

<https://doi.org/10.29001/2073-8552-2025-2379>

**Иофе Елена Игоревна**, e-mail: helen.iofe@yandex.ru.

## **Реконструкция пути оттока от правого желудочка (обзор литературы)**

**П.Ю. Петшаковский, М.В. Борисков, Г.А. Ефимочкин, О.А. Ванин,  
Е.И. Иофе, А.А. Переверзева, И.А. Ткаченко**

ГБУЗ «Научно-исследовательский институт – Краевая клиническая больница № 1 имени профессора С.В. Очаповского» Минздрава Краснодарского края (НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского),

350086, Российская Федерация, Краснодар, ул. 1 Мая, 167

### **Аннотация**

**Актуальность.** В течение шести десятилетий при реконструкции пути оттока от правого желудочка выбор кондуита был и остается сложной задачей для кардиохирургов. Среди обширного количества предлагаемых клапанных протезов выбор его материала до сих пор остается спорным. Существуют различные аллотрансплантаты, ксенотрансплантаты, сочетание дакроновых линейных протезов с имплантированным внутрь запирательным элементом из биологической ткани и механических материалов. Популяризируются синтетические протезы с клапанами ручной работы из расширенного политетрафторэтилена (ePTFE) и биорезорбируемые тканеинженерные кондуиты. Постоянный поиск лучшего кондуита вызван неудовлетворительными отдаленными результатами функционирования протезов. Основная проблема связана с неизбежной биодеградацией материала, из которого изготовлен протез. Долговечность – основной и самый важный показатель качества кондуитов.

**Цель:** на основании анализа данных литературы провести обзор кондуитов, применяемых для реконструкции пути оттока от правого желудочка.

**Материал и методы.** Поиск исследований осуществлялся на основе баз данных Medline (PubMed) и РИНЦ с использованием поисковых запросов, ключевых слов и логических операторов.

**Результаты.** По данным систематического анализа литературы были изучены аспекты выбора кондукта для имплантации в легочную позицию, представлены основные осложнения, непосредственные и отдаленные послеоперационные результаты.

**Заключение.** В настоящее время нет единого мнения относительно выбора кондукта. Увеличивается количество взрослых пациентов, которым ранее проводилось вмешательство, и биодеградация привела к обструкции протеза, недостаточности запирательного элемента или их сочетанию.

**Ключевые слова:** реконструкция пути оттока от правого желудочка; клапаносодержащий кондукт; гомографт; аллографт; ксенографт; клапанный кондукт из ePTFE.

**Финансирование:** исследование выполнено при финансовой поддержке Кубанского научного фонда в рамках научно-инновационного проекта № НИП-20.1/22.22.

**Для цитирования:** Петшаковский П.Ю., Борисков М.В., Ефимочкин Г.А., Ванин О.А., Иофе Е.И., Переверзева А.А., Ткаченко И.А. Реконструкция пути оттока от правого желудочка (обзор литературы). *Сибирский журнал клинической и экспериментальной медицины*. <https://doi.org/10.29001/2073-8552-2025-2379>

## **Reconstruction of the right ventricular outflow tract (literature review)**

**Pavel J. Petshakovskiy, Maksim V. Boriskov, Georgii A. Efimochkin, Oleg A. Vanin, Elena I. Iofe, Angelina A. Pereverzeva, Ilya A. Tkachenko**

SBHI "Research Institute – S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1" of the Ministry of Health of Krasnodar Krai (Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1),

## **Abstract**

**Relevance.** For almost six decades, in right ventricular outflow tract reconstruction the choice of a conduit has been and remains a challenging task for cardiac surgeons. Among the vast number of valve prostheses offered, the choice of its material is still controversial. There are various allografts, xenografts, a combination of Dacron linear prostheses with an implanted locking element made of biological tissue and mechanical materials. Synthetic prostheses with handmade valves made of expanded polytetrafluoroethylene (ePTFE) and bioresorbable tissue-engineered conduits are also being popularized. The constant search for the best conduit is associated with unsatisfactory long-term performance results. The main problem relates to the inevitable biodegradation of the material from which the prosthesis is made. Durability is the main and most important indicator of the quality of conduits.

**Aim:** To review conduits for right ventricular outflow tract reconstruction based on the analysis of literature data.

**Material and Methods.** The research was carried out in the databases Medline (PubMed) and the Russian Science Citation Index (RSCI) using search queries, keywords and logical operators.

**Results.** According to a systematic literature analysis, the aspects of choosing a conduit for implantation in the pulmonary position were studied. The main complications, immediate and long-term postoperative results were highlighted.

**Conclusion.** Currently, there is no consensus on the choice of conduit. Quantity of adult patients previously underwent interventions is increasing. Biodegradation has led to obstruction of the prosthesis, insufficiency of the locking element, or a combination of both situations.

**Keywords:** reconstruction of the outflow pathway from the right ventricle; valve-containing conduit; homograph; allograf; xenograft; valved conduit ePTFE.

**Funding:** the research was carried out with the financial support of the Kuban Scientific Foundation within the framework of the scientific and innovative project No. НИП-20.1/22.22.

**For citation:** Petshakovskiy P.J., Boriskov M.V., Efimochkin G.A., Vanin O.A., Iofe E.I., Pereverzeva A.A., Tkachenko I.A. Reconstruction of the right ventricular outflow tract (literature review). *Siberian Journal of Clinical and Experimental Medicine*. <https://doi.org/10.29001/2073-8552-2025-2379>

Существует множество врожденных пороков сердца, которые требуют создания или восстановления сообщения между правым желудочком и легочной артерией. Данный метод оперативного лечения получил название «реконструкция пути оттока от правого желудочка». Как правило, он сочетается с коррекцией внутрисердечных аномалий и применяется при таких пороках, как тетрада Фалло, тетрада Фалло с агенезией клапана легочной артерии, атрезия легочной артерии, общий артериальный ствол и др., а также при процедурах Росса и Растелли.

С учетом накопленного мирового опыта в большинстве случаев кардиохирурги предпочтдают первичную радикальную коррекцию этих пороков. Главными задачами в отношении клапана легочной артерии являются прецизионная комиссуротомия с сохранением целостности фиброзного кольца и минимизация остаточного стеноза и недостаточности. В лучшем случае после первичного вмешательства ни обструкция, ни легочная регургитация не должны сохраняться. Если этого невозможно избежать, тогда приоритетом является предотвращение легочной регургитации за счет максимально возможного сохранения фиброзного кольца легочного клапана без ущерба его запирательной функции; то есть умеренный остаточный стеноз предпочтительнее значимой регургитации [1].

Ряду пациентов из-за особенностей анатомии порока требуется использование трансаннулярной заплаты или клапаносодержащего протеза. Трансаннулярные заплаты обычно используются у пациентов с узким

фиброзным кольцом легочной артерии. У пациентов с отсутствием связи между правым желудочком и легочной артерией, с такими пороками, как легочная атрезия, обструктивное апноэ сна или у кандидатов на процедуру Росса или Растелли применяются клапанные кондуиты. В настоящее время использование протезов без запирательного элемента является анахронизмом вследствие неудовлетворительных ближайших результатов, и их применение обосновано только в случае безвыходной ситуации.

Реконструкция пути оттока от правого желудочка стала одним из самых распространенных вмешательств у детей с подобным спектром врожденных и приобретенных пороков. Увеличилось количество и взрослых пациентов, которым ранее проводилось вмешательство, и биодеградация привела к обструкции протеза, недостаточности запирательного элемента или сочетанию обоих ситуаций. Устойчивая перегрузка желудочка давлением, вызванная обструкцией выводного отдела правого желудочка (ВОПЖ), приводит к прогрессирующей гипертрофии правого желудочка, формированию аневризм [2]. Длительная объемная перегрузка, обусловленная легочной регургитацией, может спровоцировать систолическую и диастолическую дисфункцию правого желудочка, что влечет за собой снижение толерантности к физической нагрузке, ухудшение качества жизни, а также развитие жизнеугрожающих аритмий. Более того, считается, что диастолическое повреждение правого желудочка приводит к бивентрикулярной дисфункции, вероятным механизмом которой является электрическая диссинхрония и, как следствие, механический дискинез [3]. Большинство авторов придерживаются мнения, что повторное вмешательство в виде реконструкции пути оттока от правого желудочка должно выполняться до появления жалоб и развития этих грозных осложнений [4].

История использования кондуитов насчитывает около 60 лет. В 1963 г. W. Klinger и R. Zenker впервые провели реконструкцию пути оттока от правого желудочка. Позже было выполнено 178 коррекций тетрады Фалло с имплантацией бесклапанных экстракардиальных кондуитов из перикарда [5]. В

1964 г. G. Rastelli сообщил о подобной операции при атрезии легочной артерии [6]. С тех пор с помощью бесклапанных кондуктов стало возможным лечение сложных пороков, включая транспозицию магистральных артерий, общего артериального ствола и других. В 1966 г. D. Ross и J. Somerville применили уже клапанный аллографт корня аорты для радикальной коррекции атрезии легочной артерии [7]. В 1968 г. G. Rastelli и коллеги провели две коррекции транспозиции магистральных сосудов с дефектом межжелудочковой перегородки и субаортальной обструкцией с имплантацией облученных и криосохраненных аортальных аллографтов [8]. Ранние результаты были неудовлетворительными по причине быстрой биодеградации протезов. С середины 60-х гг. в медицинскую практику вошли синтетические материалы, в частности дакрон. Одним из первых, кто предложил комбинировать синтетические линейные протезы и ксеноклапан, был A. Carpentier [9].

В СССР первое успешное протезирование ствола легочной артерии при коррекции тетрады Фалло в 1975 г. выполнил В.И. Бураковский [10]. Использовался дакроновый протез с ксеноклапаном аорты «Hancock». Первый отечественный протез легочной артерии в 1976 г. создали В.С. Чеканов и Л.И. Красиков [11]. В 90-х гг. В.П. Подзолков провел успешные операции по имплантации криосохраненных аллоаортальных и аллогенических кондуктов [12].

В начале этого столетия активное развитие получили ксенокондукты – корень свиной аорты Freestyle и кондукт яремной вены быка Contegra, которые с успехом применяются и по сей день. Среди обширного количества предлагаемых клапанных протезов до сих пор остается спорным выбор его материала. На медицинском рынке представлены различные аллотрансплантаты, ксенотрансплантаты, сочетание дакроновых линейных протезов с имплантированным внутрь запирательным элементом из биологической ткани и механических материалов. Также популяризируются синтетические протезы с клапанами ручной работы из расширенного политетрафторэтилена (ePTFE) и биорезорбируемые тканеинженерные

кондукты. Постоянный поиск лучшего кондукта связан с неудовлетворительными отдаленными результатами функционирования протезов из биологических тканей. Мультицентровые исследования показали раннюю биодеградацию, особенно у молодых пациентов, что связано с иммунным ответом и повышенным кальциевым обменом [13, 14]. Механические запирательные элементы применяются только у старших пациентов и требуют постоянной антикоагулянтной терапии. Среди криосохраненных аллографтов, помимо биодеградации, существует проблема короткого срока их хранения, необходимости создания банков и логистики доставки. Кроме того, в некоторых странах Азии применение аллографтов ограничено в связи с юридическими особенностями законодательства.

Исходя из этого, выбирая протез для реконструкции пути оттока от правого желудочка, необходимо учитывать в первую очередь его долговечность, свойства протезного материала, возраст пациента и вид хирургической коррекции.

Цель: на основании анализа данных литературы провести обзор кондуктов, применяемых для реконструкции пути оттока от правого желудочка.

## **Материал и методы**

Поиск исследований осуществляли на основе баз данных Medline (PubMed) и РИНЦ с использованием поисковых запросов, ключевых слов и логических операторов.

## **Гомографты и аллографты**

Активное использование аллотрансплантатов связано с внедрением технологии криоконсервации. После забора легочный аллографт подвергают специальной обработке, затем трансплантат помещают в криосохраняющую смесь в стерильный пластиковый пакет и замораживают в парах жидкого азота [15].

К преимуществам криоконсервированных аортальных и легочных гомографтов относятся доступность в широком диапазоне больших размеров и удобство обращения с ними при имплантации. Бифуркационные легочные трансплантаты или ветви аорты могут быть непосредственно анастомозированы с ветвями легочных артерий при отсутствии адекватных центральных легочных артерий. Основные недостатки включают ограниченное предложение малых размеров, необходимых для неонатальной пластики, ограниченный срок годности каждого гомографта (примерно 2 года) и высокую стоимость [16]. Во всем мире для педиатрической группы пациентов использование аллографтов небольших размеров ограничено в связи с проблемами банка донорских органов.

Показатели свободы от повторного вмешательства, о которых сообщается в литературе, через 10 лет варьируются от 30 до 80% [17]. Малый размер кондуита (или более молодой возраст на момент операции) неоднократно демонстрировался в качестве фактора риска несостоятельности гомографта. Отсутствие повторных операций через 10 лет составляет < 50% для гомографтов диаметром < 19 мм [18]. Быстрый рост ребенка и усиленный обмен кальция вызывают серьезный кальциноз и деформацию трансплантированного аллографта [19].

Другими факторами, которые также повышают риск неблагоприятных событий, связанных с кондуитом, являются использование аортальных гомотрансплантатов, остаточный стеноз ветвей легочной артерии, несоответствие по системе АВО [20].

У детей отмечается иммунная реакция, проявляющаяся образованием антител к лейкоцитарному антигену, который специфичен к трансплантированной ткани. Было установлено наличие прямой корреляции между ростом количества этих антител в крови и процессом кальцификации аллотрансплантата [21].

В ряде исследований продемонстрировано превосходство легочных гомографтов над аортальными у пациентов с нормальным давлением в

легочной артерии. Одной из особенностей легочных гомографтов является наличие более тонкой и эластичной стенки, что делает их более подверженными дилатации у детей, страдающих легочной гипертензией [22].

### **Децеллюляризированные и биодеградируемые аллографты**

Децеллюляризированные кондуиты менее подвержены биодеградации благодаря удаленным донорским клеткам из их ткани, что снижает их антигенныесть [23]. При процессе децеллюляризации сохраняется внеклеточный матрикс, включающий коллаген и эластин, который позволяет сохранить основные биомеханические свойства гraftа. Миграция собственных клеток реципиента в «пустую» матрицу аллографта в конечном итоге приводит к тому, что трансплантат становится неотличимым от собственных тканей [24].

Тканевая инженерия начала свое развитие с середины 80-х гг., когда C. Vacanti и R. Langer проводили исследование новой технологии “human ear on the mouse back” («человеческое ухо на спине мыши»). Получив результаты данного исследования, они приступили к изучению возможных подходов к тканевой инженерии сердечных клапанов [25].

Обработка SynerGraft (SG) (CryoLife, Кеннесоу, Джорджия) – это запатентованная технология, которая позволяет децеллюляризовать аллотрансплантат, оставляя только соединительную ткань, которая затем может повторно заселяться клетками хозяина, что снижает иммуногенность. Клинические отчеты продемонстрировали значительное снижение иммунологического ответа у реципиентов SG, измеряемого по уровням панельных антител (PRA), по сравнению с реципиентами криоконсервированных гомографтов.

F.D. da Costa и J.R. Etnel опубликовали данные 8-летнего наблюдения за имплантированными децеллюляризованными аллотрансплантатами. Свобода от реоперации составила 90,9%. В исследовании S. Sarikouch и соавт. [26] показали, что через 10 лет свобода от реоперации составила 100% для

децеллюляризованных аллографтов, 84,2% - для криоконсервированных гомографтов, 84,3% - для кондуктов из яремной вены крупного рогатого скота.

В исследованиях S. Bibebski и соавт. [27] продемонстрировано, что 10% пациентов из группы децеллюляризованных аллографтов перенесли повторное хирургическое вмешательство. Среднее время до повторной операции составило  $43,1 \pm 26,8$  мес. (диапазон от 1 до 96 мес.). Несостоятельность кондукта наблюдалась у 27% криоконсервированных аллотрансплантатов, при этом среднее время до повторной операции составило  $37,0 \pm 32,0$  мес. (диапазон от 0,5 до 120 мес.). Степень свободы от повторного вмешательства при использовании кондуктов  $\leq 12$  мм достоверно выше у децеллюляризованных кондуктов (50%) по сравнению с криосохраненными (12%).

При исследовании группы детей, которым имплантация кондукта была выполнена до 1 года, выживаемость составляет 82% для децеллюляризованных кондуктов и 74% - для криоконсервированных. Степень свободы от повторного вмешательства была выше в группе децеллюляризованных кондуктов (63%) по сравнению с криоконсервированными аллографтами (39%).

R. Nerem [28] проводил изыскания, направленные на разработку биоразлагаемых протезов кровеносных сосудов. Основной задачей этих исследований стало создание имплантируемых устройств, обладающих регенеративными возможностями, способностью к ремоделированию и потенциалом роста, что позволило бы заменить существующие протезные кондукты. В 2001 г. T. Shinoka и соавт. [29] продемонстрировали в экспериментах на животных возможность использования биоразлагаемых каркасов, заселенных аутологичными клетками. Данные конструкции обладали потенциалом роста и необходимой биосовместимостью. Главным преимуществом таких имплантатов является их способность разлагаться внутри организма, что позволяет избежать длительного присутствия чужеродных материалов. Засеянные клетки размножаются и дифференцируются, формируя

новую ткань. Исследования подтвердили, что имплантированные полимерные матрицы замещаются живой, самообновляющейся тканью, что имеет большое значение для педиатрической кардиохирургии. Однако было обнаружено, что клетки, засеваемые в матрицу *in vitro*, покидают ее в первые дни после имплантации, а основное клеточное наполнение происходит за счет клеток, проникающих в матрицу из кровотока. Этот процесс зависит от воспалительного процесса. На данный момент существует всего два биодеградируемых тканеинженерных кондукта, которые успешно использовались в клинической практике: Xeltis и TEVG (tissue-engineered vascular graft). Однако стоит отметить, что медленная абсорбция материала кондуктов может привести к ранней кальцификации и стенозу кондукта из-за разрастания неоинтимы [30]. Важно подчеркнуть, что текущие клинические исследования пока не имеют достаточной доказательной базы, поскольку они ограничены небольшим числом пациентов и относительно короткими сроками наблюдения. Чтобы рассматривать этот тип гrafta как надежную альтернативу традиционным биологическим кондуктам, требуется более длительные сроки наблюдения.

## **Ксенотрансплантаты**

Наиболее часто используемые кондукты включают трансплантаты бычьей яремной вены, свиной легочный клапанный кондукт (Shelhigh Inc., Милберн, Нью-Джерси, США) и корень свиной аорты (Medtronic, Inc., Миннеаполис, Миннесота, США). К преимуществам ксенотрансплантатных кондуктов относятся наличие малых размеров для новорожденных, отличные эксплуатационные характеристики и низкая стоимость. Корень свиной аорты Medtronic Freestyle применяется для реконструкции ВОПЖ и доступен в размерах от 19 до 29 мм [31]. Легочный кондукт Shelhigh No-React доступен в диапазоне размеров от 10 до 24 мм, что позволяет использовать его в неонатальной реконструкции.

В 1999 г. был разработан ксенотрансплантат Contegra (Medtronic), полученный из бычьей яремной вены и доступный в размерном ряде от 12 до 22 мм. Малые размеры отлично подходят для реконструкции правого желудочка у неонатальной группы и являются альтернативой гомографтам. К основным достоинствам Contegra можно отнести непрерывность анатомической структуры между стенкой ксенокондуита и клапаном яремной вены, что обеспечивает оптимальную гемодинамику; простоту позиционирования и формирования анастомозов без излишнего напряжения благодаря значительной длине трубчатой части кондуита. Данные, опубликованные в литературе относительно долговечности трансплантата бычьей яремной вены, значительно различаются. При этом свобода от реоперации колеблется от 66% через 3 года до 90% через 7 лет [32].

Фактором риска повторного вмешательства и стеноза дистальной части кондуита является молодой возраст на момент имплантации. Среди причин стеноза можно выделить гипоплазию или стеноз дистального отдела ветвей легочной артерии, несоответствие размера кондуита и легочных артерий, локальную воспалительную реакцию, тромбоз, образование неоинтимы [33]. Было установлено, что ранняя кальцификация кондуитов Contegra часто связана с гемодинамическими нарушениями, такими как стеноз или перегиб кондуита. Более того, в этих исследованиях было отмечено, что отмывание кондуита от глутаральдегида перед имплантацией, антиагрегантная терапия в течение одного года помогают снизить риск кальциноза имплантата в отдаленном послеоперационном периоде.

У пациентов с повышенным давлением в правом желудочке или с легочной гипертензией протез Contegra дилатировался, возникали аневризмы, снижалась его долговечность, что вызывало опасения по поводу его использования у этих пациентов [34].

## **Дакроновые кондуиты с биологическими ксеноклапанами**

В 60–70-х гг. XX в. начали использоваться дакроновые кондуиты с биологическими ксеноклапанами [35]. К преимуществам данных конduitов, способствующих их широкому распространению, относится широкий размерный ряд протезов. Отдаленные результаты по применению данных конduitов сопряжены с такими факторами, как обструкция конduitа вследствие гиперплазии псевдоинтимы и раннее кальцинирование биологического клапана, обработанного глутаральдегидом [36]. Эти причины приводят к развитию стеноза на конduitе и увеличивают частоту реопераций. В раннем послеоперационном периоде указанные конduitы тромбируются чаще, что требует подбора антикоагулянтной терапии.

## Материал ePTFE

Хирурги во всем мире использовали материалы ePTFE, которые оказались безопасными и функциональными при различных кардиологических операциях и потенциально могут быть альтернативой аллотрансплантатам или ксенотрансплантатам. Благодаря своей низкой антигенности и хорошей биосовместимости, ePTFE, который либо расширен (вспенен) микропорами, либо не расширен, демонстрирует желаемую устойчивость к дегенерации и кальификации. В 1990 г. экспериментальная оценка ePTFE *in vivo* у овец показала, что нарост паннуса на створках ePTFE был более тонким и менее обширным, чем это обычно наблюдается в биопротезах [37].

В 1993 г. M. Yamagishi и H. Kurosawa независимо друг от друга предложили мембрану искусственного перикарда из ePTFE толщиной 0,1 мм в качестве легкодоступного материала с хорошими характеристиками для конструкции клапана моностворчатого типа и идеальной формы веерообразного клапана. Во время первоначального использования клапана из ePTFE для реконструкции ВОПЖ цель состояла в том, чтобы уменьшить легочную регургитацию при расширении ВОПЖ [38].

Крупные серии одно- и двустворчатых клапанов из ePTFE показали хорошую работу (100%) через 2 года [39], 89% - через 5 лет, 95,2% - через 3

года по сравнению с биологическими клапанами [40]. V.A. Scavo и J.W. Brown сообщили что их исследования на животных показали, что 0,1 мм PTFE мембрана функционировала лучше, чем перикард, обработанный глутаровым альдегидом [41]. J.W. Brown и соавт. представили превосходные результаты применения заплаты с моностворкой из PTFE [39].

Хирурги в Японии стали использовать синтетический материал ePTFE для реконструкции ВОПЖ значительно раньше, чем другие из-за отсутствия доступных аллотрансплантатов. Технологии эволюционировали от моностворки до трехстворчатого клапана в кондуите. Используя сложенный тонкий лист ePTFE (0,1 мм) в дакроновой трубке, M. Ando и Y. Takahashi сообщили о 10-летнем среднесрочном исходе у 139 подростков, показав отсутствие повторного вмешательства в 88% случаев и отсутствие структурного разрушения в 75% в течение 10 лет [42].

В работах T. Miyazaki и M. Yamagishi и соавт. показано, что трехстворчатый протез из ePTFE хорошо зарекомендовал себя в педиатрической популяции (794 пациента, средний возраст на момент операции - 2 года, использовались кондуиты диаметром 8–24 мм) [43]. Свобода от повторной интервенции или повторной операции после имплантации трехстворчатых кондуитов составила 95,4% в течение 10 лет.

Существует множество вариантов самодельных клапанных кондуитов, таких как выпуклые синусы и веерообразные створки, имитирующие синусы Вальсальвы, для улучшения гидродинамики потока. T.I. Chang и соавт. открыли оригинальный способ пришивания створок внутри, благодаря эластичности протеза из ePTFE: авторы выворачивали неразрезанный протез наизнанку, пришивали створки, а затем выворачивали его обратно. Кроме того, было создано подобие синусов Вальсальвы с помощью 3 швов, формирующих складки между комиссурами. Это экономит время и дает цельный кондуит. Как указано в недавних публикациях, представленная концепция широко применяется для изготовления протезов с клапанами и бесшовным внешним контуром [44].

Самая крупная на данный момент серия долгосрочных результатов применения трехстворчатого кондуита из ePTFE с синусами Вальсальва была опубликована T. Miyazaki и соавт. и включала 902 пациента [45]. Свобода от повторной операции была исключительно хорошей: > 95% в течение 10 лет в возрастной группе > 2 лет с общей выживаемостью 95,5% через 15 лет. Эта работа предоставила более веские доказательства целостности и долговечности клапана из ePTFE при реконструкции ВОПЖ.

Если анализировать данные Congenital Heart Surgeons' Society, свобода от реоперации протезов RV-PA, состоящих в основном из гомотрансплантатов и яремной вены крупного рогатого скота, составила 53% к 8 годам при первоначальной установке протезов у детей младше 2 лет [46].

В немецком многоцентровом исследовании также сообщалось, что свобода от реоперации гомотрансплантатов и Contegra, имплантированных в возрасте до 1 года и в возрасте от 1 до 10 лет, составляла около 50 и 65% соответственно в возрасте 8 лет [14].

В 2020 г. опубликованы результаты исследования, сравнивающего легочные ксенотрансплантаты из перикарда крупного рогатого скота и свиньи. Показано превосходство свиного протеза с точки зрения частоты повторных операций (81,3% через 15 лет по сравнению с 60,6% через 15 лет для клапана из перикарда крупного рогатого скота,  $p = 0,002$ ). Частота свободы от реоперации составила 69,4% через 15 лет против 41,8% через 15 лет соответственно,  $p = 0,024$  [47]. Этот результат свидетельствует о предпочтительном выборе в будущем свиного протеза перед клапаном из перикарда крупного рогатого скота в легочной позиции. Однако по сравнению с крупнейшим долгосрочным исследованием трехстворчатых кондуитов из ePTFE, проведенным T. Miyazaki и соавт. [45], была обнаружена значительная разница в возрасте (средний возраст - 3,9 года в группе с использованием кондуита из ePTFE по сравнению со средним возрастом  $14,9 \pm 8,7$  года в группе с применением ксенотрансплантата). Кроме того, в группе ePTFE кондуиты имеют более широкий диапазон размеров (8–24 мм), чем в группе ксенотрансплантатов (19–

24 мм). Свобода от повторного вмешательства в группе ePTFE достигла 99,6% через 5 лет и 95,1% через 10 лет в более взрослой когорте из ePTFE (18–24 мм). Трехстворчатый кондукт из ePTFE превзошел свиной ксенотрансплантат, у которого свобода от повторного вмешательства составила 86,5% в течение 10 лет.

Чтобы улучшить тканево-клеточные взаимодействия аллотрансплантатов и ксенотрансплантатов, несколько групп исследовали тканеинженерные децеллюляризованные легочные трансплантаты, но частота выхода из строя кондукта оставалась высокой (35,5%), часто с тяжелым фиброзеллюлярным воспалением, препятствующим росту.

Для лучшего понимания гемодинамических свойств клапана на основе ePTFE, сделанных вручную, были проведены исследования C.D. Kan и соавт. [48]. Использовали имитацию системы кровообращения для исследования характеристик кондуктов из ePTFE с трехстворчатым клапаном и продемонстрировали достаточную эффективность клапана из ePTFE по сравнению с силиконовым клапаном в той же имитирующей петле.

В 2012 г. исследование группы Токийского университета показали, что наличие выпуклых синусов в кондукте уменьшает гидродинамические потери энергии и увеличивает площадь sistолического отверстия клапана, способствуя диническому движению створки. Для исследования скорости по данным эффективной площади отверстия оценили характеристики потока, используя число Рейнольдса, которое оказалось меньше в кондукте с выпуклыми синусами, чем в линейном кондукте. Кроме того, относительные потери энергии в кондукте с веерообразными створками значительно ниже, чем для кондукта с бесформенными створками [49].

В 2020 г. T.I. Chang и соавт. [50] провели еще одно исследование *in vitro* для дальнейшего изучения трехстворчатых кондуктов из ePTFE различных размеров (16, 18, 20, 22, 24 мм). Результаты показали низкий гидродинамический градиент пикового давления клапанов в диапазоне от 4,7 до 13,2 мм рт. ст. с соответствующим потоком 2,0~5,0 л/мин. Кроме того,

клапанная компетентность, измеренная фракцией регургитации оказалась на уровне 1,6–4,9% и была минимальной при всех размерах клапана.

Клапан из ePTFE при реконструкции ВОПЖ имеет много преимуществ по сравнению с существующими биологическими аллотрансплантатами или ксенотрансплантатами. Его можно адаптировать к индивидуальному размеру для каждого пациента (диапазон диаметров 8–27 мм) и геометрии углов ВОПЖ в соответствии с предпочтениями хирурга.

## **Заключение**

Более шести десятилетий реконструкция пути оттока от правого желудочка была и остается сложной задачей для кардиохирургов, связанной с выбором кондуита. Для новорожденных и детей младшего возраста предпочтительны биологические кондуиты (гомо- и ксенографты), поскольку они в меньшей мере могут вызывать деформацию ветвей легочной артерии, а для взрослых пациентов – синтетические кондуиты ввиду их большей долговечности. Для адекватной оценки удаленных результатов имплантированных кондуитов необходимо исключить такие факторы у пациентов, как легочная гипертензия, перекалибровка в области дистального анастомоза и компрессия кондуита окружающими тканями. Изучение удаленных результатов перспективных инновационных направлений в реконструкции пути оттока от правого желудочка (кондуиты из ePTFE, дешеллюяризованные кондуиты) поможет найти более долговечный конduit.

## **Литература / References**

1. Latus H., Gummel K., Rupp S., Valeske K., Akintuerk H., Jux C. et al. Beneficial effects of residual right ventricular outflow tract obstruction on right ventricular volume and function in patients after repair of tetralogy of Fallot. *Pediatr. Cardiol.* 2013;34:424–430. <https://doi.org/10.1007/s00246-012-0476-4>.
2. Омельченко А.Ю., Горбатых Ю.Н., Сойнов И.А., Войтов А.В., Кулябин Ю.Ю., Корнилов И.А. и др. Гемодинамическая и функциональная оценка

правого желудочка после радикальной коррекции тетрады Фалло.

*Медицинский альманах*. 2016;4(44):93–99. <https://doi.org/10.21145/2499-9954-2016-4-93-99>.

Omel'chenko A.Ju., Gorbatyh Ju.N., Sojnov I.A., Vojtov A.V., Kuljabin Ju.Ju., Kornilov I.A. et al. Hemodynamic and functional assessment of the right ventricle after radical correction of the tetrad of Fallot. *Medicinskij al'manah*. 2016;4(44):93–99. [In Russ.]. <https://doi.org/10.21145/2499-9954-2016-4-93-99>.

3. Broberg C.S., Aboulhosn J., Mongeon F.-P., Kay J., Valente A.M., Khairy P. et al. Prevalence of left ventricular systolic dysfunction in adults with repaired tetralogy of fallot. *Am. J. Cardiol.* 2011;107:1215–1220. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2010.12.026>.
4. Piazza L., Chessa M., Giamberti A., Bussadori C.M., Butera G., Negura D.G. et al. Timing of pulmonary valve replacement after tetralogy of Fallot repair. *Expert Rev. Cardiovasc. Ther.* 2012;10(7):917–923. <https://doi.org/10.1586/erc.12.67>.
5. Klinner W., Zenker R. Experience with correction of Fallot's tetralogy in 178 cases. *Surgery*. 1965;57:353–357. PMID: 14261573.
6. Rastelli G.C., Ongley P.A., David G.D., Kirklin J.W. Surgical repair for pulmonary valve atresia with coronary-pulmonary artery failure: Report of case. *Mayo Clin. Proc.* 1965;40:521–527. PMID: 14346186.
7. Ross D.N., Somerville J. Correction of pulmonary atresia with a homograft aortic valve. *Lancet*. 1966;2:1446–1447. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(66\)90600-3](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(66)90600-3).
8. Rastelli G.C., McGoon D.C., Wallace R.B. Anatomic correction of transposition of the great arteries with ventricular septal defect and subpulmonary stenosis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1969;58:545–551. PMID: 5387997.
9. Carpentier A. From valvular xenograft to valvular bioprostheses (1965–1977). *Med. Instrument.* 1977;11:98–101.
10. Бураковский В.И., Чеканов В.С. Красиков Л.И. Протезирование ствола легочной артерии при тетраде Фалло. *Грудная хир.* 1976;5:3–7.

- Burakovskij V.I., Chekanov V.S. Krasikov L.I. Prosthetics of the trunk of the pulmonary artery with tetrad Fallot. *Grudnaja hir.* 1976;5:3–7. [In Russ.].
11. Чеканов В.С., Красиков Л.И. Техника изготовления искусственных клапаносодержащих протезов. *Грудная хир.* 1978;5:65–69.
- Chekanov V.S., Krasikov L.I. The technique of manufacturing artificial valve-containing prostheses. *Grudnaja hir.* 1978;5:65–69. [In Russ.].
12. Подзольков В.П., Зеленикин М.А., Горбачевский С.В. Зайцев В.В. Первый опыт использования аллоаортальных кондуктов при коррекции врожденных пороков сердца. *Грудная и серд.-сосуд. хир.* 1993;5:25–27.
- Podzolkov V.P., Zelenikin M.A., Gorbachevskij S.V., Zajcev V.V. The first experience of using alloanortic conduits in the correction of congenital heart defects. *Grudnaja i serd.-sosud. Hir.* 1993;5:25–27. [In Russ.].
13. Willetts R.G., Stickley J., Drury N.E., Mehta C., Stumper O., Khan N.E. et al. Four right ventricle to pulmonary artery conduit types. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2021;162:1324–1333. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2020.12.144>.
14. Boethig D., Avsar M., Bauer U., Sarikouch S., Beerbaum P., Berger F. et al. Pulmonary valve prostheses: patient's lifetime procedure load and durability. Evaluation of the German National Register for Congenital Heart Defects. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 2022;34:297–306. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivab233>.
15. McMullan D.M., Oppido G., Alphonso N., Cochrane A.D., d'Udekem d'Acoz Y., Brizard C.P. Evaluation of downsized homograft conduits for right ventricle-to-pulmonary artery reconstruction. *J. Thoracic. Cardiovasc. Surg.* 2006;132:66–71. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2006.02.041>.
16. Meyns B., Jashari R., Gewillig M., Mertens L., Komárek A., Lesaffre E. et al. Factors influencing the survival of cryopreserved homografts. The second homograft performs as well as the first. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2005;28:211–216. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2005.03.041>.
17. Tweddell J.S., Pelech A.N., Frommelt P.C., Mussatto K.A., Wyman J.D., Fedderly R.T. et al. Factors affecting longevity of homograft valves used in right

- ventricular outflow tract reconstruction for congenital heart disease. *Circulation*. 2000;102(suppl. 3):III130–135. [https://doi.org/10.1161/01.cir.102.suppl\\_3.iii-130](https://doi.org/10.1161/01.cir.102.suppl_3.iii-130).
18. Boethig D., Goerler H., Westhoff-Bleck M., Ono M., Daiber A., Haverich A. et al. Evaluation of 188 consecutive homografts implanted in pulmonary position after 20 years. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2007;32:133–142. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2007.02.025>.
19. Bielefeld M.R., Bishop D.A., Campbell D.N., Mitchell M.B., Grover F.L., Clarke D.R. Reoperative homograft right ventricular outflow tract reconstruction. *Ann. Thorac. Surg.* 2001;71:482–488. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(00\)02521](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(00)02521).
20. Rodefeld M.D., Ruzmetov M., Turrentine M.W., Brown J.W. Reoperative right ventricular outflow tract conduit reconstruction: risk analyses at follow up. *J. Heart Valve Dis.* 2008;17:119–126. PMID: 18365579.
21. Konuma T., Devaney E.J., Bove E.L., Gelehrter S., Hirsch J.C., Tavakkol Z. et al. Performance of CryoValve SG decellularized pulmonary allografts compared with standard cryopreserved allografts. *Ann. Thorac. Surg.* 2009;88:849–855. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2009.06.003>.
22. DeLeon S.Y., Tuchek J.M., Bell T.J., Hofstra J., Vitullo D.A., Quinones J.A. et al. Early pulmonary homograft failure from dilatation due to distal pulmonary artery stenosis. *Ann. Thorac. Surg.* 1996;61:234–236; discussion 236–237. [https://doi.org/10.1016/0003-4975\(95\)00940-X](https://doi.org/10.1016/0003-4975(95)00940-X).
23. Burch P.T., Kaza A.K., Lambert L.M., Holubkov R., Shaddy R.E., Hawkins J.A. Clinical performance of decellularized cryopreserved valved allografts compared with standard allografts in the right ventricular outflow tract. *Ann. Thorac. Surg.* 2010;90:1301–1305. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2010.05.024>.
24. Ruzmetov M., Shah J.J., Geiss D.M., Fortuna R.S. Decellularized versus standard cryopreserved valve allografts for right ventricular outflow tract reconstruction: a single-institution comparison. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2012;143:543–549. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2011.12.032>.

25. Shinoka T., Breuer C.K., Tanel R.E., Zund G., Miura T., Ma P.X. et al. Tissue engineering heart valves: valve leaflet replacement study in a lamb model. *Ann. Thorac. Surg.* 1995;60:513–516. [https://doi.org/10.1016/0003-4975\(95\)00733-4](https://doi.org/10.1016/0003-4975(95)00733-4).
26. Sarikouch S., Horke A., Tudorache I. Decellularized fresh homografts for pulmonary valve replacement: a decade of clinical experience. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2016;50(2):281–290. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezw050>.
27. Bibebski S., Ruzmetov M., Fortuna R.S., Turrentine M.W., Brown J.W., Ohye R.G. Performance of synergraft decellularized pulmonary allografts compared with standard cryopreserved allografts: results from multiinstitutional data. *Ann. Thorac. Surg.* 2017;103(3):869–874. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2016.07.068>.
28. Nerem R.M. Cellular engineering. *Ann. Biomed. Eng.* 1991;19:529–545. <https://doi.org/10.1007/BF02367396>.
29. Shinoka T., Imai Y., Ikada Y. Transplantation of a tissue-engineered pulmonary artery. *N. Engl. J. Med.* 2001;344:532–533. <https://doi.org/10.1056/NEJM200102153440717>
30. Сойнов И.А., Журавлева И.Ю., Кулябин Ю.Ю., Ничай Н.Р., Афанасьев А.В., Аleshkevich Н.П. и др. Клапанодержащие кондукты в детской кардиохирургии. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова.* 2018;1:75–81. <https://doi.org/10.17116/hirurgia2018175-81>.
- Sojnov I.A., Zhuravleva I.Ju., Kuljabin Ju.Ju., Nichaj N.R., Afanas'ev A.V., Aleshkevich N.P. et al. Valve-containing conduits in pediatric cardiac surgery. *Hirurgija. Zhurnal im. N.I. Pirogova.* 2018;1:75–81. [In Russ.]. <https://doi.org/10.17116/hirurgia2018175-81>
31. Hartz R.S., Deleon S.Y., Lane J., Dorotan J., Joyce J., Urbina E. et al. Medtronic freestyle valves in right ventricular outflow tract reconstruction. *Ann. Thorac. Surg.* 2003;76:1896–1900. [https://doi.org/10.1016/s0003-4975\(03\)01301-8](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(03)01301-8).
32. Brown J.W., Ruzmetov M., Rodefeld M.D., Vijay P., Darragh R.K. Valved bovine jugular vein conduits for right ventricular outflow tract reconstruction in

- children: an attractive alternative to pulmonary homograft. *Ann. Thorac. Surg.* 2006;82:909–916. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2006.03.008>.
33. Sekarski N., van Meir H., Rijlaarsdam M.E., Schoof P.H., Koolbergen D.R., Hruda J. et al. Right ventricular outflow tract reconstruction with the bovine jugular vein graft: 5 years' experience with 133 patients. *Ann. Thorac. Surg.* 2007;84:599–605. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2007.04.026>.
34. Bautista-Hernandez V., Kaza A.K., Benavidez O.J., Pigula F. A. True aneurysmal dilatation of a Contegra conduit after right ventricular outflow tract reconstruction: A novel mechanism of conduit failure. *Ann. Thorac. Surg.* 2008;86:1976–1977. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2008.04.104>.
35. Bowman F.O., Hancock W.D., Malm J.R. A valve containing Dacron prosthesis. *Arch. Surg.* 1974;107:724–728. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1973.01350230076015>.
36. Kloevekorn W.P., Meisner H., Paek S.U., Sebening F. Long-term results after right ventricular outflow tract reconstruction with porcine bioprosthetic conduits. *J. Card. Surg.* 1991;6(suppl\_IV):624–626. <https://doi.org/10.1111/jocs.1991.6.4s.624>.
37. Takahashi Y., Tsutsumi Y., Monta O., Kato Y., Kohshi K., Sakamoto T. et al. Expanded polytetrafluoroethylene-valved conduit with bulging sinuses for right ventricular outflow tract reconstruction in adults. *Gen. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2010;58(1):14–18. <https://doi.org/10.1007/s11748-009-0527-9>.
38. Yamagishi M., Kurosawa H. Outflow reconstruction of tetralogy of Fallot using a Gore-Tex valve. *Ann. Thorac. Surg.* 1993;56:1414–1416; discussion 1416–1417. [https://doi.org/10.1016/0003-4975\(93\)90700-r](https://doi.org/10.1016/0003-4975(93)90700-r).
39. Brown J.W., Ruzmetov M., Vijay P., Rodefeld M.D., Turrentine M.W. Right ventricular outflow tract reconstruction with a polytetrafluoroethylene monocusp valve: a twelve-year experience. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2007;133:1336–1343. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2006.12.045>.
40. Quintessenza J.A., Jacobs J.P., Morell V.O., Giroud J.M., Boucek R.J. Initial experience with a bicuspid polytetrafluoroethylene pulmonary valve in 41

- children and adults: a new option for right ventricular outflow tract reconstruction. *Ann. Thorac. Surg.* 2005;79:924–931.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2004.05.045>.
41. Scavo V.A. Jr., Turrentine M.W., Aufiero T.X., Sun K., Binford R., Carlos G., Brown J. W. Monocusp valve and transannular patch reconstruction of the right ventricular outflow tract: an experimental study. *ASAIO J.* 1998;44:M480–M485.  
<https://doi.org/10.1097/00002480-199809000-00032>.
42. Ando M., Takahashi Y. Ten-year experience with handmade trileaflet polytetrafluoroethylene valved conduit used for pulmonary reconstruction. *J Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2009;137:124–131.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2008.08.060>.
43. Miyazaki T., Yamagishi M., Maeda Y., Yamamoto Y., Taniguchi S., Sasaki Y. Expanded polytetrafluoroethylene conduits and patches with bulging sinuses and fan-shaped valves in right ventricular outflow tract reconstruction: multicenter study in Japan. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2011;142:1122–1129.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2011.08.018>.
44. Chang T.I., Chang C.I. An efficient way to make a trileaflet conduit for pulmonary valve replacement. *Ann. Thorac. Surg.* 2013;96:163–165.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2013.09.081>.
45. Miyazaki T., Yamagishi M., Maeda Y., Taniguchi S., Fujita S., Hongu H. et al. Long-term outcomes of expanded polytetrafluoroethylene conduits with bulging sinuses and a fan-shaped valve in right ventricular outflow tract reconstruction. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2018;155:2567–2576.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2017.12.137>.
46. Poynter J.A., Eghtesady P., McCrindle B.W., Walters H.L. III, Kirshbom P.M., Blackstone E.H. et al. Association of pulmonary conduit type and size with durability in infants and young children. *Ann. Thorac. Surg.* 2013;96:1695–1701.  
<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2013.05.074>.
47. Kwak J.G., Bang J.H., Cho S., Kim E.R., Shih B.C., Lee C.H. et al. Long-term durability of bioprosthetic valves in pulmonary position: pericardial versus

- porcine valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2020;160:476–484.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2019.11.134>.
48. Kan C.D., Wang J.N., Chen W.L., Lu P.J., Chan M.Y., Lin C.H. et al. Applicability of handmade expanded polytetrafluoroethylene trileaflet-valved conduits for pulmonary valve reconstruction: an *ex vivo* and *in vivo* study. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2018;155:765–774.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2017.09.049>.
49. Suzuki I., Shiraishi Y., Yabe S., Tsuboko Y., Sugai T.K., Matsue K. et al. Engineering analysis of the effects of bulging sinuses in a newly designed pediatric pulmonary heart valve on hemodynamic function. *J. Artif. Organs.* 2012;15:49–56. <https://doi.org/10.1007/s10047-011-0609-1>.
50. Chang T.I., Hsu K.H., Luo C.W., Yen J.H., Lu P.C., Chang C.I. *In vitro* study of trileaflet polytetrafluoroethylene conduit and its valve-in-valve transformation. *Interact. Cardio. Vasc. Thorac. Surg.* 2020;30:408–416.  
<https://doi.org/10.1093/icvts/ivz274>.

## Информация о вкладе авторов

Петшаковский П.Ю. – концепция и дизайн работы.  
Иофе Е.И., Переверзева А.А., Ткаченко И.А. – сбор и анализ данных.  
Петшаковский П.Ю., Иофе Е.И. – написание статьи.  
Борисков М.В., Ефимочкин Г.А., Ванин О.А. – исправление статьи.  
Петшаковский П.Ю., Борисков М.В., Ефимочкин Г.А., Ванин О.А.,  
Иофе Е.И., Переверзева А.А., Ткаченко И.А. – утверждение окончательного  
варианта статьи.

## Information on author contributions

Petshakovskiy P.J. – study concept and design.  
Iofe E.I., Pereverzeva A.A., Tkachenko I.A. – data collection and analysis.  
Petshakovskiy P.J., Iofe E.I. – drafting the article.

Boriskov M.V., Efimochkin G.A., Vanin O.A. – critical revision of the article.

Petshakovskiy P.J., Boriskov M.V., Efimochkin G.A., Vanin O.A., Iofe E.I., Pereverzeva A.A., Tkachenko I.A. – final approval of the version to be published.

**Конфликт интересов:** авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Conflict of interest:** the authors do not declare a conflict of interest.

## **Сведения об авторах**

**Петшаковский Павел Юрьевич**, кардиохирург, кардиохирургическое отделение № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-1562-046X>.

E-mail: pavpetsh2@gmail.com.

**Борисков Максим Валентинович**, канд. мед. наук, заведующий кардиохирургическим отделением № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, <http://orcid.org/0000-0002-7064-9935>.

E-mail: mvboriskov@yandex.ru.

**Ефимочкин Георгий Алексеевич**, канд. мед. наук, кардиохирург, кардиохирургическое отделение № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия, <http://orcid.org/0000-0001-7777-7457>.

E-mail: georgith@rambler.ru.

**Ванин Олег Александрович**, кардиохирург, кардиохирургическое отделение № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-9932-9273>.

E-mail: olegvanin696@mail.ru.

**Иофе Елена Игоревна**, кардиохирург, кардиохирургическое отделение № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия, <http://orcid.org/0000-0001-6727-0978>.

E-mail: helen.iofe@yandex.ru.

**Переверзева Ангелина Андреевна**, кардиохирург, кардиохирургическое отделение № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-2626-9273>.

E-mail: polyahova.angelina@mail.ru.

**Ткаченко Илья Александрович**, кардиохирург, кардиохирургическое отделение № 1, НИИ - ККБ № 1 им. С.В. Очаповского, Краснодар, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-1734-2483>.

E-mail: tkachenko1791@gmail.com.

**Иофе Елена Игоревна**, e-mail: helen.iofe@yandex.ru.

## Information about the authors

**Pavel J. Petshakovskiy**, Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-1562-046X>.

E-mail: pavpetsh2@gmail.com.

**Maksim V. Boriskov**, Cand. Sc.(Med.), Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-7064-9935>.

E-mail: [mvboriskov@yandex.ru](mailto:mvboriskov@yandex.ru).

**Georgii A. Efimochkin**, Cand. Sci. (Med.), Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0001-7777-7457>.  
E-mail: [georghith@rambler.ru](mailto:georghith@rambler.ru).

**Oleg A. Vanin**, Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-9932-9273>.  
E-mail: [olegvanin696@mail.ru](mailto:olegvanin696@mail.ru).

**Elena I. Iofe**, Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0001-6727-0978>.  
E-mail: [helen.iofe@yandex.ru](mailto:helen.iofe@yandex.ru).

**Angelina A. Pereverzeva**, Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-2626-9273>.  
E-mail: [polyahova.angelina@mail.ru](mailto:polyahova.angelina@mail.ru)

**Ilya A. Tkachenko**, Cardiac Surgeon, Cardiac Surgery Department No. 1, Research Institute - S.V. Ochapovsky Regional Clinical Hospital No. 1, Krasnodar, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-1734-2483>.  
E-mail: [tkachenko1791@gmail.com](mailto:tkachenko1791@gmail.com).

**Elena I. Iofe**, e-mail: [helen.iofe@yandex.ru](mailto:helen.iofe@yandex.ru).

Поступила 29.08.2024;  
рецензия получена 04.02.2025;  
принята к публикации 17.02.2025.

Received 29.08.2024;  
review received 04.02.2025;  
accepted for publication 17.02.2025.