



УДК

DOI 10.17802/2306-1278-2024-13-3S-162-172

## СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ 3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ВРОЖДЕННЫХ ПОРОКОВ СЕРДЦА

С.Н. Манукян, И.А. Соинов, Д.А. Хелимский, А.В. Войтов, К.А. Рзаева, И.Ю. Журавлева, А.В. Богачев-Прокофьев

Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, ул. Речкуновская, 15, Новосибирск, Российская Федерация, 630055

### Основные положения

- Создание 3D-моделей – сложный процесс, который требует совместной работы специалистов различных областей, таких как рентгенологи, кардиологи, кардиохирурги и инженеры.
- Использование систем 3D-визуализации особенно актуально в сфере врожденных пороков сердца в связи с разнообразием вариантов их анатомии.
- На сегодняшний день такие системы активно внедряются в медицинскую индустрию, в частности при хирургическом лечении врожденных пороков сердца.

### Резюме

Наряду с традиционными методами визуализации трехмерное моделирование сердца и сосудов позволяет дополнить оценку анатомии врожденных пороков сердца. С развитием технологий данные инструменты активно внедряются в медицинскую индустрию. Использование систем трехмерной визуализации особенно актуально при лечении врожденных пороков сердца в связи с вариативностью их анатомии. С помощью передовых технологий постобработки изображений становится возможным получать реалистичные модели и симуляции сложных врожденных пороков сердца, что имеет ключевое значение как для диагностики, так и планирования лечения данной группы больных. В представленном обзоре обобщены современные возможности 3D-моделирования в хирургическом лечении врожденных пороков сердца, а также описаны перспективы использования таких технологий в ежедневной клинической практике.

**Ключевые слова** Трехмерное моделирование • Врожденные пороки сердца • Трехмерная печать

Поступила в редакцию: 08.05.2024; поступила после доработки: 10.06.2024; принята к печати: 21.07.2024

## CURRENT CAPABILITIES AND PROSPECTS OF USING 3D MODELING TECHNOLOGIES IN CONGENITAL HEART DISEASE SURGERY

S.N. Manukian, I.A. Soynov, D.A. Khelimskii, A.V. Voitov, K.A. Rzayeva, I.Yu. Zhuravleva, A.V. Bogachev-Prokophiev

Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, 15, Rechkunovskaya St., Novosibirsk, Russian Federation, 630055

### Highlights

- 3D modeling is a complex process that requires collaboration of specialists from various fields, such as radiologists, cardiologists, cardiac surgeons and engineers.
- The use of 3D imaging systems is especially relevant in the field of congenital heart defects due to the diversity of anatomical variations.
- To date, such systems are being actively introduced into the medical industry, in particular in the surgical treatment of congenital heart defects.

### Abstract

Alongside traditional visualization methods, 3D modeling of the heart and blood vessels is an attractive tool that complements the assessment of congenital heart

Для корреспонденции: Сережа Персесович Манукян, [sermanukyan88@gmail.com](mailto:sermanukyan88@gmail.com); адрес: ул. Речкуновская, 15, Новосибирск, Российская Федерация, 630055

Corresponding author: Sereja N. Manukian, [sermanukyan88@gmail.com](mailto:sermanukyan88@gmail.com); address: 15, Rechkunovskaya St., Novosibirsk, Russian Federation, 630055

defect anatomy. With technological advancements, there is active integration of such systems into the medical industry. The use of 3D visualization systems is especially relevant in the field of congenital heart defects due to the diversity of anatomical variations. With advanced image post-processing technologies, it becomes possible to obtain realistic models and simulations of complex congenital heart defects in patients, which is crucial for both diagnosis and treatment planning. This review summarizes the current capabilities of 3D modeling in the field of congenital heart defect surgery, and describes the prospects of using such technologies in daily clinical practice.

**Keywords** 3D modeling • Congenital heart defects • 3D printing

*Received: 08.05.2024; received in revised form: 10.06.2024; accepted: 21.07.2024*

### Список сокращений

ВПС – врожденные пороки сердца МРТ – магнитно-резонансная томография  
КТ – компьютерная томография

### Введение

За последние годы в кардиохирургии растет интерес к достижениям в области медицинской визуализации, которые позволяют проводить более детальную и точную предоперационную диагностику и планирование хирургических вмешательств. Значительное прогрессирование таких методов визуализации, как компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ) и различные ультразвуковые технологии, способствовало улучшению качества изображений и получению более персонализированной информации об анатомических структурах каждого пациента [1, 2]. Однако иногда возникают определенные трудности в интерпретации пространственных взаимоотношений и точных размеров как сердечных, так и внесердечных структур. С помощью передовых технологий постобработки изображений [3, 4] у таких пациентов рентгенологические методы можно комбинировать со множеством инструментов, таких как многоплоскостное преобразование и варианты 3D-визуализации и моделирования, что может иметь ключевое значение как для диагностики, так и планирования лечения. Использование систем 3D-визуализации особенно актуально при лечении врожденных пороков сердца (ВПС) в связи с разнообразием вариантов их анатомии. Большинство сложных ВПС требуют неоднократных хирургических вмешательств, в том числе с имплантацией искусственных устройств, что в свою очередь затрудняет дальнейшую объективную оценку анатомических структур современными визуализирующими методами. В таких случаях использование 3D-технологий для моделирования и печати позволяет обойти эти сложности и интерпретировать полученные данные. На сегодняшний день описанные системы активно внедряются в медицинскую

индустрию [5–7]. Помимо предоперационного планирования 3D-технологии играют важную роль при тестировании новых медицинских изделий, а также моделировании симуляций изменения гемодинамики при патологиях сердца и сосудов.

Создание 3D-моделей – сложный процесс, который требует совместной работы специалистов различных областей, таких как рентгенологи, кардиологи, кардиохирурги и инженеры. Важно, чтобы эти эксперты сотрудничали на каждом этапе, включая получение медицинских изображений, сегментацию, компьютерное проектирование и, наконец, 3D-печать. В данном обзоре обобщены современные возможности 3D-моделирования в хирургическом лечении врожденных пороков сердца, а также описаны перспективы использования таких технологий в ежедневной клинической практике.

### Этапы 3D-моделирования

3D-моделирование включает разработку реалистичных моделей, основанных на современных визуализирующих методах. Процесс создания 3D-моделей сердца в цифровом или печатном формате осуществляется посредством тщательного процесса пред- и постобработки.

В первую очередь выбирается метод визуализации, на основе которой будет создана 3D-модель. Наиболее часто применяемыми методами являются КТ и 3D МРТ [8]. Однако в некоторых случаях при соответствующих размерах пациента и типах порока возможно создание 3D-моделей на основе эхокардиографии [9]. Каждый из перечисленных методов обладает достоинствами при моделировании различных структур сердечно-сосудистой системы. Например, для создания 3D-изображений крупных сосудов, камер сердца и дефектов межжелудочковой перегородки наиболее эффективны

КТ и МРТ [10–16]. Напротив, эхокардиография является предпочтительным методом визуализации для 3D-моделирования сердечных клапанов, подклапанного аппарата и межпредсердной перегородки [17–19]. Также важно отметить, что еще одним ключевым фактором при выборе метода визуализации для 3D-моделирования является опыт сотрудников медицинского учреждения в различных методах визуализации.

Следующий шаг 3D-моделирования включает сегментацию, определение интересующих сердечно-сосудистых структур и исключение несердечных объектов, таких как кости и легкие. Возможны две основные стратегии сегментации для моделирования сердца: сегментация пула крови для получения структуры камеры или сегментация миокарда (рис. 1). В исследованиях, посвященных сравнению моделей, полученных на основе использования этих методов, показано улучшенное качество 3D-визуализаций сегментацией пула крови [20]. Эта методика обеспечивает более быстрое определение порока, структурных размеров коронарных артерий и магистральных сосудов. Несмотря на высокое качество полученных моделей, иногда при использовании такой техники сегментации могут быть потеряны определенные структуры в зоне интереса из-за особенности кровотока, например недостаточности клапанного аппарата сердца (рис. 2). Постобработка с использованием миокардиальной сегментации является более сложной, но существуют ситуации, в которых этот метод может обладать большей информативностью при планировании кардиохирургических вмешательств. Это особенно актуально в случаях, когда толщина миокарда или эпикарда важна для планирования процедуры, например при сложных дефектах межжелудочковой перегородки или различных формах кардиомиопатии [21]. При моделировании полости сердца методом сегментации пула крови толщина стенки 3D-моделей задается искусственно.

На сегодняшний день для сегментации изобра-

жений используют ряд компьютерных программ, из которых наиболее популярна Mimics (Materialise NV, Бельгия, 1992–2015 гг.) [22]. Время выполнения сегментации сердца и сосудов варьирует в очень широких пределах [21, 23], что, вероятно, связано с разнообразностью и сложностью анатомии у пациентов с врожденными пороками. В среднем для сегментации моделей всего сердца необходимо от 2 до 3 ч [24]. Однако с развитием технологий и внедрением систем искусственного интеллекта в сфере 3D-моделирования сегментация сердечных и внесердечных структур становится более автоматизированной [25]. После тщательной постобработки срезов КТ и МРТ, сегментации сердца и сосудов начинается этап 3D-печати, или цифрового 3D-моделирования.

### Трехмерная печать

3D-печать – метод создания 3D-объекта путем добавления слоя за слоем нового материала к существующей поверхности. Наиболее распространенными способами печати являются моделирование методом наплавления, селективное лазерное спекание и стереолитография. Созданные 3D-модели применяют как для визуализации сложных анатомий ВПС, так и планирования и симуляций различных кардиохирургических и малоинвазивных вмешательств (рис. 3). Важно отметить, что на сегодняшний день возможно использовать совершенно разные по гибкости материалы для 3D-печати, что увеличивает уровень реалистичности 3D-моделей для хирургического планирования и лечения патологий сердца [26]. Кроме того, 3D-модели становятся более востребованными при планировании эндоваскулярных вмешательств. Так, с учетом сложной анатомии трехстворчатого клапана, включая неопределенное клапанное кольцо, различное количество створок, хорд, расположение сосочковых мышц и изменчивость структур внутри правого предсердия и желудочка традиционных методов визуализации может



**Рисунок 1.** Стратегии сегментации для моделирования сердца: *A* – моделирование сердца методом миокардиальной сегментации; *B* – моделирование сердца и сосудов путем сегментации пула крови  
**Figure 1.** Segmentation strategies for the modeling of the heart: *A* – modeling the heart by myocardial segmentation; *B* – modeling the heart and blood vessels by blood pool segmentation

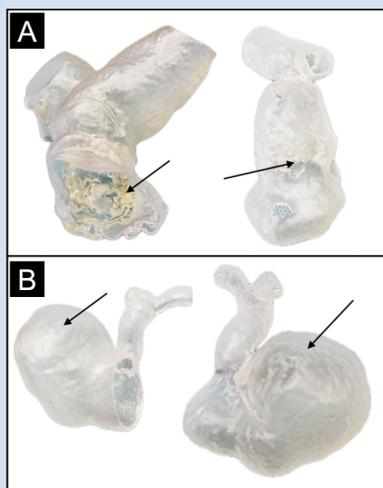
**Рисунок 2.** Потеря структур в зоне интереса из-за недостаточности клапанного аппарата легочной артерии: *A* – легочная регургитация по данным МРТ; *B* – потеря структур во время сегментации; *C* – 3D-модель отсутствия структур зоны интереса из-за недостаточности клапана легочной артерии  
**Figure 2.** Loss of structures in the region of interest due to pulmonary valve regurgitation: *A* – pulmonary regurgitation according to MRI; *B* – loss of structures during segmentation; *C* – 3D model of the structures that were lost in the region of interest due to pulmonary valve regurgitation

быть недостаточно для оценки всей сложности анатомии правых отделов сердца и трехстворчатого аппарата. Проведено несколько исследований по моделированию трикуспидального клапана из мультимодальных изображений для предоперационного планирования и анатомической визуализации [27, 28]. A.S. Cabasa и соавт. [28] использовали напечатанную 3D-модель правых отделов сердца для планирования транскатетерной имплантации трикуспидального клапана. Авторы продемонстрировали, как 3D-модель может быть использована для подбора правильного размера и тестовой имплантации устройства, выбранного в конечном итоге для реальной процедуры. Применение 3D-моделей также актуально при закрытии дефектов межпредсердной и межжелудочковой перегородки. 3D-модели позволяют точно определить локализацию и размеры дефекта, а также выполнить тестовую имплантацию предположительного устройства, тем самым могут стать полезным инструментом для принятия решений перед вмешательством [23, 29]. Распечатанные 3D-модели также могут быть полезны, когда остаются сомнения в правильности локализации устройства после отсоединения, помогая исключить остаточную компрессию соседних структур [30]. На сегодняшний день значительный интерес представляет использование напечатанных 3D-моделей у пациентов с тетрадой Фалло. Известно, что после радикальной коррекции большинство больных тетрадой Фалло имеют расширенный и нерегуляр-

ный путь оттока из правого желудочка, при этом в данной группе анатомия значительно варьирует. В исследовании A.B. Phillips и коллег 3D-модели сердец пациентов, перенесших хирургическую коррекцию тетрады Фалло, были использованы для разработки индивидуальных процедур с целью создания стабильной зоны приземления при гибридном подходе – сочетании ремоделирования выносящего тракта правого желудочка с транскатетерной заменой клапана легочной артерии [31]. В таких случаях 3D-модели помогают визуализировать вмешательство, опробовать различные стратегии и разработать индивидуальные подходы для пациентов с разной анатомией сердца. L. Zhao и соавт. оценили роль напечатанных 3D-моделей в предоперационном планировании у пациентов с двойным отхождением магистральных артерий из правого желудочка [32]. Хотя в исследовании было включено небольшое количество больных, команда обнаружила значительную разницу в длительности искусственной вентиляции легких и времени пребывания в отделении интенсивной терапии, а также во времени пережатия аорты. Более короткое время в группе 3D-моделирования, несомненно, привело к лучшим результатам.

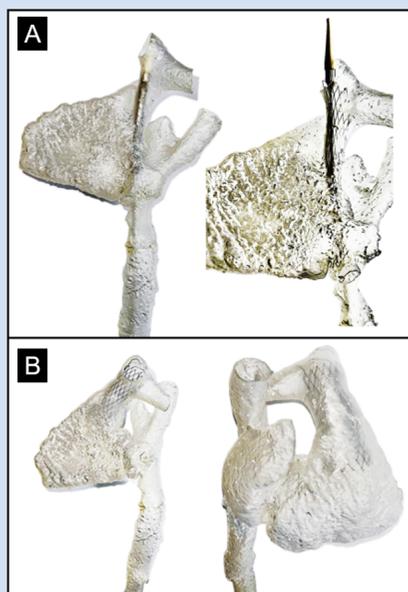
Также 3D-модели широко используют в планировании вмешательств при других ВПС, таких как эндоваскулярные процедуры при гипоплазии дуги аорты, коарктации или аневризмах аорты. Поскольку 3D-модели могут быть рентгеноконтрастными, становится возможным моделирование различных стратегий вмешательства для определения оптимальной длины стента и места его имплантации [15].

Неоценима роль 3D-технологий при разработке и тестировании новых медицинских изделий. На сегодняшний день большинство имплантируемых устройств моделируются и тестируются с использованием 3D-печати. Как уже отмечено, анатомия врожденных пороков сердца крайне вариабельна. Так, при тетраде Фалло выделяют более пяти вариантов анатомии выходного отдела правого желудочка после радикальной коррекции порока [33]. «Идеальной» протезной системы для коррекции данных состояний у детей не существует [34], поэтому как в России, так и в зарубежных странах ведутся работы по проектированию протезных систем с использованием 3D-моделей для более персонализированного лечения таких пациентов [35].



**Рисунок 3.** 3D-модели пациентов со сложной анатомией тетрады Фалло: *A* – стрелками указан выраженный кальциноз клапана и ствола легочной артерии; *B* – стрелками указана аневризма выходного отдела правого желудочка

**Figure 3.** 3D models of patients' hearts with complex anatomy of Tetralogy of Fallot: *A* – arrows indicate pronounced pulmonary arterial and pulmonary valve calcification; *B* – arrows indicate right ventricular outflow tract aneurysm



**Рисунок 4.** Транскатетерная тестовая имплантация самораскрывающегося клапана в положении легочной артерии: *A* – позиционирование клапанного протеза; *B* – результат имплантации

**Figure 4.** Transcatheter test implantation of a self-expanding valve in the pulmonary artery: *A* – positioning of the valve prosthesis; *B* – implantation result

### Трехмерное цифровое моделирование и моделирование гидродинамики кровотока

Помимо 3D-печати детские кардиологи и хирурги применяют методы цифрового 3D-моделирования, в частности моделирование гемодинамических параметров при сложных ВПС. На сегодняшний день известны попытки внедрения методов 3D-моделирования гемодинамики сердца и сосудов для оптимизации тактики лечения лиц со сложными ВПС. Радикальной коррекции многих ВПС в большинстве случаев предшествуют паллиативные вмешательства. При унивентрикулярной гемодинамике окончательная коррекция состоит из трех последовательных этапов: процедуры Норвуда (шунты Блэлока – Тауссига, центральные шунты, кондуит от правого желудочка к легочной артерии и гибридный метод Норвуда), процедуры Гленна или геми-Фонтена и процедуры Фонтена (или полное кавопульмональное соединение). Особая геометрия, возникающая в результате этих хирургических процедур, связана с различной динамикой кровотока, которая может повлиять на унивентрикулярное кровообращение с неравномерным распределением крови в легких и камерах сердца. В этих ситуациях количественная оценка динамики кровотока через реконструированные пути может играть ключевую роль при выборе наиболее оптимальной тактики кардиохирургического вмешательства. Для достижения этой цели на основе полученных ранее методом сегментации 3D-моделей решаются основные уравнения гидродинамики (уравнения Навье – Стокса), устанавливающие правильные границы, позволяющие визуализировать скорости, поля давления и величины, которые могут быть получены из них, например напряжения на стенки сосудов или полостей [36]. Изучение и симуляция гидродинамики таких пороков на начальных этапах (например, этапах системного легочного шунта) являются более сложной задачей в связи с пульсирующим кровотоком по наложенным шунтам. Кроме того, у младенцев и детей младшего возраста трудно получить математически точные измерения и данные для моделирования. Так, для унивентрикулярной циркуляции необходимо точное математическое описание или численное моделирование локальной гидродинамики шунта, поскольку поток обусловлен разницей давлений между системным и легочным артериальным кровообращением и регулируется его геометрическими особенностями. В недавнем исследовании T.Y. Hsia и соавт. использовали моделирование для сравнения процедур Sano, Блэлока – Тауссига и гибридной процедуры Норвуда, продемонстрировав снижение доставки кислорода и более высокую нагрузку на сердце при гибридной процедуре по сравнению с другими подходами [37].

Компьютерное моделирование также применя-

ют для проверки концепций высокого риска новых хирургических методов, которые в противном случае могут быть технически или этически неосуществимы. Так, в исследовании M. Esmaily-Moghadam и коллег [38] предложено сочетание операции двунаправленного Гленна с системно-легочным шунтом для создания функции насоса и увеличения легочного кровотока. Моделирование и эксперименты *in vitro* продемонстрировали снижение нагрузки на сердце, увеличение легочного кровотока и доставки кислорода [39]. Если использовать данный подход в качестве первой операции, возможно объединить первые два этапа восстановления унивентрикулярной гемодинамики в один, хотя перед рассмотрением клинического применения необходимо существенно больше доказательств и исследований. Гидродинамическое моделирование также применялось для изучения процедур Гленна и геми-Фонтена второго этапа. D.E. Schiavazzi и соавт. исследовали влияние легочного стеноза различной степени при двунаправленной процедуре Гленна [40]. Результаты показали, что степень стеноза, не превышающая 65% по площади, недостаточна для изменения параметров, имеющих клиническое значение, таких как уровень кислорода и нагрузка на сердце. Это может указывать на менее агрессивный подход к пластике легочной артерии. Однако нельзя забывать, что эти модели не учитывают развитие вено-венозных коллатералей при адаптации легочной артерии, которые могут повлиять на гемодинамику [41]. С помощью вычислительного и 3D-моделирования также была исследована гемодинамика после процедуры Фонтена. В недавних публикациях акцентировано внимание на первых примерах прямого клинического внедрения хирургической концепции, основанной на симуляции, процедуры Y-трансплантата Фонтана. После внедрения Y-графта Фонтана в симуляцию первые операции с Y-трансплантатом были выполнены в Стэнфордском университете [42], а затем в Университете Эмори [43] с отчетами о краткосрочных и среднесрочных результатах. Этот опыт также позволил проверить распределение печеночного фактора в обоих легких, данных о перфузии [44] и моделирования с использованием результатов *in vivo* [45]. Сравнение Y-графта Фонтана с традиционными хирургическими подходами показало, что, хотя наблюдались различия в печеночном кровотоке, потери энергии по графту не приводили к значительным изменениям в работе сердца. Однако другие исследователи выявили корреляцию между потерей энергии, сердечной и физической нагрузкой [46]. Интересной областью применения моделирования с расчетом потерь энергии является исследование пациентов после радикальной коррекции тетрады Фалло. Ряд авторов использовали идею потери энергии, предлагая новые клиниче-

ские индексы, которые можно использовать для лучшего прогнозирования сроков хирургического вмешательства [47, 48].

### Нерешенные проблемы 3D-моделирования

Хотя 3D-моделирование и печать демонстрируют значительные перспективы в сердечно-сосудистой хирургии, применение этих технологий в повседневной клинической практике все еще находится на этапе тестирования. Во-первых, большинство текущих исследований основаны на сообщениях об отдельных клинических случаях, что указывает на необходимость дальнейших исследований с включением большего количества пациентов. Во-вторых, материалы, использованные для 3D-печати в большинстве работ, не соответствуют настоящим механическим свойствам сердечно-сосудистой анатомии. Необходимо разрабатывать материалы, схожие с истинными анатомическими структурами, что позволит симулировать операции и вмешательства с большей точностью. Будущие исследования должны быть проведены для создания динамических печатных 3D-моделей, способных воспроизводить как анатомические, так и физиологические изменения во время сердечного цикла.

Новые методы, позволяющие автоматически сегментировать сложные сердечные и внесердечные структуры, сократят время постобработки, что облегчит внедрение технологии 3D-печати в клиническую практику. Индивидуальный подход, который часто необходим при ведении пациентов с ВПС, может также применяться и в сложных случаях приобретенных заболеваний. Использование моделей может способствовать разработке новых устройств и хирургических методов, в то время как сочетание 3D-моделей с тканевой инженерией может привести к биопечати индивидуальных трансплантатов и сердечных клапанов.

### Информация об авторах

*Манукян Сережа Нерсесович*, младший научный сотрудник, аспирант центра новых хирургических технологий федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-7083-2297

*Сойнов Илья Александрович*, кандидат медицинских наук врач – сердечно-сосудистый хирург кардиохирургического отделения врожденных пороков сердца, старший научный сотрудник центра новых хирургических технологий федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3691-2848

*Хелимский Дмитрий Александрович*, кандидат медицинских наук врач по рентгенэндоваскулярным диагностике и лечению федерального государственного бюджетного

Наконец, начинаются работы по интегрированию искусственного интеллекта в сфере 3D-моделирования. Соединив возможности 3D-моделирования и искусственного интеллекта, возможно добиться полной автоматизации постобработки изображений, а также моделирования истинной гемодинамики сложных ВПС, что позволит внедрить эти методы в повседневную клиническую практику для персонализации стратегий лечения пациентов со сложными ВПС.

### Заключение

3D-моделирование становится важным инструментом в арсенале у кардиохирургов при принятии клинических решений и оценке новых хирургических методов и вмешательств. Дальнейшее развитие методов 3D-моделирования с учетом клинических потребностей позволит применять их в ежедневной клинической практике при планировании хирургических вмешательств у пациентов с ВПС, будет способствовать лучшему пониманию гемодинамических сдвигов при сложных ВПС и поиску методов и коррекции.

### Конфликт интересов

С.Н. Манукян заявляет об отсутствии конфликта интересов. И.А. Сойнов заявляет об отсутствии конфликта интересов. Д.А. Хелимский заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.В. Войтов заявляет об отсутствии конфликта интересов. К.А. Рзаева заявляет об отсутствии конфликта интересов. И.Ю. Журавлева заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.В. Богачев-Прокофьев заявляет об отсутствии конфликта интересов.

### Финансирование

Работа поддержана грантом Российского научного фонда, проект № 21-75-10041.

### Author Information Form

*Manukian Sergei N.*, Junior Researcher, Postgraduate Student at the Center for New Surgical Technologies of the Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-7083-2297

*Soynov Ilya A.*, PhD, Cardiovascular Surgeon at the Department of Congenital Heart Defects Surgery, Senior Researcher at the Center for New Surgical Technologies, Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3691-2848

*Khelimskii Dmitry A.*, PhD, Endovascular Specialist at the Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin”

учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-5419-913X

*Войтов Алексей Викторович*, врач – сердечно-сосудистый хирург кардиохирургического отделения врожденных пороков сердца федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-3797-4899

*Рзаева Ксения Асифовна*, кандидат медицинских наук врач по рентгенэндоваскулярным методам диагностики и лечению федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0001-7254-0733

*Журавлева Ирина Юрьевна*, доктор медицинских наук, профессор директор института экспериментальной биологии и медицины федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0002-1935-4170

*Богачев-Прокофьев Александр Владимирович*, доктор медицинских наук директор института патологии кровообращения, врач – сердечно-сосудистый хирург федерального государственного бюджетного учреждения «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация; **ORCID** 0000-0003-4625-4631

of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-5419-913X

*Voitov Alexey V.*, Cardiovascular Surgeon at the Department of Congenital Heart Defects Surgery, Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-3797-4899

*Rzayeva Kseniya A.*, PhD, Endovascular Specialist at the Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0001-7254-0733

*Zhuravleva Irina Y.*, PhD, Professor, Director of the Institute of Experimental Biology and Medicine, Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0002-1935-4170

*Bogachev-Prokophiev Alexander V.*, PhD, Director of the Institute of Circulatory Pathology, Cardiovascular Surgeon at the Federal State Budgetary Institution “National Medical Research Center named after academician E.N. Meshalkin” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Novosibirsk, Russian Federation; **ORCID** 0000-0003-4625-4631

#### Вклад авторов в статью

*МСН* – вклад в концепцию и дизайн исследования, получение и анализ данных исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

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

*ХДА* – вклад в концепцию и дизайн исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

*ВАВ* – вклад в концепцию и дизайн исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание

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

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

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

#### Author Contribution Statement

*MSN* – contribution to the concept and design of the study, data collection and analysis, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content

*SIA* – contribution to the concept and design of the study, data collection and analysis, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*KhDA* – contribution to the concept and design of the study, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content

*VAV* – contribution to the concept and design of the study, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

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

*ZhIYu* – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

*BPAV* – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Kido T., Kurata A., Higashino H., Sugawara Y., Okayama H., Higaki J., Anno H., Katada K., Mori S., Tanada S., Endo M., Mochizuki T. Cardiac imaging using 256-detector row

four-dimensional CT: preliminary clinical report. *Radiat Med.* 2007;25(1):38-44. doi: 10.1007/s11604-006-0097-z.

2. Meaney J.F., Goyen M. Recent advances in contrast-

enhanced magnetic resonance angiography. *Eur Radiol.* 2007;17(Suppl 2):B2–B6.

3. Doi K. Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology. *Phys Med Biol.* 2006;51(13):R5-27. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R02.

4. Kirchgeorg M.A., Prokop M. Increasing spiral CT benefits with postprocessing applications. *Eur J Radiol.* 1998;28(1):39-54. doi: 10.1016/s0720-048x(98)00011-4.

5. Michalski M.H., Ross J.S. The shape of things to come: 3D printing in medicine. *JAMA.* 2014;312(21):2213-4. doi: 10.1001/jama.2014.9542.

6. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Glushkova T.V., Batranin A.V., Rezvova M.A., Kudryavtseva Y.A., Barbarash L.S. Evaluation of a failed heart valve bioprosthesis using microcomputed tomography. *Modern technologies in medicine.* 2017; 9(3): 15–22. doi: 10.17691/stm2017.9.3.02

7. Кучумов А.Г., Камалтдинов М.Р., Хайрулин А.Р., Кочергин М.В., Шмурак М.И. Персонализированное ОД–3D-моделирование течения крови у новорожденных для прогнозирования рисков осложнений после оперативного лечения. *Анализ риска здоровью.* 2022;4:159–167. doi: 10.21668/health.risk/2022.4.15

8. Sun Z., Lee S.Y. A systematic review of 3-D printing in cardiovascular and cerebrovascular diseases. *Anatol J Cardiol.* 2017;17(6):423-435. doi: 10.14744/AnatolJCardiol.2017.7464.

9. Olivieri L.J., Krieger A., Loke Y.-H., Nath D.S., Kim P.C.W., Sable C.A. Three-dimensional printing of intracardiac defects from three-dimensional echocardiographic images: feasibility and relative accuracy. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr.* 2015;28(4):392-397. doi:10.1016/j.echo.2014.12.016.

10. Chaowu Y., Hua L., Xin S. Three-Dimensional Printing as an Aid in Transcatheter Closure of Secundum Atrial Septal Defect With Rim Deficiency: In Vitro Trial Occlusion Based on a Personalized Heart Model. *Circulation.* 2016;133(17):e608-10. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.020735.

11. Kiraly L., Tofeig M., Jha N.K., Talo H. Three-dimensional printed prototypes refine the anatomy of post-modified Norwood-1 complex aortic arch obstruction and allow presurgical simulation of the repair. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2016;22(2):238-40. doi: 10.1093/icvts/ivv320.

12. Kurenov S.N., Ionita C., Sammons D., Demmy T.L. Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(4):973-9.e1. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.12.059.

13. Yang D.H., Kang J.W., Kim N., Song J.K., Lee J.W., Lim T.H. Myocardial 3-Dimensional Printing for Septal Myectomy Guidance in a Patient With Obstructive Hypertrophic Cardiomyopathy. *Circulation.* 2015;132(4):300-1. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.015842.

14. Schmauss D., Schmitz C., Bigdeli A.K., Weber S., Gerber N., Beiras-Fernandez A., Schwarz F., Becker C., Kupatt C., Sodian R. Three-dimensional printing of models for preoperative planning and simulation of transcatheter valve replacement. *Ann Thorac Surg.* 2012;93(2):e31-3. doi: 10.1016/j.athoracsur.2011.09.031.

15. Valverde I., Gomez G., Coserria J.F., Suarez-Mejias C., Uribe S., Sotelo J., Velasco M.N., Santos De Soto J., Hosseinpour A.R., Gomez-Cia T. 3D printed models for planning endovascular stenting in transverse aortic arch hypoplasia. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2015;85(6):1006-12. doi: 10.1002/ccd.25810.

16. Biglino G., Capelli C., Wray J., Schievano S., Leaver L.K., Khambadkone S., Giardini A., Derrick G., Jones A., Taylor A.M. 3D-manufactured patient-specific models of congenital heart defects for communication in clinical practice: feasibility and acceptability. *BMJ Open.* 2015;5(4):e007165. doi: 10.1136/bmjopen-2014-007165.

17. Acar P., Hadeed K., Dulac Y. Advances in 3D

echocardiography: From foetus to printing. *Arch Cardiovasc Dis.* 2016;109(2):84-6. doi: 10.1016/j.acvd.2015.09.004.

18. Faganello G., Campana C., Belgrano M., Russo G., Pozzi M., Cioffi G., Di Lenarda A. Three dimensional printing of an atrial septal defect: Is it multimodality imaging? *Int J Cardiovasc Imaging.* 2016;32(3):427-8. doi: 10.1007/s10554-015-0801-0.

19. Farooqi K.M., Sengupta P.P. Echocardiography and three-dimensional printing: sound ideas to touch a heart. *J Am Soc Echocardiogr.* 2015;28(4):398-403. doi: 10.1016/j.echo.2015.02.005.

20. Farooqi K.M., Lengua C.G., Weinberg A.D., Nielsen J.C., Sanz J. Blood Pool Segmentation Results in Superior Virtual Cardiac Models than Myocardial Segmentation for 3D Printing. *Pediatr Cardiol.* 2016;37(6):1028-36. doi: 10.1007/s00246-016-1385-8.

21. Mottl-Link S., Hübler M., Kühne T., Rietdorf U., Krueger J.J., Schnackenburg B., De Simone R., Berger F., Juraszek A., Meinzer H.P., Karck M., Hetzer R., Wolf I. Physical models aiding in complex congenital heart surgery. *Ann Thorac Surg.* 2008; 1;86(1):273-7. doi: 10.1016/j.athoracsur.2007.06.001.

22. Byrne N., Velasco Forte M., Tandon A., Valverde I., Hussain T. A systematic review of image segmentation methodology, used in the additive manufacture of patient-specific 3D printed models of the cardiovascular system. *JRSM Cardiovasc Dis.* 2016;5:2048004016645467. doi: 10.1177/2048004016645467.

23. Kim M.S., Hansgen A.R., Wink O., Quaipe R.A., Carroll J.D. Rapid prototyping: a new tool in understanding and treating structural heart disease. *Circulation.* 2008;117(18):2388-94. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.107.740977.

24. Schievano S., Migliavacca F., Coats L., Khambadkone S., Carminati M., Wilson N., Deanfield J.E., Bonhoeffer P., Taylor A.M. Percutaneous pulmonary valve implantation based on rapid prototyping of right ventricular outflow tract and pulmonary trunk from MR data. *Radiology.* 2007;242(2):490-7. doi: 10.1148/radiol.2422051994.

25. Govil S., Crabb B.T., Deng Y., Dal Toso L., Puyol-Antón E., Pushparajah K., Hegde S., Perry J.C., Omens J.H., Hsiao A., Young A.A., McCulloch A.D. A deep learning approach for fully automated cardiac shape modeling in tetralogy of Fallot. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2023;25(1):15. doi: 10.1186/s12968-023-00924-1.

26. Mahmood F., Owais K., Taylor C., Montealegre-Gallegos M., Manning W., Matyal R., Khabbaz K.R. Three-dimensional printing of mitral valve using echocardiographic data. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2015;8(2):227-9. doi: 10.1016/j.jcmg.2014.06.020.

27. Muraru D., Veronesi F., Maddalozzo A., Dequal D., Frajhof L., Rabischoffsky A., Iliceto S., Badano L.P. 3D printing of normal and pathologic tricuspid valves from transthoracic 3D echocardiography data sets. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2017;18(7):802-808. doi: 10.1093/ehjci/jew215.

28. Cabasa A.S., Eleid M.F., Rihal C.S., Villarraga H.R., Foley T.A., Suri R.M. Tricuspid Valve Replacement: A Percutaneous Transfemoral Valve-in-Ring Approach. *JACC Cardiovasc Interv.* 2015;8(8):1126-1128. doi: 10.1016/j.jcin.2015.03.025.

29. Rodríguez Fernández A., Bethencourt González A. Imaging Techniques in Percutaneous Cardiac Structural Interventions: Atrial Septal Defect Closure and Left Atrial Appendage Occlusion. *Rev Esp Cardiol (Engl Ed).* 2016;69(8):766-77. doi: 10.1016/j.rec.2016.04.024.

30. Bartel T., Rivard A., Jimenez A., Edris A. Three-dimensional printing for quality management in device closure of interatrial communications. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2016;17(9):1069. doi: 10.1093/ehjci/jew119.

31. Phillips A.B., Nevin P., Shah A., Olshove V., Garg R., Zahn E.M. Development of a novel hybrid strategy for transcatheter pulmonary valve placement in patients following transannular patch repair of tetralogy of fallot. *Catheter*

Cardiovasc Interv. 2016;87(3):403-10. doi: 10.1002/ccd.26315.

32. Zhao L, Zhou S, Fan T, Li B, Liang W, Dong H. Three-dimensional printing enhances preparation for repair of double outlet right ventricular surgery. *J Card Surg.* 2018;33(1):24–27. doi: 10.1111/jocs.13523

33. Сойнов И.А., Манукян С.Н., Рзаева К.А., Войтов А.В., Тимченко Т.П., Кобелев Е., Архипов А.Н., Ничай Н.Р., Кулябин Ю.Ю., Журавлева И.Ю., Богачев-Прокофьев А.В. Варианты дисфункций пути оттока из правого желудочка. Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2023;16(4):351–357. doi:10.17116/kardio202316041351

34. Сойнов И.А., Журавлева И.Ю., Кулябин Ю.Ю., Ничай Н.Р., Афанасьев А.В., Алешкевич Н.П., Богачев-Прокофьев А.В., Караськов А.М. Клапансодержащие кондуиты в детской кардиохирургии. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2018;(1):75–81. doi: 10.17116/hirurgia2018175-81

35. Amerini A., Hatam N., Malasa M., Pott D., Tewarie L., Isfort P., Goetzenich A., Hildinger M., Autschbach R., Spillner J. A personalized approach to interventional treatment of tricuspid regurgitation: experiences from an acute animal study. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2014;19(3):414-8. doi: 10.1093/icvts/ivu143.

36. Vignon-Clementel I.E., Marsden A.L., Feinstein J.A. A primer on computational simulation in congenital heart disease for the clinician. *Prog Pediatr Cardiol.* 2010; 30:3–13. doi:10.1016/j.ppedcard.2010.09.002

37. Hsia T.Y., Cosentino D., Corsini C., Pennati G., Dubini G., Migliavacca F.; Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. Use of mathematical modeling to compare and predict hemodynamic effects between hybrid and surgical Norwood palliations for hypoplastic left heart syndrome. *Circulation.* 2011;124(11 Suppl):S204-10. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.110.010769.

38. Esmaily-Moghadam M., Hsia T.Y., Marsden A.L.; Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. The assisted bidirectional Glenn: a novel surgical approach for first-stage single-ventricle heart palliation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(3):699-705. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.10.035.

39. Zhou J., Esmaily-Moghadam M., Conover T.A., Hsia T.Y., Marsden A.L., Figliola R.S.; MOCHA Investigators. In Vitro Assessment of the Assisted Bidirectional Glenn Procedure for Stage One Single Ventricle Repair. *Cardiovasc Eng Technol.* 2015;6(3):256-67. doi: 10.1007/s13239-015-0232-z.

40. Schiavazzi D.E., Kung E.O., Marsden A.L., Baker C., Pennati G., Hsia T.Y., Hlavacek A., Dorfman A.L.; Modeling

of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. Hemodynamic effects of left pulmonary artery stenosis after superior cavopulmonary connection: a patient-specific multiscale modeling study. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(3):689-96.e1-3. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.12.040.

41. DeCampli W.M. If only Poiseuille had had a computer. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(3):697-8. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.09.024.

42. Martin M.H., Feinstein J.A., Chan F.P., Marsden A.L., Yang W., Reddy V.M. Technical feasibility and intermediate outcomes of using a handcrafted, area-preserving, bifurcated Y-graft modification of the Fontan procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(1):239-45.e1. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.08.058.

43. Kanter K.R., Haggerty C.M., Restrepo M., de Zelicourt D.A., Rossignac J., Parks W.J., Yoganathan A.P. Preliminary clinical experience with a bifurcated Y-graft Fontan procedure—a feasibility study. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2012;144(2):383-9. doi: 10.1016/j.jtcvs.2012.05.015.

44. Yang W., Chan F.P., Reddy V.M., Marsden A.L., Feinstein J.A. Flow simulations and validation for the first cohort of patients undergoing the Y-graft Fontan procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(1):247-55. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.08.069.

45. Haggerty C.M., Kanter K.R., Restrepo M., de Zelicourt D.A., Parks W.J., Rossignac J., Fogel M.A., Yoganathan A.P. Simulating hemodynamics of the Fontan Y-graft based on patient-specific in vivo connections. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2013;145(3):663-70. doi: 10.1016/j.jtcvs.2012.03.076.

46. Haggerty C.M., Whitehead K.K., Bethel J., Fogel M.A., Yoganathan A.P. Relationship of single ventricle filling and preload to total cavopulmonary connection hemodynamics. *Ann Thorac Surg.* 2015;99(3):911-7. doi: 10.1016/j.athoracsur.2014.10.043.

47. Das A., Banerjee R.K., Gottliebson W.M. Right ventricular inefficiency in repaired tetralogy of Fallot: proof of concept for energy calculations from cardiac MRI data. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(12):3674-87. doi: 10.1007/s10439-010-0107-2.

48. Fogel M.A., Sundareswaran K.S., de Zelicourt D., Dasi L.P., Pawlowski T., Rome J., Yoganathan A.P. Power loss and right ventricular efficiency in patients after tetralogy of Fallot repair with pulmonary insufficiency: clinical implications. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2011;143(6):1279-85. doi: 10.1016/j.jtcvs.2011.10.066.

## REFERENCES

1. Kido T., Kurata A., Higashino H., Sugawara Y., Okayama H., Higaki J., Anno H., Katada K., Mori S., Tanada S., Endo M., Mochizuki T. Cardiac imaging using 256-detector row four-dimensional CT: preliminary clinical report. *Radiat Med.* 2007;25(1):38-44. doi: 10.1007/s11604-006-0097-z.

2. Meaney J.F., Goyen M. Recent advances in contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *Eur Radiol.* 2007;17(Suppl 2):B2–B6.

3. Doi K. Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology. *Phys Med Biol.* 2006;51(13):R5-27. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R02.

4. Kirchgeorg M.A., Prokop M. Increasing spiral CT benefits with postprocessing applications. *Eur J Radiol.* 1998;28(1):39-54. doi: 10.1016/s0720-048x(98)00011-4.

5. Michalski M.H., Ross J.S. The shape of things to come: 3D printing in medicine. *JAMA.* 2014;312(21):2213-4. doi: 10.1001/jama.2014.9542.

6. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Glushkova T.V., Batranin A.V., Rezvova M.A., Kudryavtseva Y.A., Barbarash L.S. Evaluation of a failed heart valve bioprosthesis using

microcomputed tomography. *Modern technologies in medicine.* 2017; 9(3): 15–22. doi: 10.17691/stm2017.9.3.02

7. Kuchumov A.G., Kamaltdinov M.R., Khairulin A.R., Kochergin M.V., Shmurak M.I. Patient-specific 0D–3D modeling of blood flow in newborns to predict risks of complications after surgery. *Health Risk Analysis,* 2022, no. 4, pp. 159–167. doi: 10.21668/health.risk/2022.4.15.eng (In Russian)

8. Sun Z., Lee S.Y. A systematic review of 3-D printing in cardiovascular and cerebrovascular diseases. *Anatol J Cardiol.* 2017;17(6):423-435. doi: 10.14744/AnatolJCardiol.2017.7464.

9. Olivieri L.J., Krieger A., Loke Y.-H., Nath D.S., Kim P.C.W., Sable C.A. Three-dimensional printing of intracardiac defects from three-dimensional echocardiographic images: feasibility and relative accuracy. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr.* 2015;28(4):392-397. doi:10.1016/j.echo.2014.12.016.

10. Chaowu Y., Hua L., Xin S. Three-Dimensional Printing as an Aid in Transcatheter Closure of Secundum Atrial Septal Defect With Rim Deficiency: In Vitro Trial Occlusion Based on

a Personalized Heart Model. *Circulation*. 2016;133(17):e608-10. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.020735.

11. Kiraly L., Tofeig M., Jha N.K., Talo H. Three-dimensional printed prototypes refine the anatomy of post-modified Norwood-1 complex aortic arch obstruction and allow presurgical simulation of the repair. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2016;22(2):238-40. doi: 10.1093/icvts/ivv320.

12. Kurenov S.N., Ionita C., Sammons D., Demmy T.L. Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2015;149(4):973-9.e1. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.12.059.

13. Yang D.H., Kang J.W., Kim N., Song J.K., Lee J.W., Lim T.H. Myocardial 3-Dimensional Printing for Septal Myectomy Guidance in a Patient With Obstructive Hypertrophic Cardiomyopathy. *Circulation*. 2015;132(4):300-1. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.015842.

14. Schmauss D., Schmitz C., Bigdeli A.K., Weber S., Gerber N., Beiras-Fernandez A., Schwarz F., Becker C., Kupatt C., Sodian R. Three-dimensional printing of models for preoperative planning and simulation of transcatheter valve replacement. *Ann Thorac Surg*. 2012;93(2):e31-3. doi: 10.1016/j.athoracsur.2011.09.031.

15. Valverde I., Gomez G., Coserria J.F., Suarez-Mejias C., Uribe S., Sotelo J., Velasco M.N., Santos De Soto J., Hosseinpour A.R., Gomez-Cia T. 3D printed models for planning endovascular stenting in transverse aortic arch hypoplasia. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2015;85(6):1006-12. doi: 10.1002/ccd.25810.

16. Biglino G., Capelli C., Wray J., Schievano S., Leaver L.K., Khambadkone S., Giardini A., Derrick G., Jones A., Taylor A.M. 3D-manufactured patient-specific models of congenital heart defects for communication in clinical practice: feasibility and acceptability. *BMJ Open*. 2015;5(4):e007165. doi: 10.1136/bmjopen-2014-007165.

17. Acar P., Hadeed K., Dulac Y. Advances in 3D echocardiography: From foetus to printing. *Arch Cardiovasc Dis*. 2016;109(2):84-6. doi: 10.1016/j.acvd.2015.09.004.

18. Faganello G., Campana C., Belgrano M., Russo G., Pozzi M., Cioffi G., Di Lenarda A. Three dimensional printing of an atrial septal defect: Is it multimodality imaging? *Int J Cardiovasc Imaging*. 2016;32(3):427-8. doi: 10.1007/s10554-015-0801-0.

19. Farooqi K.M., Sengupta P.P. Echocardiography and three-dimensional printing: sound ideas to touch a heart. *J Am Soc Echocardiogr*. 2015;28(4):398-403. doi: 10.1016/j.echo.2015.02.005.

20. Farooqi K.M., Lengua C.G., Weinberg A.D., Nielsen J.C., Sanz J. Blood Pool Segmentation Results in Superior Virtual Cardiac Models than Myocardial Segmentation for 3D Printing. *Pediatr Cardiol*. 2016;37(6):1028-36. doi: 10.1007/s00246-016-1385-8.

21. Mottl-Link S., Hübner M., Kühne T., Rietdorf U., Krueger J.J., Schnackenburg B., De Simone R., Berger F., Juraszek A., Meinzer H.P., Karck M., Hetzer R., Wolf I. Physical models aiding in complex congenital heart surgery. *Ann Thorac Surg*. 2008;86(1):273-7. doi: 10.1016/j.athoracsur.2007.06.001.

22. Byrne N., Velasco Forte M., Tandon A., Valverde I., Hussain T. A systematic review of image segmentation methodology, used in the additive manufacture of patient-specific 3D printed models of the cardiovascular system. *JRSM Cardiovasc Dis*. 2016;5:2048004016645467. doi: 10.1177/2048004016645467.

23. Kim M.S., Hansgen A.R., Wink O., Quaipe R.A., Carroll J.D. Rapid prototyping: a new tool in understanding and treating structural heart disease. *Circulation*. 2008;117(18):2388-94. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.107.740977.

24. Schievano S., Migliavacca F., Coats L., Khambadkone S., Carminati M., Wilson N., Deanfield J.E., Bonhoeffer P., Taylor A.M. Percutaneous pulmonary valve implantation based on rapid prototyping of right ventricular outflow tract and

pulmonary trunk from MR data. *Radiology*. 2007;242(2):490-7. doi: 10.1148/radiol.2422051994.

25. Govil S., Crabb B.T., Deng Y., Dal Toso L., Puyol-Antón E., Pushparajah K., Hegde S., Perry J.C., Omens J.H., Hsiao A., Young A.A., McCulloch A.D. A deep learning approach for fully automated cardiac shape modeling in tetralogy of Fallot. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2023;25(1):15. doi: 10.1186/s12968-023-00924-1.

26. Mahmood F., Owais K., Taylor C., Montealegre-Gallegos M., Manning W., Matyal R., Khabbaz K.R. Three-dimensional printing of mitral valve using echocardiographic data. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2015;8(2):227-9. doi: 10.1016/j.jcmg.2014.06.020.

27. Muraru D., Veronesi F., Maddalozzo A., Dequal D., Frajhof L., Rabischoffsky A., Iliceto S., Badano L.P. 3D printing of normal and pathologic tricuspid valves from transthoracic 3D echocardiography data sets. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2017;18(7):802-808. doi: 10.1093/ehjci/jew215.

28. Cabasa A.S., Eleid M.F., Rihal C.S., Villarraga H.R., Foley T.A., Suri R.M. Tricuspid Valve Replacement: A Percutaneous Transfemoral Valve-in-Ring Approach. *JACC Cardiovasc Interv*. 2015;8(8):1126-1128. doi: 10.1016/j.jcin.2015.03.025.

29. Rodríguez Fernández A., Bethencourt González A. Imaging Techniques in Percutaneous Cardiac Structural Interventions: Atrial Septal Defect Closure and Left Atrial Appendage Occlusion. *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)*. 2016;69(8):766-77. doi: 10.1016/j.rec.2016.04.024.

30. Bartel T., Rivard A., Jimenez A., Edris A. Three-dimensional printing for quality management in device closure of interatrial communications. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2016;17(9):1069. doi: 10.1093/ehjci/jew119.

31. Phillips A.B., Nevin P., Shah A., Olshove V., Garg R., Zahn E.M. Development of a novel hybrid strategy for transcatheter pulmonary valve placement in patients following transannular patch repair of tetralogy of fallot. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2016;87(3):403-10. doi: 10.1002/ccd.26315.

32. Zhao L., Zhou S., Fan T., Li B., Liang W., Dong H. Three-dimensional printing enhances preparation for repair of double outlet right ventricular surgery. *J Card Surg*. 2018;33(1):24-27. doi: 10.1111/jocs.13523

33. Soyнов I.A., Manukyan S.N., Rzaeva K.A., Voitov A.V., Timchenko T.P., Kobelev E., Arkhipov A.N., Nichai N.R., Kulyabin Yu.Yu., Zhuravleva I.Yu., Bogachev-Prokofiev A.V. Dysfunctions of right ventricular outflow tract. *Kardiologiya i Serdechno-Sosudistaya Khirurgiya*. 2023;16(4):351-357. doi:10.17116/kardio202316041351 (In Russian)

34. Soyнов I.A., Zhuravleva I.Yu., Kulyabin Yu.Yu., Nichai N.R., Afanas'ev A.V., Aleshkevich N.P., Bogachev-Prokofiev A.V., Karas'kov A.M. Valved conduits in pediatric cardiac surgery. *Pirogov Russian Journal of Surgery*. 2018;(1):75-81. doi:10.17116/hirurgia2018175-81 (In Russian)

35. Amerini A., Hatam N., Malasa M., Pott D., Tewarie L., Isfort P., Goetzenich A., Hildinger M., Autschbach R., Spillner J. A personalized approach to interventional treatment of tricuspid regurgitation: experiences from an acute animal study. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2014;19(3):414-8. doi: 10.1093/icvts/ivu143.

36. Vignon-Clementel I.E., Marsden A.L., Feinstein J.A. A primer on computational simulation in congenital heart disease for the clinician. *Prog Pediatr Cardiol*. 2010;30:3-13. doi:10.1016/j.ppedcard.2010.09.002

37. Hsia T.Y., Cosentino D., Corsini C., Pennati G., Dubini G., Migliavacca F.; Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. Use of mathematical modeling to compare and predict hemodynamic effects between hybrid and surgical Norwood palliations for hypoplastic left heart syndrome. *Circulation*. 2011;124(11 Suppl):S204-10. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.110.010769.

38. Esmaily-Moghadam M., Hsia T.Y., Marsden

- A.L.; Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. The assisted bidirectional Glenn: a novel surgical approach for first-stage single-ventricle heart palliation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(3):699-705. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.10.035.
39. Zhou J., Esmaily-Moghadam M., Conover T.A., Hsia T.Y., Marsden A.L., Figliola R.S.; MOCHA Investigators. In Vitro Assessment of the Assisted Bidirectional Glenn Procedure for Stage One Single Ventricle Repair. *Cardiovasc Eng Technol.* 2015;6(3):256-67. doi: 10.1007/s13239-015-0232-z.
40. Schiavazzi D.E., Kung E.O., Marsden A.L., Baker C., Pennati G., Hsia T.Y., Hlavacek A., Dorfman A.L.; Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. Hemodynamic effects of left pulmonary artery stenosis after superior cavopulmonary connection: a patient-specific multiscale modeling study. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(3):689-96.e1-3. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.12.040.
41. DeCampi W.M. If only Poiseuille had had a computer. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(3):697-8. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.09.024.
42. Martin M.H., Feinstein J.A., Chan F.P., Marsden A.L., Yang W., Reddy V.M. Technical feasibility and intermediate outcomes of using a handcrafted, area-preserving, bifurcated Y-graft modification of the Fontan procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(1):239-45.e1. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.08.058.
43. Kanter K.R., Haggerty C.M., Restrepo M., de Zelicourt D.A., Rossignac J., Parks W.J., Yoganathan A.P. Preliminary clinical experience with a bifurcated Y-graft Fontan procedure—a feasibility study. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2012;144(2):383-9. doi: 10.1016/j.jtcvs.2012.05.015.
44. Yang W., Chan F.P., Reddy V.M., Marsden A.L., Feinstein J.A. Flow simulations and validation for the first cohort of patients undergoing the Y-graft Fontan procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2015;149(1):247-55. doi: 10.1016/j.jtcvs.2014.08.069.
45. Haggerty C.M., Kanter K.R., Restrepo M., de Zelicourt D.A., Parks W.J., Rossignac J., Fogel M.A., Yoganathan A.P. Simulating hemodynamics of the Fontan Y-graft based on patient-specific in vivo connections. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2013;145(3):663-70. doi: 10.1016/j.jtcvs.2012.03.076.
46. Haggerty C.M., Whitehead K.K., Bethel J., Fogel M.A., Yoganathan A.P. Relationship of single ventricle filling and preload to total cavopulmonary connection hemodynamics. *Ann Thorac Surg.* 2015;99(3):911-7. doi: 10.1016/j.athoracsur.2014.10.043.
47. Das A., Banerjee R.K., Gottliebson W.M. Right ventricular inefficiency in repaired tetralogy of Fallot: proof of concept for energy calculations from cardiac MRI data. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(12):3674-87. doi: 10.1007/s10439-010-0107-2.
48. Fogel M.A., Sundareswaran K.S., de Zelicourt D., Dasi L.P., Pawlowski T., Rome J., Yoganathan A.P. Power loss and right ventricular efficiency in patients after tetralogy of Fallot repair with pulmonary insufficiency: clinical implications. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2011;143(6):1279-85. doi: 10.1016/j.jtcvs.2011.10.066.

---

**Для цитирования:** Манукян С.Н., Соинов И.А., Хелимский Д.А., Войтов А.В., Рзаева К.А., Журавлева И.Ю., Богачев-Прокофьев А.В. Современные возможности и перспективы использования технологий 3D-моделирования в хирургическом лечении врожденных пороков сердца. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний.* 2024;13(3S): 162-172. DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-3S-162-172

**To cite:** Manukian S.N., Soynov I.A., Khelinskii D.A., Voitov A.V., Rzaeva K.A., Zhuravleva I.Yu., Bogachev-Prokophiev A.V. Current capabilities and prospects of using 3D modeling technologies in congenital heart disease surgery. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases.* 2024;13(3S): 162-172. DOI: 10.17802/2306-1278-2024-13-3S-162-172

---