

УДК 616.12-089

DOI 10.17802/2306-1278-2024-13-2-41-49

## ВЛИЯНИЕ ГЕОМЕТРИИ ПРОТЕЗА ВОСХОДЯЩЕЙ АОРТЫ НА ТРАНСКЛАПАННУЮ ГЕМОДИНАМИКУ: ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ И ОПЫТ ОДНОГО УЧРЕЖДЕНИЯ

А.В. Царегородцев<sup>1</sup>, М.И. Ткачѳв<sup>2</sup>, А.Н. Дзюндзя<sup>2</sup>, Н.Б. Сейфатова<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, ул. Островитянова, 1, Москва, Российская Федерация, 117997; <sup>2</sup> Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), ул. Трубецкая, 8, стр. 2, Москва, Российская Федерация, 119991

### Основные положения

- Сохранение геометрии нативного корня аорты улучшает показатели трансклапанной гемодинамики (оптимальное открытие и закрытие створок, минимальный трансклапанный градиент и минимальные потери энергии) в сравнении с классическим протезированием цилиндрическим клапаносодержащим кондуитом.
- При сравнении послеоперационных показателей с использованием кореньсохраняющих и кореньвыносящих методик протезирования в сопоставимых группах найдены подтверждения экспериментальным данным.
- Сохранение геометрии нативного корня аорты при операциях по типу Бенталла дает преимущества в виде лучших показателей ремоделирования левого желудочка (уменьшаются масса миокарда и конечный диастолический объем).

### Актуальность

В настоящее время предложены модификации данной операции, выпускаются клапаносодержащие кондуиты различного дизайна – с линейным протезом аорты и синусным (так называемый Вальсальва-графт), с механическим протезом и биологическим. Продолжается поиск оптимального клапаносодержащего кондуита, имплантация которого ассоциировалась бы с большей свободой от протез-зависимых осложнений. Сохранение естественной транспротезной гемодинамики является одной из приоритетных задач создания кондуитов. В связи с этим в данном исследовании изучена роль геометрии аортального протеза в гемодинамике.

### Цель

Оценить, насколько геометрия клапаносодержащего протеза восходящего отдела аорты влияет на трансклапанную гемодинамику, сравнив линейный клапаносодержащий кондуит с нативным корнем аорты.

### Материалы и методы

Мы воссоздали в условиях WetLab и сравнили в пульс-дубликаторе (ViVtоrо Labs Inc., Канада) показатели трансклапанной гемодинамики при двух операциях: «створки + нативный корень» и «створки + линейный протез». Было подготовлено по 10 кондуитов (размером 23 мм), замеры гемодинамики продолжались в течение 10 циклов открытия – закрытия. Также проведено сравнение экспериментальных данных с послеоперационными результатами при аналогичных операциях с сохранением корня аорты и без.

### Результаты

На первом этапе установлено, что при прочих равных условиях геометрия нативного корня аорты свиньи обеспечивает лучшее функционирование аортальных створок, чем линейный протез. При операции с сохранением корня аорты площадь открытия клапана была выше, а скорость закрытия – ниже, что в итоге выражалось меньшим сопротивлением открытию и потерями энергии на закрытии. Вторым этапом проведено исследование клинических результатов операций, при которых корень аорты сохраняли или заменяли на линейный протез (сравниваемые группы были сопоставимы по размерам фиброзного кольца и левого желудочка, при этом были оценены только гемодинамические показатели). Получены результаты, сопоставимые с экспериментальными.

Определено, что указанные различия имели клиническую значимость: при сохранении геометрии корня аорты обратное ремоделирование левого желудочка проходило быстрее.

#### Заключение

При создании клапаносодержащих протезов для замены структур корня аорты следует имитировать нативную геометрию для достижения наиболее естественной трансклапанной гемодинамики.

#### Ключевые слова

Корень аорты • Пульс-дубликатор • Испытание клапанов сердца • Реконструкция корня аорты • Клапаносодержащий кондуит • Аортальный клапан • Гемодинамика

Поступила в редакцию: 06.03.2024; поступила после доработки: 07.04.2024; принята к печати: 19.05.2024

## DOES THE GEOMETRY OF THE ASCENDING AORTIC PROSTHESIS AFFECT TRANSVALVULAR HEMODYNAMICS? EXPERIMENTAL STUDY AND ONE CLINIC'S EXPERIENCE

A.V. Tsaregorodtsev<sup>1</sup>, M.I. Tkachev<sup>2</sup>, A.N. Dzyunzya<sup>2</sup>, N.B. Seifatova<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "N.I. Pirogov Russian National Research Medical University", Ministry of Health of the Russian Federation, 1, Ostrovityanova St., Moscow, Russian Federation, 117997; <sup>2</sup> Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "I.M. Sechenov First Moscow State Medical University", Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), 8, Trubetskaya St., bldg. 2, Moscow, Russian Federation, 119991

### Highlights

- Preservation of native aortic root geometry improves transvalvular hemodynamics (optimal opening and closing of the flaps, minimal transvalvular gradient and minimal energy loss) in comparison with classical prosthetics with cylindrical valve-containing conduit, as demonstrated in the experiment.
- When comparing postoperative parameters using root-conserving and root-bearing prosthetic techniques in comparable groups, confirmation of the experimental data was found.
- Preservation of native aortic root geometry in Bentall-type surgeries offers advantages in the form of better left ventricular remodeling (reduced myocardial mass and end-diastolic volume).

#### Background

Currently, various modifications of this operation have been proposed, and valve-containing conduits of different designs are produced – with linear aortic prosthesis and with sinus prosthesis (so-called Valsalva-graft), with mechanical prosthesis and with biological prosthesis. The search for an optimal valve-containing conduit, implantation of which would be associated with greater freedom from prosthesis-dependent complications, is ongoing. Preservation of natural transprosthetic hemodynamics is one of the priority objectives of conduit design. Therefore, this study investigates the role of aortic prosthesis geometry in hemodynamics.

#### Aim

To evaluate whether the geometry of an ascending aortic valve-containing prosthesis affects transvalvular hemodynamics by comparing a linear valve-containing conduit with a native aortic root.

#### Methods

We recreated transvalvular hemodynamics in WETLAB and compared transvalvular hemodynamic parameters in two surgeries-flap + native root surgery and flap + linear prosthesis surgery-in a pulse duplicator (ViVitro Labs Inc., Canada). Ten conduits (23 mm in size) were prepared, and hemodynamics measurements were continued for 10 cycles of opening-closing. Experimental data were also compared with postoperative results for similar operations with and without aortic root preservation.

#### Results

In the first stage, it was found that, all other things being equal, the geometry of the native porcine aortic root provided better aortic leaflet function than the linear prosthesis. In the aortic root-preserved operation, the valve opening area was larger and the closing velocity was lower, resulting in less resistance to opening

and less energy loss at closure. At the second stage, we studied the clinical results of operations in which the aortic root was preserved and in which it was replaced by a linear prosthesis (the compared groups were comparable in terms of the size of the fibrous ring and left ventricular dimensions; only hemodynamic parameters were evaluated, since otherwise these operations could not be compared). Results comparable to the experimental ones were obtained. It turned out that these differences had clinical significance – the reverse remodeling of the left ventricle was faster when the aortic root geometry was preserved.

### Conclusion

When creating valve-containing prostheses to replace aortic root structures, native geometry should be mimicked to achieve the most natural transvalvular hemodynamics.

### Keywords

Aortic root • Pulse duplicator • Heart valve trial • Aortic root reconstruction • Valve-containing conduit • Aortic valve • Hemodynamics

*Received: 06.03.2024; received in revised form: 07.04.2024; accepted: 19.05.2024*

## Введение

Анатомия корня аорты крайне сложна. Многочисленные исследования с использованием сонометрии и рентгеноконтрастных меток показывают, что на протяжении сердечного цикла происходят высокодифференцированные деформации всех структур корня аорты. Гемодинамические, временные и анатомические детерминанты, обуславливающие столь сложные деформации, до сих пор до конца не изучены, однако установлено, что данные высокодифференцированные процессы сформировались в процессе эволюции с одной целью – повышение эффективности гемодинамики и снижение нагрузки на створки аортального клапана путем оптимального распределения нагрузки и минимизации трансклапанной турбулентности [1].

В связи с этим в кардиохирургии отмечена тенденция выбора реконструктивных вмешательств (когда они обоснованы). Причина успеха таких вмешательств – сохранение крайне сложных анатомических структур, заменить которые протезом чаще всего невозможно [2, 3]. Однако реконструктивные операции на аортальном клапане крайне сложны, а их применение ограничено. В частности, изолированная реконструкция запирающего элемента (аортального клапана) может быть проведена только при интактном корне аорты, если же он поражен, требуется его протезирование. Операция Бенталла – Де Боно, направленная на замену аортального клапана и восходящей аорты на клапаносодержащий конduit, в настоящее время считается «золотым стандартом» замены структур корня аорты [4]. Преимуществами этого подхода являются доказанная методология и высокоэффективные долгосрочные результаты. Основная проблема – осложнения, связанные с необходимостью приема антикоагулянтов при выборе пациентами механических протезов [5]. Кроме того, использование ис-

кусственных протезов всегда было связано с остаточным градиентом давления, выраженность которого сильно зависит от его типа и размера и объясняется наличием каркаса и манжеты для фиксации, уменьшающих эффективную площадь отверстия. Также существует риск послеоперационного инфекционного эндокардита. Биопротезы, особенно у молодых пациентов, склонны к структурной дегенерации клапана [6–8].

В настоящее время работа по модификации клапаносодержащих кондуитов продолжается. Одним из направлений может стать создание максимально анатомичных протезов для замены структур корня аорты. Так, вдохновившись неокуспидизацией аортального клапана аутоперикардом<sup>1</sup>, группа российских исследователей во главе с Р.Н. Комаровым предложили гибридный конduit по типу «аортальные створки в сосудистый протез». Был разработан протез «русский конduit» [9], объединяющий неокуспидизацию и операцию Бенталла. Данный гибридный конduit не имеет жесткой опоры для запирающего элемента, что в теории обеспечивает более физиологичную гемодинамику и деформативность корня аорты.

Безусловно, идея создания бескаркасного клапаносодержащего кондуита вызывает интерес, так как данный протез обеспечивает лучшую трансортальную гемодинамику (в отличие от устройства Бенталла с вшитым каркасным протезом). Однако очевидным отличием «русского кондуита» от нативного корня аорты является его линейная геометрия – створки кондуита имплантируют в протез линейного дизайна, в то время как нативный корень имеет более сложную конфигурацию. Вероятнее всего, геометрия корня аорты влияет на транспротезную гемодинамику. Преимущество сохранения эволюционно созданной геометрии корня аорты (перед заменой корня аорты линейным про-

<sup>1</sup> S. Ozaki и коллеги разработали методику замены аортального клапана, при которой неостворки выкраиваются по оригинальному шаблону и изготавливаются из перикарда пациента, обработанного глутаральдегидом [8]. Данная методика позволяет восстановить клапан пациента из его собственной ткани, что сокращает затраты на изготовление биопротеза и снижает вероятность иммунного ответа.

тезом) может заключаться в сохранении оптимальной транспротезной гемодинамики с минимальными потерями энергии. Изучение данного вопроса поможет в совершенствовании уже разработанных клапаносодержащих кондуитов. В представленном же исследовании проанализирован вопрос, насколько обосновано создавать клапаносодержащие кондуиты с геометрией, имитирующей строение нативного корня аорты.

## Материалы и методы

### Сравнение гемодинамики линейного клапаносодержащего кондуита с нативным корнем аорты

В первой части исследования мы воссоздали в условиях WetLab и сравнили в пульс-дупликаторе (ViVtRo Labs Inc., Канада) показатели трансклапанной гемодинамики при двух типах неокуспидизации: с сохранением корня аорты – операция «створки в нативный корень» – и без сохранения нативного корня аорты – операция «русский кондуит» («створки в линейный протез»). Для чистоты эксперимента в обеих операциях использовали створки одинаковой формы и размеров (собственные створки нативного корня аорты имеют иные характеристики, которые могут значимо повлиять на результаты, в то же время использование только аутоперикардиальных в обоих кондуитах исключает данное влияние). Было подготовлено по 10 кондуитов (размером 23 мм), замеры гемодинамики продолжались на протяжении 10 циклов открытия – закрытия.

Во второй части исследования проведено сравнение экспериментальных данных с клиническими, полученными при выполнении аналогичных операций – «русский кондуит» и неокуспидизация (по методике профессора Р.Н. Комарова). Сравнимые группы были сопоставимы по размерам фиброзного кольца и левого желудочка, при этом оценены только гемодинамические показатели, так как в остальном данные операции сравнивать бессмысленно.

### Техника воссоздания операции «русский кондуит» («створки в линейный протез») для стендового эксперимента

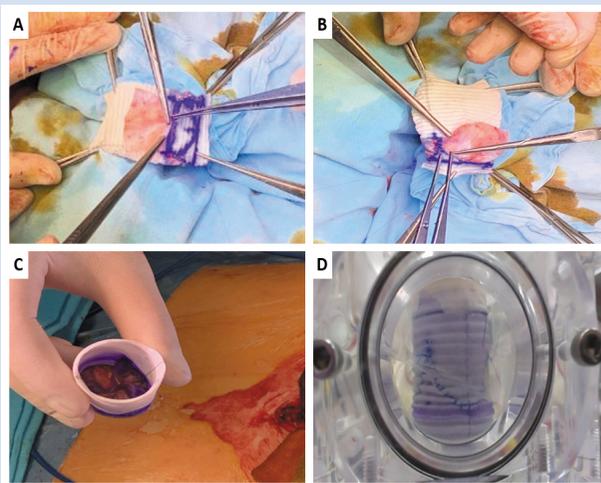
Использовали линейный протез восходящего отдела аорты диаметром 23 мм. Протез выворачивали, проводили разметку. Отмечали условные 12, 4 и 8 ч циферблата для симметричной неокуспидизации. Намечали линии крепления неостворки к сосудистому протезу так, что базальные части створок находились в 5 мм от проксимального конца кондуита. Выкраивали симметричные перикардиальные створки по принятой в клинике формуле. По намеченным контурам каждую створку пришивали к протезу. После имплантации створок протез аорты вворачивали, проверяли запирательную функцию кондуита. Кондуит устанавливали в фиксирующую систему для последующего стендового испытания (рис. 1).

### Техника воссоздания операции «створки в нативный корень» для стендового эксперимента

Операцию выполняли в условиях WetLab на свином сердце массой 300 г. Сердце фиксировали в специальном контейнере для создания условий, приближенных к реальным. Аорту пересекали чуть выше синотубулярного соединения. Створки аортального клапана иссекали. Диаметр кольца аортального клапана составил 23 мм. Выкраивание неостворок аортального клапана из аутоперикарда выполняли по технике, которая описана выше.

Первым этапом зафиксировали створку в месте центра дуги L2 (самый нижний участок прикрепления створки) к середине межкомиссурального расстояния и завязали двумя узлами. Затем непрерывным обвивным швом сделали 3–4 последовательных стежка через неостворку и фиброзное кольцо таким образом, чтобы соотношение между стежками было 3:1, то есть шаг на аорте в 3 раза меньше, чем на створке. Это необходимо для гофрирования – создания наибольшей анатомичности будущего клапана. Последующие вколы производили в соотношении 1:1. Последний вкол делали на расстоянии 5 мм от края створки с выколом наружу из аорты. Игла должна проходить через стенку аорты на 2 мм ниже самой верхней точки комиссуры. Нити выводились наружу аорты, проходя крылья неостворок, с формированием неокомиссур, которые затем укреплялись прокладками из остатков обработанного аутоперикарда и попарно завязывались (рис. 2).

После основного этапа операции корень аорты иссекали для дальнейшей фиксации в пульс-дупли-



**Рисунок 1.** Техника операции «русский кондуит»: А, В – линейный протез восходящей аорты вывернут, неостворки пришиваются по линии фиксации; С – представлен протез восходящей аорты и аортального клапана, выполненный по методике «русский кондуит»; D – кондуит установлен в пульс-дупликатор для проведения стендовых испытаний  
**Figure 1.** Russian Conduit operation technique. A, B – linear prosthesis of the ascending aorta is everted, neo-valve sutures are sewn along the fixation line, C – prosthesis of the ascending aorta and aortic valve made according to the “Russian Conduit” technique, D – the conduit is placed in the pulse duplicator for bench testing

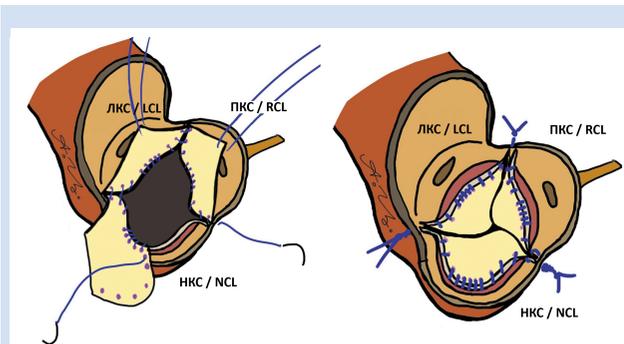
каторе. Вентрикулярный и артериальный конец корня аорты анастомозировали с протезом 23 мм для фиксации в пульс-дубликаторе. Коронарные артерии перевязывали. Безусловно, для получения полного представления о гемодинамике необходимо сохранить поток жидкости через коронарные артерии, так как это максимально приближает условия испытания к физиологическим. Однако технические особенности пульс-дубликатора не позволяют корректно фиксировать измерения потоков и давлений, если «аорта» имеет сообщение с камерой, в которой находится протез. Провели гидропробу. Убедившись, что мы добились отличной запирающей функции, поместили конструкцию в пульс-дубликатор (рис. 3).

## Результаты

Измерения показателей и расчеты дополнительных параметров проводили в программном обеспечении *ViviTest v 3.5.02 ViVito Systems* (ViVito Labs Inc., Канада) на основании 10 альтераций по 10 циклов открытия – закрытия в запрограммированном режиме, имитирующем физиологические параметры (табл. 1). Не выявлено отличий в условиях испытания между двумя операциями. В каждой альтерации также были запрограммированы стандартные условия.

Результаты испытаний представлены в табл. 2.

Средний и пиковый трансортальный градиенты для операции «створки в нативный корень» в нашем эксперименте составили  $2,53 \pm 0,59$  и  $10,65 \pm 1,61$  мм рт. ст., что ниже, чем для операции «русский кондуит» ( $7,61 \pm 0,89$  и  $13,77 \pm 1,33$  мм рт. ст. соответственно). В представленном нами эксперименте фракция регургитации составила 17,8% для операции «створки в нативный корень» и 16,6% для операции «русский кондуит», что соответствует степени недостаточности 0,5–1, статистических различий при сравнении показателей в двух группах не отмечено. При этом объем регургитации жидко-



**Рисунок 2.** Техника восстановления операции «створки в нативный корень» для стендового эксперимента

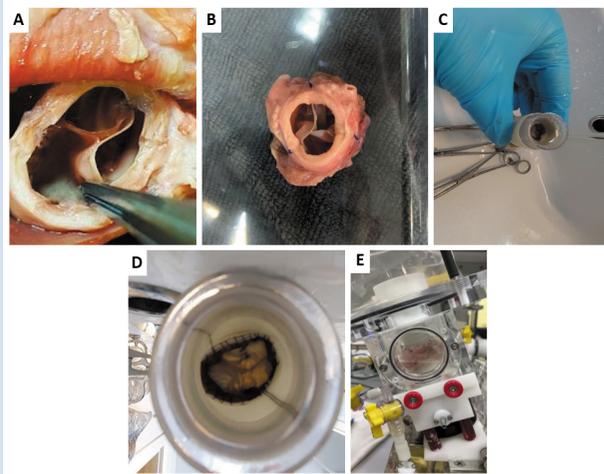
**Примечание:** ЛКС – левая коронарная створка; НКС – некоронарная створка; ПКС – правая коронарная створка.

**Figure 2.** Technique for reconstructing the “flaps to a native root” operation for a bench experiment

**Note:** LCL – left coronary leaflet; NCL – non coronary leaflet; RCL – right coronary leaflet.

сти в момент закрытия створок в модели «створки в нативный корень» оказался на 37,6% ниже, чем в модели «русский кондуит»; объем регургитации на закрытом клапане модели «створки в нативный корень» был  $-6,8105 \pm 1,39$  мл, а в модели «русский кондуит» составил  $-2,5506 \pm 0,9$  (этот показатель значительно колебался при испытании, при сравнении не было достоверных отличий в регургитации на закрытом клапане в обеих моделях).

Эффективная площадь отверстия вычислялась в программе *ViviTest v 3.5.02 ViVito Systems* (ViVito Labs Inc., Канада) по уравнению Горлина. При одинаковом размере сосудистого протеза, взятого для операции «створки в нативный корень» и «русский кондуит», в кореньсохраняющей операции эффективная площадь была выше на 23%.



**Рисунок 3.** Техника восстановления кондуита «створки в нативный корень»: А – неokuspidизация аортального клапана, выполненная на свином сердце; В – иссеченный корень аорты с выполненной симметричной неokuspidизацией; С, D – гидропроба неоортального клапана; E – корень аорты с симметричной неokuspidизацией, установленный в пульс-дубликатор

**Figure 3.** Technique of reconstructing the “flaps to native root” conduit A – aortic valve neocuspidization performed on a porcine heart, B – dissected aortic root with symmetric neocuspidization, C, D – neo-aortic valve hydrotest, E – aortic root with symmetric neocuspidization is placed in the pulse duplicator

**Таблица 1.** Условия проведения эксперимента  
**Table 1.** Experimental conditions

Частота хода поршня, уд./мин / Piston stroke rate, bpm	70
Объем перекаченной жидкости за один такт поршня, мл / Pumped liquid volume per one stroke, ml	80
Средний поток рабочей жидкости через кондуит, л/мин / Average fluid flow through the conduit, l/min	5
Длительность систолы / Systole duration, %	35
Систолическое давление, мм рт. ст. / Systolic pressure, mm Hg	120
Диастолическое давление, мм рт. ст. / Diastolic pressure, mm Hg	80
Температура рабочей жидкости (0,9% раствор NaCl) / Temperature of working fluid (0.9% NaCl solution), °C	23

При использовании протеза 23 мм для операции «русский конduit» и такого же протеза на «входе» и на «выходе» в реконструкции операции «створки в нативный корень» мы заметили, что в первом случае створки на открытии «прижимались» к внутренней поверхности протеза, тем самым уменьшая площадь открытия клапана на толщину неостворки и обвивного шва, фиксирующего створки к протезу. В операции «створки в нативный корень» за счет сохранения корня аорты неостворки могли «проваливаться» в синусы Вальсальвы при их открытии, обеспечивая большую площадь. Также модель операции «створки в нативный корень» теряла меньше энергии на закрытии.

Модель «створки в нативный корень» продемон-

стрировала достоверно меньшую потерю энергии при прохождении потока жидкости через открытый клапан. Это объясняется большей площадью открытия клапана и, соответственно, меньшими трансклапанными градиентами. Потери энергии на закрытии створок клапана были ниже в модели «створки в нативный корень» в сравнении с «русским конduitом» ( $6,85195 \pm 0,396981$  против  $8,725122 \pm 0,170501$  %,  $p = 0,0002515$ ), что связано с меньшей утечкой жидкости в момент закрытия створок клапана, объясняемой более ранним закрытием створок аортального клапана из-за наличия турбулентных потоков, создаваемых в синусах Вальсальвы и отодвигающих створки к центру еще в конце фазы изгнания (эффект воздушного шара) [12].

**Таблица 2.** Результаты исследования двух воссозданных операций в пульс-дупликаторе. Параметры энергии вычислялись путем умножения разницы давлений в начале и конце наблюдаемого интервала на коэффициент для преобразования давления  $k$  (в мм рт. ст.) в энергию (мДж), равный 0,1333

**Table 2.** Results of the study of two reconstructed operations in the pulse duplicator. Energy parameters were calculated by multiplying the pressure difference at the beginning and at the end of the observed interval by a coefficient for converting pressure  $k$  (in mm Hg) to energy (millijoules) equal to 0.1333

Параметр / Parameter	«Створки в нативный корень» / “Flaps in the native root”		«Русский конduit» («створки в линейный протез») / “Russian Conduit” (“flaps in the linear prosthesis”)		p
	M	SD	M	SD	
Средний трансортальный градиент, мм рт. ст. / Mean transaortic gradient, mm Hg	2,534075	0,597382	7,612275	0,893731	0,0000018
Пиковый трансортальный градиент, мм рт. ст. / Peak transaortic gradient, mm Hg	10,65045	1,611682	13,77003	1,335207	0,0000006
Объем регургитации жидкости в момент закрытия створок, мл / Regurgitant volume at the moment of flap closure, ml	-6,82283	0,514415	-10,9391	0,176825	0,0000015
Объем регургитации на закрытом клапане, мл / Regurgitant volume on the closed valve, ml	-6,8105	1,935601	-2,5506	0,95255	0,28
Фракция регургитации / Regurgitation fraction, %	17,18333	1,541807	16,67378	0,180963	0,05
Эффективная площадь отверстия, см <sup>2</sup> / Effective orifice area, cm <sup>2</sup>	2,718925	0,279898	2,212425	0,144704	0,000214
Энергия сокращения желудочка, мДж / Ventricular contraction energy, mJ	823,7208	18,14556	820	5,166941	0,17
Энергия потерь потока (f1–f2), мДж / Flow loss energy (f1–f2), mJ	116,76125	5,279387	141,0509	3,363864	0,0000048
Энергия потерь потока, / Flow loss energy, %	14,1646	0,564311	17,13862	0,29412	0,00000201
Энергия потерь на закрытии (f2–f3), мДж / Closing loss energy (f2–f3), mJ	56,48335	3,501645	71,80775	1,956823	0,0000057
Энергия потерь на закрытии / Closing loss energy, %	6,85195	0,396981	8,725122	0,170501	0,0002515
Энергия потерь на утечке (f3–f4), мДж / Leakage loss energy (f3–f4), mJ	51,55	6,062418	24,69083	5,065096	0,06500000021
Энергия потерь на утечке / Leakage loss energy, %	6,258188264	0,656	3,0001	0,468728	0,07800054
Суммарная энергия потерь, мДж / Total energy loss, mJ	224,7946	8,291873	237,5494	5,226364	0,000000019
Суммарная энергия потерь / Total energy loss, %	27,27473826	0,87064	28,86384	0,475745	0,000000026
КПД / Efficiency, %	86,35		71,13		

**Примечание:** КПД – коэффициент полезного действия; f1 – начало систолы, f2 – конец систолы, f3 – начало закрытия клапана, f4 – конец цикла.

**Note:** f1 – the beginning of systole, f2 – the end of systole, f3 – the beginning of valve closure, f4 – the end of the cycle.

### Клинические результаты симметричной аутоперикардиальной неокуспидизации по методике профессора Р.Н. Комарова и «русского кондуита»

Для оценки результатов проведенных вмешательств выполнено ретроспективное сравнительное исследование 16 пациентов в возрасте 75 ( $\pm 10$ ) лет в до- и раннем послеоперационном периоде. Больные находились на лечении в кардиохирургическом отделении Университетской клинической больницы № 1 ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) в период с 2017 по 2023 г. (табл. 3).

Пациенты первой группы ( $n = 8$ ) оперированы по поводу изолированного порока аортального клапана: им выполнена процедура симметричной неокуспидизации (по методике профессора Р.Н. Комарова). Больные второй группы ( $n = 8$ ) оперированы по поводу порока аортального клапана с сопутствующей патологией восходящей аорты: им выполнена неокуспидизация в позицию линейного протеза восходящей аорты (операция «русский конduit»).

Сравниваемые группы были сопоставимы по размерам фиброзного кольца и левого желудочка, при этом оценены только гемодинамические показатели (так как другие данные операции сравнивать бессмысленно).

Статистических различий в дооперационных показателях гемодинамики (толщина межжелудочковой перегородки, задняя стенка левого желудочка, масса миокарда левого желудочка, индексированная к площади поверхности тела, конечный систолический объем и фракция выброса) не установлено. В послеоперационном периоде статистически значимые различия определены только для конечного

систолического объема и фракции выброса. Эти показатели левого желудочка представляют наибольшую значимость в нашем исследовании. При отсутствии статистически значимых различий в двух группах перед операцией в послеоперационном периоде (спустя 3 недели после вмешательства) конечный систолический объем был на  $\sim 15\%$  ниже в группе аутоперикардиальной неокуспидизации по методике профессора Р.Н. Комарова ( $p = 0,005$ ). Фракция выброса к этому периода в заявленной группе была на  $14,1\%$  выше ( $p = 0,016$ ).

В представленном нами исследовании обратное ремоделирование левого желудочка зарегистрировано с первых недель после операции. Выявлено равнозначное снижение массы миокарда и индексированной массы миокарда левого желудочка в обеих группах пациентов (на  $17,5\%$ ). Однако после процедуры симметричной неокуспидизации по методике профессора Р.Н. Комарова отмечен больший регресс толщины стенок левого желудочка по сравнению с операцией «русский конduit». Толщина межжелудочковой перегородки в первой группе уменьшилась на  $8\%$ , во второй – на  $4\%$ . Задняя стенка левого желудочка в первой группе уменьшилась на  $2,5\%$ , во второй группе – на  $2\%$ . Это связано с субоптимальными гемодинамическими показателями. Стоит отметить, что наиболее низкие градиенты давления наблюдались у пациентов после симметричной аутоперикардиальной неокуспидизации.

### Обсуждение

Несмотря на то что в воссозданных операциях размеры сосудистых протезов были одинаковые, вмешательство по типу «створки в корень» продемонстрировало большую площадь открытия нео-

Таблица 3. Клинические результаты ремоделирования миокарда левого желудочка  
Table 3. Clinical results of left ventricular myocardial remodeling

Параметр / Parameter	До операции / Before surgery			После операции / After surgery		
	Методика Р.Н. Комарова / Komarov's method	«Русский конduit» / "Russian conduit"	p	Методика Р.Н. Комарова / Komarov's method	«Русский конduit» / "Russian conduit"	p
ТМЖП / IVST	1,445 $\pm$ 0,23	1,25 $\pm$ 0,1875	0,151590911	1,325 $\pm$ 0,25	1,2 $\pm$ 0,175	0,346
ЗСЛЖ / LVPWT	1,14 $\pm$ 0,13	1,02 $\pm$ 0,125	0,1436	1,1125 $\pm$ 0,09	1 $\pm$ 0,125	0,1427
КДР / LVEDD	4,4123 $\pm$ 0,36	5,937 $\pm$ 0,36	0,00003216	4,1375 $\pm$ 0,3375	5,2123	0,0082
ММЛЖ / LVM	217,875 $\pm$ 44,375	308,87 $\pm$ 69,385	0,0307	179,75 $\pm$ 38	255,1063 $\pm$ 66,77	0,0453
ИММЛЖ / LVMI	117,875 $\pm$ 27,15	149,965 $\pm$ 35,61	0,1481	96,875 $\pm$ 21,125	122,97 $\pm$ 33,38	0,1410
КДО / EDV	88,5 $\pm$ 15,62	193 $\pm$ 48,43	0,0028	77,125 $\pm$ 15,125	123 $\pm$ 27	0,007
КСО / ESV	31,25 $\pm$ 9,56	37,125 $\pm$ 12,125	0,14	29,625 $\pm$ 7,375	35 $\pm$ 14,5	0,005
ФВ / EF	66,25 $\pm$ 5,125	59,25 $\pm$ 5,68	0,129	64,125 $\pm$ 3,06	55 $\pm$ 6,25	0,016
Пиковый градиент / Peak gradient	48,625 $\pm$ 8,125	18,125 $\pm$ 8,375	0,0001	9,4 $\pm$ 5,49	16,33 $\pm$ 1,22	0,048

**Примечание:** ЗСЛЖ – задняя стенка левого желудочка; ИММЛЖ – индекс массы миокарда левого желудочка; КДО – конечный диастолический объем; КДР – конечный диастолический размер; КСО – конечный систолический объем; ММЛЖ – масса миокарда левого желудочка; ТМЖП – толщина межжелудочковой перегородки; ФВ – фракция выброса.  
**Note:** EDV – end-diastolic volume; EF – ejection fraction; ESV – end-systolic volume; IVST – interventricular septal thickness; LVEDD – left ventricular end-diastolic diameter; LVM – left ventricular mass; LVMI – left ventricular mass index; LVPWT – left ventricular posterior wall thickness.

клапана и меньшую систолическую потерю энергии при прохождении через неоклапан. Полученные нами данные соотносятся с исследованиями М. Thubrikar с соавт. [13, 14] и L. Weltert с соавт. [15], которые отмечали, что синусоподобное пространство способствует нормальному движению створок клапана во время сердечного цикла. Предусмотренная природой естественная циклическая деформация сохраненного корня аорты, вероятно, позволила увеличить эффективную площадь открытия аортального клапана.

В.В. Базылев и коллеги в исследовании, посвященном протезированию корня аорты, сообщили о неправильном распределении нагрузки на клапан в «русском кондуите», что привело к раннему износу створок в условиях операции в пульс-дубликаторе [16]. Однако у нас такой проблемы не возникало ни при одном из воссозданных вмешательств.

Также некоторые авторы отмечают важную роль синусоподобного пространства в обеспечении приемлемой диастолической коронарной перфузии и снижении нагрузки на шов, фиксирующий реимплантированные устья коронарных артерий [17], что актуально для операции «русский конduit», при которой устья коронарных артерий приходится реимплантировать. Таким образом, сохранение геометрии корня аорты (или его имитация) может увеличить надежность данного места при выполнении модифицированного «русского кондуита».

## Заключение

Сохранение геометрии нативного корня аорты улучшает показатели трансклапанной гемодинамики (оптимальное открытие и закрытие створок, минимальный трансклапанный градиент и минимальные

потери энергии) в сравнении с классическим протезированием цилиндрическим клапаносодержащим кондуитом, что продемонстрировано в эксперименте. При сравнении послеоперационных показателей с использованием кореньсохраняющих и кореньвыносящих методик протезирования в сопоставимых группах найдены подтверждения экспериментальным данным. Сохранение геометрии нативного корня аорты при операциях по типу Бенталла дает преимущества в виде лучших показателей ремоделирования левого желудочка (уменьшаются масса миокарда и конечный диастолический объем). Данные наблюдения обосновывают клиническую значимость применения анатомичных клапаносодержащих кондуитов с синусоподобными расширениями.

## Конфликт интересов

А.В. Царегородцев заявляет об отсутствии конфликта интересов. М.И. Ткачев заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.Н. Дзюндзя заявляет об отсутствии конфликта интересов. Н.Б. Сейфатова заявляет об отсутствии конфликта интересов.

## Финансирование

Авторы заявляют об отсутствии финансирования исследования.

## Благодарности

Авторы выражают благодарность Роману Николаевичу Комарову за организацию экспериментального этапа, помощь в разработке дизайна исследования, предоставление архивных материалов клиники, наставничество и поддержку, а также консультации по критически важным вопросам воспроизведения операций на корне аорты в условиях WetLab.

## Информация об авторах

*Царегородцев Антон Владимирович*, студент 6-го курса федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-0050-0251

*Ткачев Максим Игоревич*, кандидат медицинских наук ассистент кафедры сердечно-сосудистой хирургии федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-2252-7773

*Дзюндзя Андрей Николаевич*, врач – сердечно-сосудистый хирург клиники факультетской хирургии им. Н.Н. Бурденко и кардиохирургического отделения федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-1133-8106

## Author Information Form

*Tsaregorodtsev Anton V.*, 6th year student, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "N.I. Pirogov Russian National Research Medical University", Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-0050-0251

*Tkachev Maxim I.*, PhD, Assistant at the Department of Cardiovascular Surgery, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "I.M. Sechenov First Moscow State Medical University", Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Moscow, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-2252-7773

*Dzyundzya Andrei N.*, Cardiovascular surgeon of the Faculty Surgery Clinic named after N.N. Burdenko and Cardiac Surgery Department, Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "I.M. Sechenov First Moscow State Medical University", Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Moscow, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-1133-8106

*Сейфатова Насиба Баходировна*, студент федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация; **ORCID** 0009-0003-5588-4923

*Seifatova Nasiba B.*, Student of the Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education "I.M. Sechenov First Moscow State Medical University", Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Moscow, Russian Federation; **ORCID** 0009-0003-5588-4923

#### Вклад авторов в статью

*ЦАВ* – вклад в концепцию исследования, получение, анализ и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*ТМИ* – анализ и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*ДАН* – анализ и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*СНБ* – получение, анализ и интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

#### Author Contribution Statement

*TsAV* – contribution to the concept of the study, data collection, analysis and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*TMI* – data analysis and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*DAN* – data analysis and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*SBN* – data collection, analysis and interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

- Cheng A., Dagum P., Miller D.C. Aortic root dynamics and surgery: from craft to science. *Phil Trans R Soc B*. 2007;362(1484):1407-1419. doi:10.1098/rstb.2007.2124
- Graeter T., Kindermann M., Fries R., Schäfers H.J. Rekonstruktive Chirurgie der Aortenwurzel. *Z Kardiol*. 2000;89(S7):107-111. doi:10.1007/PL00022879
- Altarabsheh S E., Deo S. V., Elgudin Y.E. Aortic Root Reconstruction. In: Montalto A, Loforte A, Amarelli C, eds. *Cardiac Surgery Procedures*. IntechOpen; 2020. doi:10.5772/intechopen.86034
- Di Eusanio M., Murana G., Cefarelli M., Mazzola A., Di Bartolomeo R. The Bentall procedure with a biological valved conduit: substitute options and techniques. *Multimedia Manual of Cardio-Thoracic Surgery*. 2014;2014(0):mmu010. doi:10.1093/mmcts/mmu010
- Singh V., Garg A., Singh G., Kapoor S., Ralhan S., Arya R., Mohan B., Wander G.S., Gupta R.K. Analysis of anticoagulation therapy related complications in patients with prosthetic valves: Our experience. *Ann Card Anaesth*. 2022;25(1):67. doi:10.4103/aca.aca\_125\_21
- Diaz R., Hernandez-Vaquero D., Alvarez-Cabo R., Avanzas P., Silva J., Moris C., Pascual I. Long-term outcomes of mechanical versus biological aortic valve prosthesis: Systematic review and meta-analysis. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2019;158(3):706-714.e18. doi:10.1016/j.jtcvs.2018.10.146
- Tsolaki E., Corso P., Zboray R., Avaro J., Appel C., Liebi M., Bertazzo S., Heinisch P.P., Carrel T., Obrist D., Herrmann I.K. Multiscale Multimodal Characterization and Simulation of Structural Alterations in Failed Bioprosthetic Heart Valves. *Bioengineering*; 2023. doi:10.1101/2023.02.26.529530
- Ozaki S., Kawase I., Yamashita H., Uchida S., Nozawa Y., Takatoh M., Hagiwara S. A total of 404 cases of aortic valve reconstruction with glutaraldehyde-treated autologous pericardium. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2014;147(1):301-306. doi:10.1016/j.jtcvs.2012.11.012
- Komarov R., Chernov I., Enginiov S., Sá M.P.B.O., Tarasov D. The Russian Conduit – Combining Bentall and Ozaki Procedures for Concomitant Ascending Aorta Replacement and Aortic Valve Neocuspidization. *Braz J Cardiovasc Surg*. 2019;34(5). doi:10.21470/1678-9741-2019-0329
- Leyh R.G., Schmidtke C., Sievers H.H., Yacoub M.H.. Opening and Closing Characteristics of the Aortic Valve After Different Types of Valve-Preserving Surgery. *Circulation*. 1999;100(21):2153-2160. doi:10.1161/01.CIR.100.21.2153
- Graeter T.P., Fries R., Aicher D., Reul H., Schmitz C., Schäfers H.J. In-vitro comparison of aortic valve hemodynamics between aortic root remodeling and aortic valve reimplantation. *J Heart Valve Dis*. 2006;15(3):329-335.
- Jones C.J.H., Sugawara M. "Wavefronts" in the aorta - implications for the mechanisms of left ventricular ejection and aortic valve closure. *Cardiovascular Research*. 1993;27(11):1902-1905. doi:10.1093/cvr/27.11.1902
- Thubrikar M., Nolan S.P., Bosher L.P., Deck J.D. The cyclic changes and structure of the base of the aortic valve. *American Heart Journal*. 1980;99(2):217-224. doi:10.1016/0002-8703(80)90768-1
- Thubrikar M., Paul Bosher L., Nolan S.P. The mechanism of opening of the aortic valve. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 1979;77(6):863-870. doi:10.1016/S0022-5223(19)38191-7
- Weltert L., De Paulis R., Scaffa R., Maselli D., Bellisario A., D'Alessandro S. Re-creation of a sinuslike graft expansion in Bentall procedure reduces stress at the coronary button anastomoses: A finite element study. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2009;137(5):1082-1087. doi:10.1016/j.jtcvs.2008.10.013
- Bazylev V.V., Batrakov P.A., Khadiev D.M., Egorov A.A., Eremin N.A. Aortic root prosthesis with pericardial cusps "Russian conduit": A hydrodynamic experiment. *PKiK*. 2021;25(4):97. doi:10.21688/1681-3472-2021-4-97-105
- Lansac E., Di Centa I., Vojacek J., Nijs J., Hlubocky J., Mecozzi G., Debauchez M. Valve sparing root replacement: the remodeling technique with external ring annuloplasty. *Ann Cardiothorac Surg*. 2013;2(1):117-123. doi:10.3978/j.issn.2225-319X.2013.01.15

**Для цитирования:** Царегородцев А.В., Ткачев М.И., Дзюндзя А.Н., Сейфатова Н.Б. Влияние геометрии протеза восходящей аорты на трансклапанную гемодинамику: экспериментальное исследование и опыт одного учреждения. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2024;13(2): 41-49. DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-2-41-49

**To cite:** Tsaregorodtsev A.V., Tkachev M.I., Dzyunzya A.N., Seifatova N.B. Does the geometry of the ascending aortic prosthesis affect transvalvular hemodynamics? *Experimental study and one clinic's experience. Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2024;13(2): 41-49. DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-2-41-49