. – Vol. 10, № 4. – P. 56–62.

23. Suma H. and the RESTORE Group. Left ventriculoplasty for nonischemic dilated cardiomyopathy. // *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery.* – 2001. – Vol. 13, № 4 (October). – P. 514–521.

24. Torrent-Guasp F., Buckberg G. D., Glemente C. et al. The structure and function of the helical heart and its buttress wrapping. I. The normal macroscopic structure of the heart. // *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery.* – 2001. – Vol. 13, № 4 (October). – P. 301–319.