

DOI: 10.15825/1995-1191-2026-1-235-241

## ЦИЛИНДРИЧЕСКИЙ ПРОТЕЗ ДЛЯ ТРИКУСПИДАЛЬНОЙ ПОЗИЦИИ: ВОЗМОЖНОСТИ И НЕДОСТАТКИ ИМПЛАНТАТА

*С.И. Бабенко, А.С. Сачков, Д.В. Бритиков, М.Н. Соркомов, Р.Р. Муратов, И.С. Хайитматов, Д.А. Титов*

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии имени А.Н. Бакулева» Минздрава России, Москва, Российская Федерация

Протезирование трикуспидального клапана при первичной недостаточности достаточно редкая операция. Протезом выбора остается биологический протез, поскольку он не требует антикоагулянтной терапии, и как ожидалось, подвержен более медленной дегенерации, чем в митральной или аортальной позиции. Однако срок службы протезов все же ограничен, особенно это касается молодых пациентов. Механические протезы требуют жесткой антикоагулянтной терапии в связи с достаточно низким кровотоком в правых отделах сердца. Наиболее сложная ситуация при выборе протеза у пациентов с инфекционным эндокардитом и абсцессом фиброзного кольца. Целью исследования было проанализировать результаты экспериментальных исследований цилиндрического протеза и первого клинического опыта в мировой практике. Создание новых моделей протезов с использованием инертного и более долговечного материала позволит решить проблемы имплантата для трикуспидальной позиции, оптимизировать операционный процесс и улучшить качество жизни пациентов в отдаленном периоде.

*Ключевые слова: недостаточность трикуспидального клапана, цилиндрический протез, биопротезирование, инфекционный эндокардит.*

## CYLINDRICAL PROSTHETIC VALVES FOR THE TRICUSPID POSITION: PROSPECTS AND LIMITATIONS

*S.I. Babenko, A.S. Sachkov, D.V. Britikov, M.N. Sorkomov, R.R. Muratov, I.S. Khayitmatov, D.A. Titov*

Bakulev National Medical Research Center for Cardiovascular Surgery, Moscow, Russian Federation

Tricuspid valve (TV) replacement for primary regurgitation is a relatively rare procedure. Bioprosthetic valves are generally preferred because they do not require anticoagulant therapy and tend to degenerate more slowly in the tricuspid position than in the mitral or aortic positions; however, their durability remains limited, particularly in young patients. In contrast, mechanical prosthetic valves require rigorous anticoagulant therapy due to low blood flow in the right heart chambers. Prosthesis selection is especially challenging in cases of infective endocarditis with fibrous annular abscess. The aim of this study is to analyze experimental data on cylinder valves and to review the first clinical experiences reported worldwide. The development of new prosthesis models using inert and more durable materials may address current limitations of TV implants, optimize surgical techniques, and improve patient quality of life in the long-term.

*Keywords: tricuspid regurgitation, cylinder valves, bioprosthetic valves, infective endocarditis.*

Тяжелая первичная недостаточность трикуспидального клапана, вызванная инфекционным эндокардитом, чаще всего связана с инфекцией на фоне имплантации электродов для кардиостимулятора, длительным стоянием внутривенных катетеров при хроническом диализе и онкологических заболеваниях

или при злоупотреблении внутривенными наркотическими препаратами. Известно, что механические протезы в трикуспидальной позиции в большей степени подвержены тромбозу из-за невысокой скорости кровотока, биологические протезы склонны к дегенерации и кальцинозу, особенно у молодых пациен-

**Для корреспонденции:** Соркомов Максим Ньюгустанович. Адрес: 121552, Москва, Рублевское шоссе, д. 135. Тел. (495) 414-78-49. E-mail: sorcommn@gmail.com

**Corresponding author:** Maxim Sorkomov. Address: 135, Rublevskoe shosse, Moscow, 121552, Russian Federation. Phone: (495) 414-78-49. E-mail: sorcommn@gmail.com

тов, кроме того, ни один искусственный клапан не соответствует истинной эллипсоидной форме кольца трикуспидального клапана и не предназначен специально для этой позиции. Протезирование трикуспидального клапана нередко осложняется поперечной блокадой из-за близости треугольника Коха в области септальной створки. Кроме того, риск рецидива эндокардита после протезирования клапана, особенно у инъекционных наркоманов, остается достаточно высоким.

Концепция цилиндрического протеза для атрио-вентрикулярного клапана сердца была впервые предложена James Cox et al. [1] в конце 80-х годов прошлого столетия на основе гипотезы, что естественные клапаны сердца функционируют как простые трубки, стенки которых сжимаются под воздействием внешнего давления. Авторами был протестирован целый ряд материалов, в том числе ранний экспериментальный материал из подслизистой оболочки тонкого кишечника свиньи, в качестве имплантата как для митрального, так и для трикуспидального клапанов. Исследование показало адекватную способность трубчатой конструкции восстанавливать нормальную гемодинамику транспротезного потока.

### **ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОЦЕНКА ЦИЛИНДРИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА**

В 2013 году Fallon et al. [2] опубликовали результаты небольшого исследования по имплантации цилиндрического протеза, созданного из CorMatrix ESM, в трикуспидальную позицию на модели овцы. Результаты эхокардиографического исследования, макро- и микроскопический гистологический анализ показали, что цилиндрический клапан может функционировать как полноценный биопротез трикуспидального клапана в течение более 12 месяцев без дегенерации или развития кальциноза. Гистологическое исследование эксплантированного материала также показало наличие признаков эндотелизации и адаптивного ремоделирования тканей.

В 2016 году проведено исследование Diana M. Rorske et al. [3], целью которого было имплантировать цилиндрический трансплантат из внеклеточного матрикса в трикуспидальную позицию клапана свиньи и оценить его биомеханические и физиологические характеристики в сравнении с естественным трикуспидальным клапаном. Кольцо трикуспидального клапана цилиндрического протеза после имплантации оказалось меньше по площади и длине окружности, хотя размер протезов был рассчитан таким образом, чтобы воспроизвести естественное кольцо трикуспидального клапана, и оно соответствовало максимальному показателю длины окружности кольца нативного клапана. В среднем длина окружности цилиндрического клапана оказалась на 20% меньше,

авторы объяснили это конструкцией протеза и хирургической техникой. Анализ естественной геометрии кольца трикуспидального клапана в исследовании согласуется с другими наблюдениями и позволяет предположить, что в систолу кольцо приобретает многоплоскостную форму.

Chia-Pei Denise Hsu et al. из международного университета Флориды (США) провели исследование по изучению гемодинамических параметров на цилиндрических протезах в трикуспидальной и митральной позициях. 26-миллиметровый цилиндрический клапан PSIS (CorMatrix Cardiovascular) был пришит к изготовленному на заказ держателю клапана, напечатанному на 3D-принтере. Гидродинамические испытания клапанов проводились с помощью системы дублирования импульсов (Vivitro Labs) с использованием 0,9%-ного физиологического раствора. Датчик потока был установлен между правым предсердием и желудочком, а датчики давления установлены в правом предсердии, желудочке и аорте. В тестах использовалась частота сердечных сокращений 70 ударов в минуту, с ударным объемом 50 мл для трикуспидального клапана и 71,4 мл для митрального клапана. Исследование показало, что трансклапанный градиент давления на трикуспидальном цилиндрическом протезе составил 3,97 мм рт. ст., а коэффициент регургитации всего 7,70% [4].

### **КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ ПРОТЕЗОВ**

John S.K. Murala et al. в 2016 году [5] опубликовали случай имплантации цилиндрического протеза, созданного вручную в условиях операционной 15-месячному (весом 10 кг) ребенку мужского пола с атрезией легочной артерии, после 2 процедур баллонной вальвулопластики легочной артерии, за которыми последовала открытая реконструкция трикуспидального клапана. У ребенка сохранялась тяжелая трикуспидальная недостаточность и стеноз, и недостаточность клапана легочной артерии. Первоначальная попытка повторной пластики трикуспидального клапана привела к дальнейшему ухудшению состояния, и было принято решение протезировать. Фиброзное кольцо трикуспидального клапана составляло 20 мм. Низкая эффективность каркасных биопротезов в этой возрастной группе хорошо известна. Поэтому хирурги приняли решение сконструировать цилиндрический клапан из ткани CorMatrix в условиях операционной в качестве альтернативного протеза, посчитав, что это может позволить в будущем установить транскатетерный клапан. Край цилиндра клапана CorMatrix был загнут примерно на 3 мм, чтобы сформировать двухслойное «шовное кольцо». Длина цилиндра составляла 24 мм (1,2 × диаметр). Дистально цилиндр был пришит к 3 папиллярным

мышцам с помощью матрасных полипропиленовых швов. «Шовное кольцо» было пришито к кольцу клапана с помощью непрерывного полипропиленового шва. Однако при заполнении желудочка возникла значимая центральная регургитация. Процедура была выполнена повторно с использованием нового цилиндра длиной 35 мм ( $1,7 \times$  диаметр), что привело к созданию работоспособного клапана с хорошими гемодинамическими параметрами и отсутствием регургитации.

Marc W. Gerdisch et al. [6] опубликовали в 2014 году первый опыт имплантации цилиндрического протеза из материала CorMatrix в трикуспидальную позицию 19 пациентам с инфекционным эндокардитом трикуспидального клапана, у 11 из них болезнь была в активной стадии. Для оценки степени разрушения, определения длины хорд и диаметра нативного клапана использовалась предоперационная эхокардиография. Для формирования самого цилиндрического протеза из листа CorMatrix был изготовлен цилиндр с диаметром, соответствующим диаметру естественного размера фиброзного кольца пациента. Длина трубки определялась либо по данным эхокардиографии как расстояние от кольца до кончиков сосочковых мышц, либо по стандарту – 120% от диаметра цилиндра. После пережатия аорты, защиты миокарда и остановки сердечной деятельности все инфицированные участки иссекались до здоровой ткани. Для размещения цилиндра (рис. 1) были определены 3 точки прикрепления в желудоч-

ке. Поскольку количество и расположение сосочковых мышц правого желудочка различались, были выбраны 3 точки прикрепления сосочковых мышц, расположенные примерно на равном расстоянии друг от друга под углом  $120^\circ$ . Передняя сосочковая мышца обычно служила ориентиром при выборе других точек фиксации. В зависимости от состояния подклапанных структур после удаления омертвевших тканей и предпочтений хирурга шов накладывался на кончики, основание или тело выбранных сосочковых мышц. Крепления производились путем наложения матрасных швов (обычно 4-0 или 5-0 из полипропилена или полиэстера) с прокладками или без них. Авторы отметили несколько интересных технических особенностей. Так, например, несмотря на то что в нескольких случаях потребовалось полное иссечение септальной створки, полной поперечной блокады сердца ни у кого не возникло. Это может быть существенным преимуществом по сравнению со стандартной имплантацией искусственного протеза. Цилиндрическая конструкция клапана пришивается к кольцу по окружности непрерывным швом. Потенциальным преимуществом цилиндрической конструкции также является сохранение формы фиброзного кольца и конусообразной формы правого желудочка, даже если была необходимость удалить все инфицированные хорды. У всех пациентов, кроме одного, в исследовании недостаточность возникла недавно и ремоделирование правого желудочка еще не произошло. Госпитальных смертей в этом

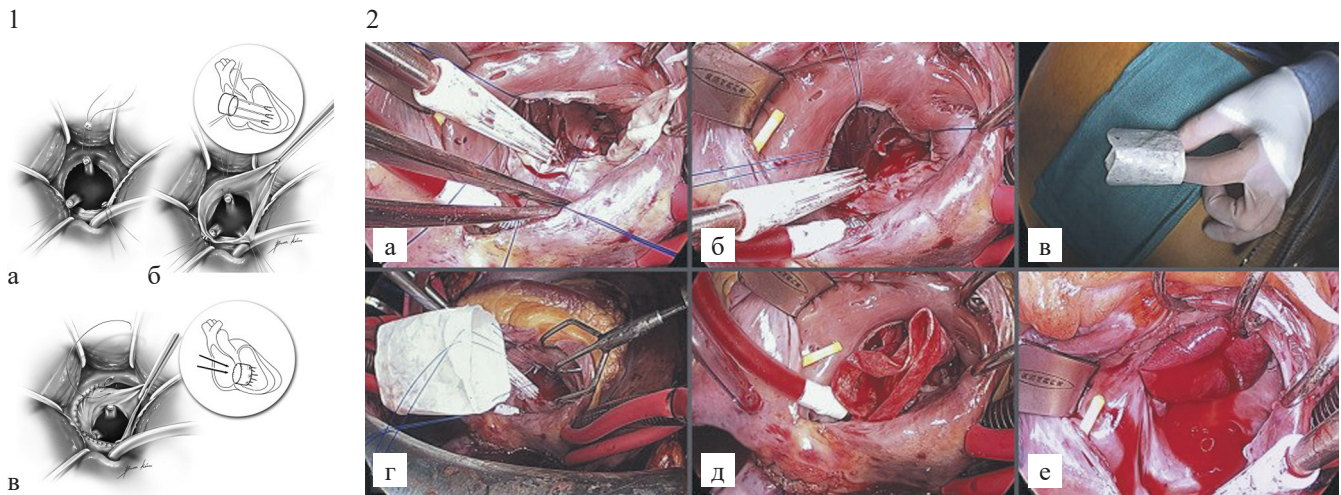


Рис. 1: 1 – схематическое изображение операции (а – наложение швов на сосочковые мышцы, б – фиксирование швов к нижнему краю протеза, в – фиксирование швов к фиброзному кольцу); 2 – интраоперационный вид этапов операции (а и б – наложение швов в точках прикрепления сосочковых мышц, в – внеклеточный матриксный клапан перед имплантацией, г – дистальный край клапана прикреплен к точкам прикрепления, д – проксимальный край клапана пришит по окружности к кольцу, е – демонстрация работы клапана при инсуффляции физраствора)

Fig. 1: 1 – schematic representation of the operation (а – suturing the papillary muscles, б – fixing the sutures to the lower edge of the prosthesis, в – fixing the sutures to the rings); 2 – intraoperative view of the stages of the operation (а, б – suturing at the papillary muscle attachment points, в – extracellular matrix valve prior to implantation, г – distal edge of the valve secured to the attachment points, д – proximal edge of the valve circumferentially sutured to the annulus, е – demonstration of valve function during saline insufflation)

исследовании не было. У одного пациента произошел отрыв сосочковой мышцы во время операции, у второго через 7 дней после операции, в обоих случаях была выполнена успешная коррекция. Еще одному пациенту в связи с дисфункцией цилиндра через 22 месяца имплантировали ксеноперикардальный каркасный протез. Через 6 месяцев на одном цилиндре развилась грибковая инфекция у пациента с наркотической зависимостью в анамнезе, пациенту вновь был имплантирован цилиндр из CorMatrix. У остальных пациентов при сроках наблюдения до 18 месяцев функция цилиндра была хорошая, без признаков недостаточности.

В 2019 году Anna H. Hue et al. опубликовали случай хирургического лечения активного эндокардита трикуспидального клапана у пациентки 23 лет с наркотической зависимостью. На первой операции ей был имплантирован в трикуспидальную позицию каркасный протез из ксеноткани, однако в связи с наличием циркулярного абсцесса через шесть недель развился эндокардит биологического протеза с массивными вегетациями. Учитывая анатомические особенности по данным эхокардиографии, пациентке на второй операции был смоделирован интраоперационно цилиндрический протез из ткани CorMatrix. Длина окружности протеза равнялась диаметру кольца трикуспидального клапана, умноженному на число  $\pi$ , а длина – диаметру кольца ТК, умноженному на 1,3. Точки крепления к папиллярным мышцам были определены примерно на 120 градусов друг от друга. Места крепления к папиллярным мышцам также были укреплены прокладками из ткани CorMatrix. Проксимальный край цилиндра подшивался к фиброзному кольцу трикуспидального клапана непрерывным швом. Эхокардиография на 5-е сутки после операции показала минимальную регургитацию на протезе. Через 11 недель пациентка вновь была обследована. Обследование показало отличную работу цилиндрического клапана, отсутствие регургитации. Пациентка хорошо себя чувствовала, инфекция была полностью купирована, и она вернулась к работе и учебе. Авторы считают преимуществом цилиндрического протеза возможность минимального использования небологического материала. Но и при описании этого случая невозможно сделать окончательные выводы без изучения отдаленных результатов [7].

## СИНТЕТИЧЕСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ КАРКАСЫ ДЛЯ КЛАПАННОЙ ХИРУРГИИ

В последние годы в тканевой инженерии и регенеративной медицине при создании тканей и органов, заселяемых аутологичными или стволовыми клетками, чтобы преодолеть иммунологические барьеры, применяются различные синтетические и

натуральные каркасы. После имплантации синтетических каркасов в организм человека иммунная система запускает реакцию на инородное тело, которая начинается с миграции нейтрофилов и макрофагов и сопровождается выработкой воспалительных цитокинов в месте имплантации. Следовательно, большинство синтетических трансплантатов покрываются плотной фиброзной капсулой и изолируются от человеческого организма. Реакция на инородное тело может сохраняться до тех пор, пока трансплантат полностью не разрушится или не будет удален. В противном случае может возникнуть хроническое воспаление [8].

Тканеинженерные децеллюляризованные каркасы внеклеточного матрикса обладают большим потенциалом для решения проблемы нехватки доноров, а также иммунологического отторжения. Каркас внеклеточного матрикса (КВМ) – это материал, получаемый из различных тканей. Предполагается, что эти материалы внеклеточного матрикса служат временным биологическим каркасом, который позволяет собственным клеткам пациента заселять и восстанавливать ткани. Уже доказано, что они способствуют конструктивному ремоделированию многих различных тканей как в доклинических исследованиях на животных, так и в клинических на людях. Несколько факторов влияет все же на иммунный ответ хозяина против децеллюляризованных тканей. Основными можно считать эффективность децеллюляризации и применяемый метод, тканевое происхождение имплантата, место имплантации и особенности реципиента. Децеллюляризация, как ключевой процесс при изготовлении КВМ, удаляет иммуногенные клеточные материалы и значительно снижает иммуногенность и таким образом повышает биосовместимость полученных каркасов. Однако применение этих биокаркасов по-прежнему сопряжено с серьезными иммунологическими проблемами. Децеллюляризация определяется как удаление ДНК и других клеточных материалов при сохранении конфигурации и состава внеклеточного матрикса. Это наиболее эффективный метод снижения иммуногенности тканей и органов. Однако неполное удаление клеточных компонентов в процессе децеллюляризации может спровоцировать сильные иммунные реакции после имплантации. Но с другой стороны, полное удаление клеточных материалов может сопровождаться тоже нежелательными последствиями. Некоторые протоколы повреждают ультраструктуру децеллюляризованных каркасов, что может оказать пагубное воздействие на функцию каркаса, его долговечность и регенеративные свойства. Таким образом, проблемы, связанные с иммуногенностью каркасов КВМ, содержат несколько разделов. Во-первых, протоколы децеллюляризации должны быть скорректированы для эффективного удаления клеточных мате-

риалов и лучшего сохранения КВМ и поддержания его целостности; во-вторых, требуются эффективные методы для устранения оставшихся антигенов после децеллюляризации; в-третьих, необходимо разработать практические меры обнаружения и более эффективные методы промывания для устранения остатков цитотоксических агентов; в четвертых, ткани должны быть получены из более иммуносовместимых источников; в пятых, скорость разложения децеллюляризованного каркаса должна быть скорректирована таким образом, чтобы избежать либо реакции на чужеродное тело и хронический иммунный ответ, либо ускоренного высвобождения врожденных цитокинов и отказа трансплантата. Кроме того подходящий метод стерилизации должен быть подобран таким образом, чтобы минимизировать повреждение децеллюляризованного каркаса [9–11].

При изучении отдаленных результатов использования каркаса из внеклеточного матрикса для реконструктивной хирургии врожденных пороков сердца в исследовании Massimo A. Padalino et al. оказалось, что 5 из 13 пациентов (38,4%), которым была выполнена реконструкция клапана, нуждались в повторной операции по замене клапана уже в среднем через 25,2 месяца. Авторы сделали вывод, что долговечность КВМ, по-видимому, ниже, чем у аутологичного перикарда [12]. Хотя гибкость и тонкость каркаса КВМ можно считать преимуществом для пациентов с низким весом, поскольку даже аутологичный перикард может быть слишком толстым и объемным в таких «миниатюрных» анатомических структурах, а возможность его заселения аутологичными клетками многообещающей. Кроме того, хирургическое внедрение КВМ в жизнеспособную ткань нативного клапана (аугментация) может способствовать регенерации и ремоделированию тканей. Напротив, расширение створок с помощью внеклеточного матрикса на диспластичном клапане может привести лишь к инфильтрации воспалительными клетками и утолщению неоинтимального слоя без какого-либо клеточного ремоделирования.

Гистологический анализ сравнения двух материалов CorMatrix и аутоперикард заметно различался в исследовании Abbas Haider Zaidi et al., проведенном в педиатрическом кардиологическом центре Бостона. Материал CorMatrix оставался неповрежденным, и его внешний вид практически не менялся в течение всего периода наблюдения. Однако в нем шел интенсивный воспалительный процесс, который не ослабевал в течение  $\leq 9$  месяцев и включал в себя значительное количество эозинофилов и гигантских клеток. Авторы не наблюдали признаков ремоделирования или резорбции материала, а также появления ткани, напоминающей нативный клапан. Во многих случаях на субстанции образовывалась толстая неоинтима, что указывало на то, что CorMatrix был по-

крыт оболочкой. Напротив, аутологичный перикард не вызывал значительной воспалительной реакции. Одним из возможных объяснений может быть то, что образцы перикарда находились на месте гораздо дольше, чем CorMatrix, и можно было бы ожидать, что воспалительная реакция уже завершилась. Однако даже в случаях с более коротким сроком пребывания перикарда на месте (например, 14 и 163 дня) воспаление не было обнаружено, хотя в образцах CorMatrix на этих сроках по-прежнему наблюдалась активная воспалительная реакция. Однако на аутоперикарде были обнаружены участки кальцификации, обычно это место вокруг хирургических швов [13].

## ЦИЛИНДРИЧЕСКИЕ ПРОТЕЗЫ ИЗ АУТОПЕРИКАРДА

Shinka Miyamoto et al. [14] в 2023 году разработали шаблон для цилиндрического биопротеза из аутоперикарда для атриовентрикулярных клапанов. При создании каждого биопротеза сначала точно измеряли окружность кольца нативного митрального или трикуспидального клапанов. Затем выбирался соответствующий шаблон, который был разработан первоначально, в соответствии с размером кольца естественного клапана, из перикарда вырезали необходимый контур, который погружали в 0,6% раствор глутаральдегида на 2 минуты, а затем трижды промывали солевым раствором. Верхний край перикарда загибали наружу, образуя петлю. Боковые края сшивали несколькими стежками, чтобы охватить все кольцевое пространство. Чтобы оценить воспроизводимость функции цилиндрического протеза из аутоперикарда в различных сердцах, авторы использовали сердца 15 животных: 9 овец породы Дорсет, 3 коз, 2 собак и 1 мини-свиньи. Перед имплантацией клапана удаляли собственный митральный или трикуспидальный клапан вместе с сухожильными хордами. При имплантации цилиндрического протеза заднюю створку нового клапана ориентировали соответственно септальной створке трикуспидального клапана. После имплантации протеза клапана в желудочек вводили физраствор для оценки функции клапана. Также оценивали внешний вид имплантированных клапанов в закрытом положении, подвижность створок, длину коаптации и наличие или отсутствие регургитации. Длину коаптации измеряли с помощью метода окрашивания. Ни на одном из имплантированных клапанов не было регургитации. Авторы отметили, что исследование *ex vivo* подчеркнуло преимущества и потенциальную клиническую пользу разработанного цилиндрического протеза. Однако для оценки потенциала этого нового биопротеза необходимы дальнейшие исследования *in vivo*, в том числе изучение отдаленных результатов.

Коллеги из Польши [15] предположили, что включение искусственного материала и имплантация

полностью биологического материала, полученного от пациента, снизит вероятность рецидива ИЭ. В исследование вошла группа из 7 последовательных пациентов, которым была проведена имплантация цилиндрического клапана, созданного из собственного перикарда пациента для трикуспидальной позиции при активном инфекционном эндокардите. Решение имплантировать перикардиальный цилиндр в позицию трикуспидального клапана было принято из-за полного разрушения створок трикуспидального клапана. С помощью трансторакальной эхокардиографии оценивали степень разрушения створок, выраженность регургитации, размер фиброзного кольца, а также высоту створок (расстояние от края кольца до головок папиллярных мышц). Всем пациентам выполнялась срединная стернотомия, в том числе для взятия перикардиального материала. Брался прямоугольный лоскут перикарда размером 10×4 см. Создавался цилиндр диаметром 30–32 мм. Длина цилиндра составляла примерно 120% от его диаметра. На цилиндре были отмечены три точки через каждые 120° как предполагаемые точки фиксации к папиллярным мышцам правого желудочка. У двух пациентов цилиндр был изготовлен из ксеноперикардиального лоскута. Трикуспидальный клапан полностью иссекался вместе со всеми инфицированными тканями. Идентифицировались головки сосочковых мышц. Ранее отмеченные три точки на перикардиальном цилиндре прикреплялись к головкам задней и септальной сосочковых мышц с помощью швов Gore-Tex 5/0. Если передняя сосочковая мышца была слабо развита, соответствующую точку цилиндра прикрепляли к межжелудочковой перегородке на уровне других головок сосочковых мышц. Проксимальную часть цилиндра анастомозировали с кольцом трикуспидального клапана непрерывным швом Prolene 5-0, постепенно компенсируя разницу

в диаметре между исходным кольцом и цилиндром. После имплантации проводили водную пробу для подтверждения герметичности созданного клапана (рис. 2).

Изолированная имплантация перикардиального цилиндра была выполнена только двум пациентам. Пяти пациентам потребовались дополнительные процедуры (имплантация протеза в другие позиции, РЧА фибрилляции предсердий, закрытие дефекта межжелудочковой перегородки (ДМЖП), закрытие открытого овального окна (ООО), аортокоронарное шунтирование (АКШ)). Период послеоперационного наблюдения составил от 2 до 32 месяцев (в среднем 17 месяцев). В период наблюдения ни у одного из пациентов не было рецидива ИЭ перикардиального цилиндра. Дегенерация с последующим стенозом перикардиального цилиндра произошла у 3 пациентов. У двух из них в анамнезе была наркотическая зависимость, один умер через 5 месяцев после операции в результате рецидива инфекционного эндокардита на аортальном протезе. У второго пациента с наркотической зависимостью через 3 месяца после операции развилась ранняя дегенерация цилиндра, и он был реоперирован. Еще одному пациенту с дегенерацией цилиндрического протеза была проведена транскатетерная процедура «клапан в клапан». Авторы исследования сделали выводы о том, что имплантация перикардиального цилиндра в позицию трикуспидального клапана эффективно устраняет ИЭ трикуспидального клапана и риск его рецидива. Имплантация цилиндра из аутоперикарда или бычьего перикарда в позицию трикуспидального клапана полностью восстанавливает функцию клапана и является эффективным и воспроизводимым методом. Дегенерацию цилиндра с последующим стенозом можно лечить с помощью баллонной вальвулопластики и транскатетерной имплантации «клапан в клапан».

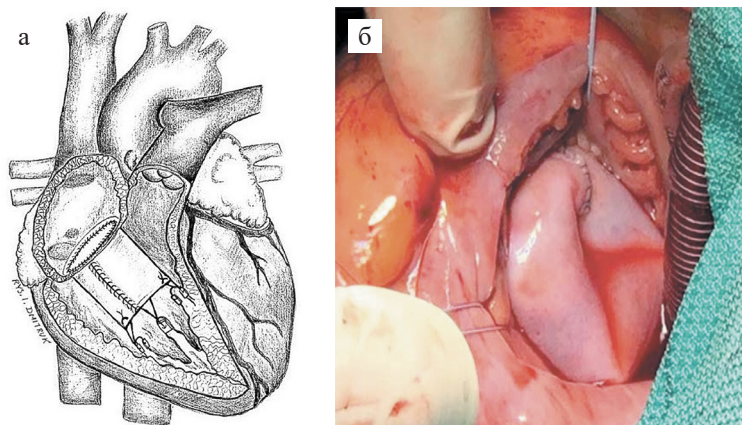


Рис. 2: а – схематическое изображение имплантированного цилиндрического протеза; б – интраоперационный вид цилиндра из перикарда

Fig. 2: a – schematic representation of an implanted cylindrical prosthesis; б – intraoperative view of a cylinder made from pericardium

Как видно, к настоящему моменту проделана большая работа по разработке и внедрению в клиническую практику цилиндрического биопротеза для трикуспидальной позиции. Однако основным остается вопрос выбора материала для изготовления биопротеза. Отсутствие каркаса уменьшает напряжение тканей в области крепления, что само по себе должно увеличить срок службы, даже при использовании известных и хорошо изученных биологических тканей, таких как фиксированный ксеноперикард, аутоперикард и др. Тканно-инженерные решения являются перспективными, однако на сегодняшний день их применение не так однозначно из-за ограниченной доступности и противоречивости полученных результатов в вопросах долговечности и иммуногенности. Также остаются некоторые проблемы, связанные с методикой имплантации. Разработка и создание цилиндрического протеза для трикуспидальной позиции, безусловно, является перспективным направлением в кардиохирургии, так как модель может варьировать значительными изменениями размеров, что важно прежде всего для маловесных пациентов, поэтому необходимо дальнейшее изучение и накопление материала.

*Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.*

*The authors declare no conflict of interest.*

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Cox JL, Ad N, Myers K, Gharib M, Quijano RC. Tubular heart valves: a new tissue prosthesis design – preclinical evaluation of the 3F aortic bioprosthesis. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005 Aug; 130 (2): 520–527.
2. Fallon AM, Goodchild TT, Cox JL, Matheny RG. In vivo remodeling potential of a novel bioprosthetic tricuspid valve in an ovine model. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2014 Jul; 148 (1): 333–340.e1.
3. Ropcke DM, Ilkjær C, Skov SN, Tjørnild MJ, Sørensen AV, Jensen H et al. Functional and Biomechanical Performance of Stentless Extracellular Matrix Tricuspid Tube Graft: An Acute Experimental Porcine Evaluation. *Ann Thorac Surg.* 2016 Jan; 101 (1): 125–132.
4. Hsu CPD, Mirzaa A, Matheny R, Ramaswamy S. Tricuspid Versus Mitral Performance of Cylindrical Porcine Small Intestinal Submucosa Valves. *Structural Heart.* 2021; 5 (1): 74. <https://doi.org/10.1080/24748706.21>.
5. Murala JSK, Sassalos P, Owens ST, Ohye RG. Porcine small intestine submucosa cylinder valve for mitral and tricuspid valve replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2017 Sep; 154 (3): e57–e59. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2017.03.129>.
6. Veiseh O, Vegas AJ. Domesticating the foreign body response: Recent advances and applications. *Adv Drug Deliv Rev.* 2019 Apr; 144: 148–161.
7. Xue AH, Sarkeshik A, Boyd WD, Perry P. Tricuspid Valve Replacement Using CorMatrix® Extracellular Matrix Cylindrical Construct. CTSNet, Inc. Media. 2019. <https://doi.org/10.25373/ctsnet.9793169.v2>.
8. Kasravi M, Ahmadi A, Babajani A, Mazloomnejad R, Hatamnejad MR, Shariatzadeh S et al. Immunogenicity of decellularized extracellular matrix scaffolds: a bottleneck in tissue engineering and regenerative medicine. *Biomater Res.* 2023 Feb 9; 27 (1): 10. doi: 10.1186/s40824-023-00348-z.
9. Gerdisch MW, Boyd WD, Harlan JL, Richardson JB Jr, Flack JE 3rd, Palafox BA et al. Early experience treating tricuspid valve endocarditis with a novel extracellular matrix cylinder reconstruction. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2014 Dec; 148 (6): 3042–3048.
10. Бабенко СИ, Муратов ПМ, Соркомов МН. Современные тенденции в создании бесклеточных алло- и ксенотканей для реконструкции структур сердца. *Вестник трансплантологии и искусственных органов.* 2021; 23 (1): 150–156. Babenko SI, Muratov RM, Sorcomov MN. Current trends in the creation of cell-free allo- and xenotissues for reconstruction of heart structures. *Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs.* 2021; 23 (1): 150–156. <https://doi.org/10.15825/1995-1191-2021-1-150-156>.
11. Бритиков ДВ, Акатов ВС, Чащин ИС, Зубко АВ, Муратов ПМ. Эволюция подходов к жизнеспособности и девитализации аллогraftов и разработка нового метода децеллюляризации. Клеточная модификация аллогraftов. *Клиническая физиология кровообращения.* 2021; 2 (18): 118–127. Britikov DV, Akatov VS, Chashchin IS, Zubko AV, Muratov RM. The evolution of approaches to the viability and devitalization of allografts and the development of a new decellularization method. Cellular modification of allografts. *Clinical physiology of blood circulation.* 2021; 2 (18): 118–127. doi: 10.24022/1814-6910-2021-18-2-128-138.
12. Padalino MA, Quarti A, Angeli E, Frigo AC, Vida VL, Pozzi M et al. Early and mid-term clinical experience with extracellular matrix scaffold for congenital cardiac and vascular reconstructive surgery: a multicentric Italian study. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2015 Jul; 21 (1):40–49. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivv076>.
13. Zaidi AH, Nathan M, Emami S, Baird C, del Nido PJ, Gauvreau K et al. Preliminary experience with porcine intestinal submucosa (CorMatrix) for valve reconstruction in congenital heart disease: Histologic evaluation of explanted valves. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2014 Nov; 148 (5): 2216–2225.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2014.02.081>.
14. Miyamoto S, Shinoka T, Kobayashi K. A Novel Template and Cylinder Bioprosthetic Atrioventricular Valve: An Ex Vivo Study. *Ann Thorac Surg Short Rep.* 2023 Sep 17; 1 (4): 642–646.
15. Charkiewicz-Szeremeta K, Matlak K, Garbowska M, Hirnle G, Kralisz P, Kocańda S, Hirnle T. Infective endocarditis of the tricuspid valve. Surgical treatment with pericardial cylinder implantation. *Kardiochirurgia Pol.* 2023 Apr 3; 20 (1): 18–23. doi: 10.5114/kitp.2023.126094.

*Статья поступила в редакцию 6.07.2025 г.  
The article was submitted to the journal on 6.07.2025*