



Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2024. Т. 24, вып. 2. С. 254–274

Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics, 2024, vol. 24, iss. 2, pp. 254–274

<https://mmi.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-2-254-274>, EDN: INFKRR

Научная статья

УДК 517.98

Исследование влияния характеристик межсистемных шунтов на гемодинамические показатели и распределение кислорода

А. Р. Хайрулин¹, И. О. Ракишева¹, А. Г. Кучумов^{1,2✉}, М. В. Голуб²,
Р. М. Шехмамиев³, П. В. Лазарьков³

¹Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия, 614990, г. Пермь, Комсомольский проспект, д. 29

²Кубанский государственный университет, Россия, 350040, г. Краснодар, ул. Ставропольская, д. 149

³Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии им. С. Г. Суханова, Россия, 614013, г. Пермь, ул. Маршала Жукова, д. 35

Хайрулин Александр Рафаелович, аспирант лаборатории биожидкостей, s.hayrulin@mail.ru

Ракишева Ирина Олеговна, аспирант лаборатории биожидкостей, iolegovna@yandex.ru, AuthorID: 1176910

Кучумов Алексей Геннадьевич, доктор физико-математических наук, заведующий лабораторией биожидкостей, kuchumov@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0466-175X>, AuthorID: 164889

Голуб Михаил Владимирович, доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой теории функций, m_golub@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4927-9623>, AuthorID: 144554

Шехмамиев Роман Маратович, заведующий кардиохирургическим отделением № 4, sidjin@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-0601-1486>

Лазарьков Петр Владимирович, врач, сосудистый хирург, <https://orcid.org/0000-0001-7165-9134>, AuthorID: 1109685

Аннотация. Различные межсистемные шунты широко применяются при лечении новорожденных с врожденными пороками сердца и сниженным кровообращением легких. Установка шунта сопровождается высоким риском развития послеоперационных осложнений и летальности. Развитие некоторых осложнений возможно предсказать, используя методы математического моделирования, и скорректировать лечение. В данной работе исследована система «аорта – шунт – легочная артерия». Были проанализированы три варианта расположения шунта с разными диаметрами у трех пациентов. При исследовании полученных 27 вариантов использовались распространенные гемодинамические показатели (касательные напряжения у стенки, осредненные за сердечный цикл касательные напряжения, индекс колебаний касательных напряжений, относительное время пребывания и др.). На основе численного решения показана зависимость распределения кровотока в легочной артерии от расположения шунта. Следует отметить, что для разных пациентов место установки шунта отличается. Также было показано, что потери энергии шунтов диаметром 4 мм почти в два раза больше, чем у шунтов диаметром 3 мм. Индивидуальный подход к лечению каждого новорожденного, основанный на объективных данных, может существенно уменьшить число случаев детской смертности и повысить эффективность процесса реабилитации.

Ключевые слова: межсистемный шунт, сатурация, врожденные пороки сердца, гемодинамика, моделирование

Благодарности: Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект № 20-41-596005 р_НОЦ_Пермский край).

Для цитирования: Хайрулин А. Р., Ракишева И. О., Кучумов А. Г., Голуб М. В., Шехмамиев Р. М., Лазарьков П. В. Исследование влияния характеристик межсистемных шунтов на гемодинамические



показатели и распределение кислорода // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2024. Т. 24, вып. 2. С. 254–274. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-2-254-274>, EDN: INFKKR

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

Investigation of the influence of intersystem shunt characteristics on hemodynamic parameters and oxygen distribution

A. R. Khairulin¹, I. O. Rakisheva¹, A. G. Kuchumov^{1,2✉}, M. V. Golub²,
R. M. Shekhmametiev³, P. V. Lazarkov³

¹Perm National Research Polytechnic University, 29 Komsomolsky Ave., Perm 614990, Russia

²Kuban State University, 149 Stavropolskaya St., Krasnodar 350040, Russia

³Federal Center of Cardiovascular Surgery named after S. G. Sukhanov, 35 Marshala Zhukova St., Perm 614013, Russia

Alexander R. Khairulin, s.xayrulin@mail.ru

Irina O. Rakisheva, riologovna@yandex.ru, AuthorID: 1176910

Alexei G. Kuchumov, kychymov@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0466-175X>, AuthorID: 164889

Mikhail V. Golub, m_golub@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4927-9623>, AuthorID: 144554

Roman M. Shekhmametiev, sidjin@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-0601-1486>

Petr V. Lazarkov, <https://orcid.org/0000-0001-7165-9134>, AuthorID: 1109685

Abstract. Various intersystem shunts are widely used methods of treatment of newborns with congenital heart disease and reduced pulmonary blood flow. Shunt placement is associated with a high risk of postoperative complications and mortality. It is possible to predict the development of some complications using mathematical modeling methods and adjust the treatment. In this study we investigated the system “aorta – shunt – pulmonary artery”. Three kinds of shunt placement with three different diameters for three patients have been analyzed. To solve hemodynamic problems, 27 cases were investigated using the common hemodynamic indices (wall shear stress, time-averaged, oscillatory shear index, relative residence time, etc.). The dependence of pulmonary artery blood flow distribution on shunt location is shown; the preferred location differs for different patient geometries. The energy loss of 4 mm diameter shunts is almost 2 times larger than that of 3 mm shunts. A patient-specific approach to the treatment of each child based on objective data can significantly reduce the number of pediatric deaths and increase the effectiveness of the rehabilitation process.

Keywords: intersystem shunt, saturation, congenital heart disease, hemodynamics, simulation

Acknowledgements: This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research (project No. 20-41-596005 p_NOTS_Perem Region).

For citation: Khairulin A. R., Rakisheva I. O., Kuchumov A. G., Golub M. V., Shekhmametiev R. M., Lazarkov P. V. Investigation of the influence of intersystem shunt characteristics on hemodynamic parameters and oxygen distribution. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2024, vol. 24, iss. 2, pp. 254–274 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-2-254-274>, EDN: INFKKR

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY 4.0)

Введение

Врожденные пороки сердца — это аномалии строения сердца и (или) магистральных сосудов, при которых нарушена нормальная гемодинамика [1–3]. При некоторых из них нарушается процесс насыщения крови кислородом, вследствие чего страдает организм новорожденного в целом, во внутренних органах возникают патологические процессы.



От врожденных пороков сердца страдают около одного процента от числа новорожденных [4]. Критические пороки и пороки, требующие коррекции на первом году жизни, при своем естественном течении приводят к тяжелым проблемам со здоровьем и даже летальности.

Одним из методов паллиативного лечения младенцев с врожденными пороками сердца (в частности, при атрезии легочной артерии и в редких случаях при синдроме гипоплазии левого сердца) является межсистемный шунт [5]. Межсистемные шунты доказали свою эффективность в помощи новорожденным с цианотичным врожденным пороком сердца в некоторых случаях [6].

Однако необходимо отметить, что процедура установки межсистемных шунтов связана с высоким риском развития заболеваемости и смертности [1, 2]. Уровень смертности среди новорожденных все еще остается значительным, находясь в диапазоне от 3 до 14% [3]. Основными причинами заболеваемости и смертности у пациентов, подвергшихся данной процедуре, являются прогрессирующая сердечно-легочная недостаточность и синдром обкрадывания коронарных артерий [7]. Эти последствия возможно предупредить, если соблюсти баланс между достаточным насыщением крови кислородом и низким давлением в легочной артерии [8].

Применение методов биомедицинского инжиниринга и математического моделирования позволяет получить количественные оценки гемодинамических показателей и спрогнозировать последствия хирургического вмешательства [9, 10]. На сегодняшний день разработка объективизированных методик индивидуального подбора межсистемного шунта является актуальной проблемой, требующей новых подходов и методов [11].

В работах [6–9, 12–15] анализировались различные аспекты численного моделирования для анализа разных операций наложения межсистемных шунтов. Было показано, что расположение шунта играет важную роль в гемодинамике легочной артерии. Правильно подобранное расположение шунта может уравновесить потоки в правой и левой легочной артерии или, наоборот, внести дисбаланс [13, 14]. Центральный шунт приводит к низкому сопротивлению потока, что означает легкую наполняемость легочной артерии. А модифицированный Блалок–Тауссиг шунт подходит для случаев с высоким риском переполнения легочной артерии.

Также было показано, что шунты большего диаметра отводят большую часть сердечного выброса к легким, что ухудшает оксигенацию [15]. Было установлено, что системное сосудистое сопротивление оказывает большее влияние на гемодинамику, чем легочное сосудистое сопротивление. Изменения частоты сердечных сокращений оказывают минимальное влияние на системную артериальную оксигенацию [16].

В табл. 1 приведены основные характеристики, изучаемые исследователями.

В настоящее время клиницисты узнают процент сатурации и соотношение потоков крови в сосудах непосредственно при операции, но для качественного планирования необходима предоперативная оценка этих характеристик. В данной статье исследовано влияние различных вариантов установки межсистемного шунта на гемодинамику в системе «аорта–шунт–легочная артерия» у реальных пациентов.

Анализ гемодинамического воздействия на межсистемный шунт проведен с использованием методов вычислительной гидродинамики. Расчеты были выполнены для ряда характеристик, включая потерю энергии, напряжение сдвига стенки, соотношение потоков в левой и правой легочной артерии (LPA/RPA) и распределение кислорода.

1. Материалы и методы

1.1. Модели 3D геометрий шунтов

Для трех пациентов, получавших лечение в Федеральном центре сердечно-сосудистой хирургии им. С. Г. Суханова, была проведена мультиспиральная компьютерная томография грудной клетки. Использовался МСКТ-томограф Somatom Definition AS от Siemens, размерность 512×512, толщина слоя 0.6 мм. С помощью программы ITC-SNAP созданы трехмерные модели аорты и легочной артерии.



Таблица 1 / Table 1

Обзор исследуемых гемодинамических показателей, определяемых с помощью численного моделирования
 Overview of investigated hemodynamic parameters determined by numerical modeling

Автор	Учет податливости стенок	Модель турбулентности	0D-3D	Тип крови	Проанализированные характеристики						Дополнительно
					Q_{LPA} Q_{RPA}	Потеря энергии	Оценка доставки кислорода	WSS	Скорость	Давление	
[12]	-	Shear Stress Transport, $k-\omega$	Нет	ННЖ	Да	Да	Нет	Нет	Нет	Нет	-
[17]	-	Нет информации	Нет	НЖ, кровоток ламинарный и несжимаемый	Нет	Нет	Нет	Да	Да	Да	Контуры скоростей, профили и линии скоростей
[18]	-	Нет информации	Да	-	Нет	Нет	Нет	Да	Нет	Да	-
[19]	-	Нет информации	Нет	НЖ, без скольжения	Нет	Нет	Нет	Да	Да	Да	Скорость сдвига
[14]	-	Нет информации	Нет	НЖ	Да	Да	Нет	Да	Да	Нет	Индекс шунта
[13]	-	Нет информации	Да	-	Да	Да	Нет	Нет	Да	Да	-
[20]	-	Shear Stress Transport, $k-\omega$	Нет	НЖ	Да	Да	Нет	Да	Нет	Нет	Коэффициент стеноза легочной артерии
[21]	-	Shear Stress Transport, $k-\omega$	Да	ННЖ	Нет	Нет	Нет	Да	Да	Да	-
[22]	-	Нет информации	Да	ННЖ, течение стационарное	Да	Да	Нет	Да	Да	Нет	Поврежденность крови
[23]	-	Нет информации	Нет	ННЖ	Да	Да	Нет	Да	Да	Да	-
[24]	+	Нет информации	Нет	НЖ	Нет	Нет	Нет	Да	Да	Да	Объемный расход через шунт

Принятые сокращения: НЖ — ньютоновская жидкость; ННЖ — несжимаемая ньютоновская жидкость; Q_{LPA}/Q_{RPA} — соотношение объемных расходов в правой и левой легочных артериях; WSS — пристеночные касательные напряжения.

Далее в графическом пакете Spacelaim к сосудам добавлены различные варианты шунтов (по расположению: центральный, левый, правый, и по диаметру: 3, 3.5 и 4 мм). Часто восходящие сосуды имеют достаточно малый диаметр для того, чтобы установить шунт нужного диаметра без изменения естественной формы шунта. Поэтому в соединениях шунтов с сосудами шунты в сечении имеют форму эллипса, которая затем плавно становится окружностью (рис. 1).

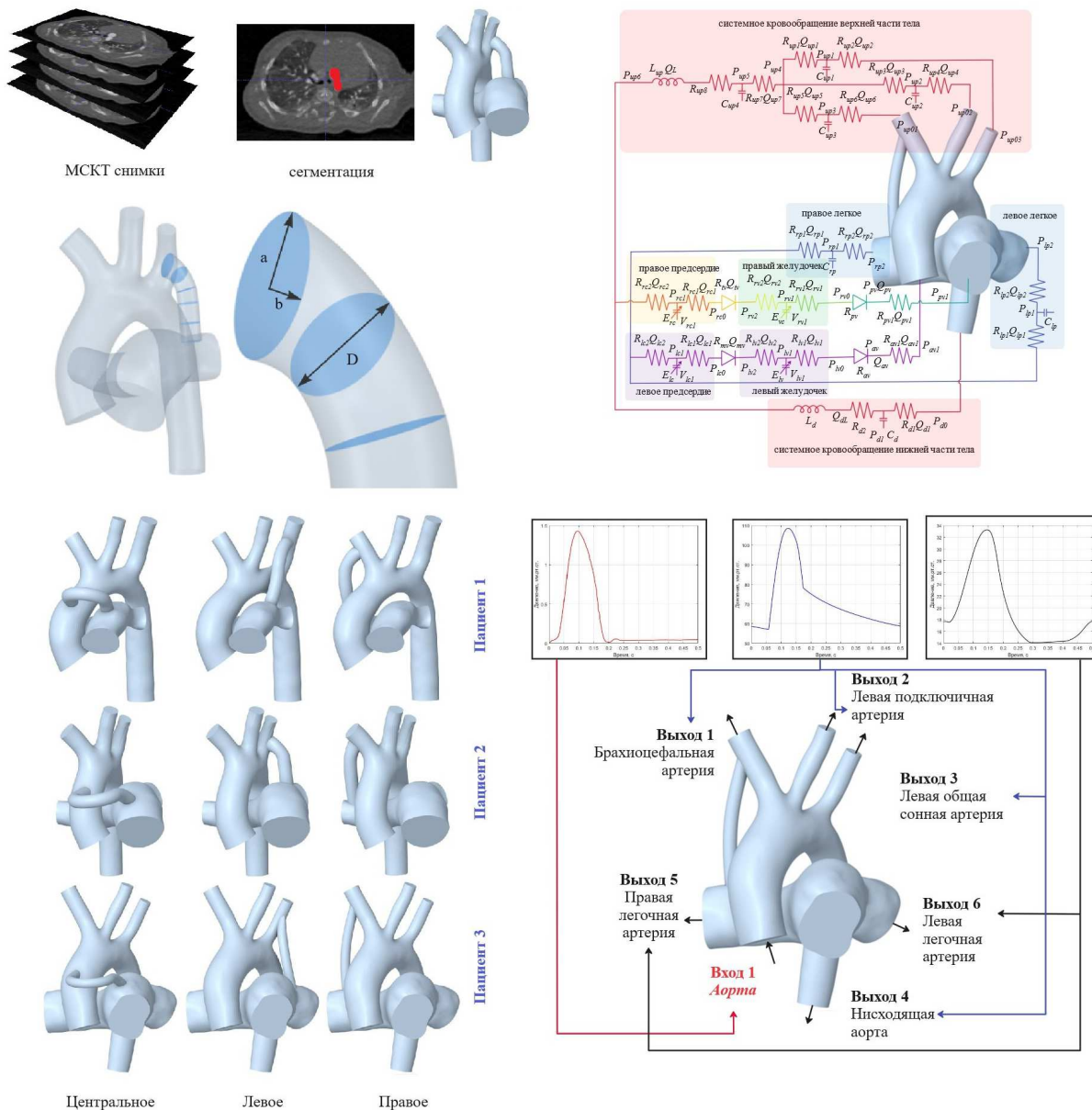


Рис. 1. Пациент-ориентированные геометрии, 0D-3D схема кровообращения и варианты расположения шунтов (цвет онлайн)

Fig. 1. Patient-specific geometries, 0D-3D blood flow scheme and shunt placement options (color online)

Таким способом были созданы шунты правого и левого расположения (параметры эллипсов указаны в табл. 2). Всего получилось 27 вариантов.



Таблица 2 / Table 2

Размеры шунтов / Shunt dimensions

D , мм	Периметр окружности, мм	a , мм	b , мм	Периметр эллипса, мм	Относительная разность периметров, %
3.0	9.4	1.0	1.9	9.47	0.53
3.5	11.0	1.2	2.2	10.93	0.56
4.0	12.6	1.5	2.4	12.52	0.35

1.2. Граничные условия

Для входа в аорту была использована зависимость скорости от времени в периоды систолической и диастолической фаз левого желудочка (см. рис. 1). Длительность систолического периода левого желудочка составляет 0.22 с, а диастолического — 0.28 с. Общая продолжительность сердечного цикла равна 0.5 с. Максимальная скорость составляет 1.4 м/с [25]. Для выходов из аорты и легочных артерий использовались зависимости давления от времени, рассчитанные с помощью модели Франка.

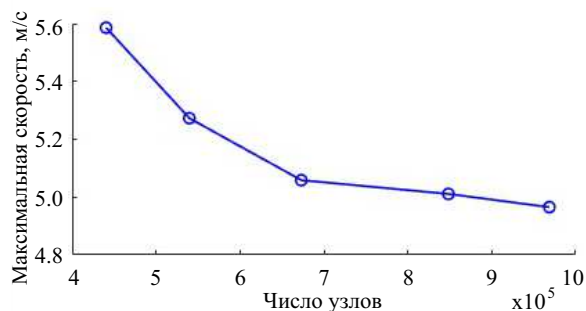
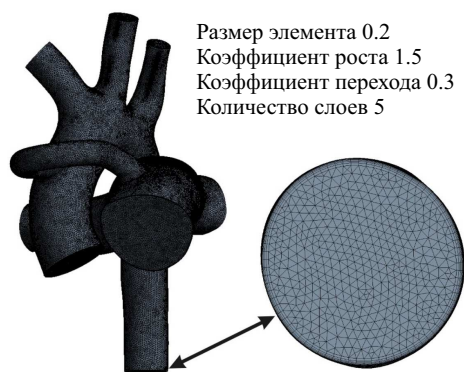
При прохождении крови через сосуды или систему сосудов возможно снижение давления P из-за сил трения, которые отображаются на схеме как элемент типа «сопротивление». В таком случае объем кровотока Q через участок определяется разностью давлений на входе и выходе и свойствами сосуда, описываемыми параметром R . Эластичные сосуды способны расширяться при увеличении кровотока, накапливая внутри себя кровь, и сжиматься при ослаблении кровотока, что поддерживает выходной кровоток. Это свойство описывается элементом типа «конденсатор», который имеет параметр емкости C , характеризующий скорость накопления крови. Изменение кровотока через сосуд при постоянной разности давлений описывается элементом типа «катушка», который обладает свойством индуктивности (L). Кровоток через клапан сердца (элемент типа «диод») возможен только при превышении критического уровня разности давлений P_{crit} . Элементы типа «эластичность» описывают работу камер сердца, связывая изменение объемов камер с давлением. Параметр эластичности E зависит от времени t , в отличие от других параметров модели.

Математическая модель, описывающая кровообращение, включает 13 дифференциальных уравнений и несколько десятков алгебраических соотношений. Путем преобразований можно выразить все переменные через неизвестные, что позволяет перейти к системе из 13 дифференциальных уравнений с 13 неизвестными. Для решения этой системы нужны начальные условия, параметры (R, C, L, P_{crit}) и функции, определяющие работу сердца $E(t)$. Константы и решение системы уравнений описаны в работе [26].

1.3. Исследование сходимости сеточной модели

Для создания расчетной сетки для области жидкости использовались инструменты Body Sizing и Inflation. С помощью Body Sizing можно задать тип и размер элемента сетки, а Inflation позволяет увеличить плотность сетки в пристеночных областях для выявления пристеночных эффектов (рис. 2).

Для оценки чувствительности к плотности сетки были выбраны пять различных размеров элементов (табл. 3), включая гексаэдрические и тетраэдрические типы элементов. Анализ проводился на основе достижения относительной разницы $\varepsilon_P^{\max} = 1.56\%$, $\varepsilon_V^{\min} = 0.91\%$ между максимальными значениями давления и скорости в системе «аорта – шунт – легочная артерия». На рис. 2 приведен график сходимости для скорости. Можно видеть, что значения максимальных скоростей существенно отличаются для грубой и сгущенной сеток. Поэтому для дальнейших расчетов была выбрана более плотная сетка с размером стороны треугольного конечного элемента $h = 0.2$ мм.



а / а

б / б

Рис. 2. Конечно-элементная сетка и сеточная сходимость

Fig. 2. Finite element mesh and mesh convergence

Таблица 3 / Table 3

Параметры сеток, использованных в исследовании / Mesh parameters

Размер элемента, мм	Коэффициент перехода	Количество слоев	Коэффициент роста	Число элементов	Число узлов	Максимальное давление, Па	ε_P^{\max}	Максимальная скорость, м/с	ε_P^{\min}
0.20	0.30	5	1.50	4 204 752	968 582	19 330.5	1.562541	4.96512	0.913411
0.21	0.33	5	1.47	3 617 334	848 329	19 033.1	1.587344	5.01089	0.940209
0.23	0.35	5	1.45	2 782 675	673 045	18 735.7	1.930265	5.05845	4.065203
0.25	0.40	5	1.40	2 155 081	539 698	18 380.9	1.894773	5.27280	5.604678
0.27	0.45	5	1.30	1 684 686	440 474	18 039.1	5.585870	–	–

1.4. Гемодинамические параметры

Для оценки взаимодействия и распределения потоков рассчитывались пристеночные касательные напряжения (Wall Shear Stress – WSS), осредненные за сердечный цикл пристеночные касательные напряжения (Time Averaged Wall Shear Stress – TAWSS), индекс колебаний касательных напряжений (Oscillatory Shear Index – OSI), скорость, давление, относительное время пребывания (Relative Residence Time – RRT), потеря энергии (Energy Loss – EL), оксигенация (Delivery oxygen – Do) и η (соотношение кровотоков между левой и правой легочными артериями).

Пристеночные касательные напряжения являются важным гемодинамическим параметром [27, 28]. Они возникают при трении крови о стенки сосудов и могут быть связаны с эндотелиальной дисфункцией и повышенным риском тромбоза артерий [29]. Пристеночные касательные напряжения вычисляются по формуле

$$WSS = -\mu \left(\frac{\partial u}{\partial r} \right),$$

где u – скорость жидкости вблизи стенки, r – расстояние до стенки, μ – динамическая вязкость.

Осредненные за сердечный цикл пристеночные касательные напряжения вычисляются по формуле

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS| dt,$$

где T – время сердечного цикла, равное 0.5 с.



Индекс колебаний касательных напряжений позволяет оценить характеристики потока крови внутри сосудов и представляет собой безразмерную величину, которая изменяется от 0 до 0.5 и отражает степень осцилляции потока крови в течение сердечного цикла [30]. Значение $OSI = 0$ соответствует однонаправленному потоку крови, тогда как значение $OSI = 0.5$ указывает на полностью осциллирующий поток [31], что может привести к эндотелиальной дисфункции [32]. Индекс колебаний касательных напряжений вычисляется по формуле

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T WSS dt \right|}{\int_0^T |WSS| dt} \right).$$

Известно, что при сильно осциллирующих течениях индекс колебательного сдвига может быть таким же, как и при очень медленных потоках. Таким образом, индекс колебательного сдвига не позволяет выявить атеросклеротические области, т.е. области с низкими пристеночными касательными напряжениями и высоким индексом колебательного сдвига на одном и том же участке артериальной системы. Для преодоления вышеуказанных трудностей введено относительное время пребывания [33]. RRT — это время пролета растворенных веществ и форменных элементов крови в окрестности сосудистого эндотелия. Оно обратно пропорционально продольному расстоянию Δx , где частица крови перемещается на небольшом расстоянии от стенки [15], и определяется формулой

$$RRT \sim \frac{1}{\Delta x} \sim \frac{1}{TAWSS \cdot (1 - 2 \cdot OSI)}.$$

Потери энергии являются количественным показателем гемодинамической эффективности системно-легочного шунтирования и постнагрузки на один желудочек. Чем меньше потери энергии, тем выше эффективность преобразования энергии системно-легочных шунтов [12]:

$$\text{Energy Loss} = \sum W_{inlet} - \sum W_{outlet},$$

$$W = Q_V(P + 1/2\rho v^2).$$

Соотношение кровотоков между левой и правой легочными артериями η :

$$\eta = Q_{LPA}/Q_{RPA},$$

где Q_{LPA} и Q_{RPA} — объемные скорости потока в левой легочной артерии (LPA) и правой легочной артерии (RPA) соответственно [34].

Оценка доставки кислорода — показатель, имеющий большое значение и в значительной степени связанный с ранними повторными вмешательствами после операции [35, 36]. Пусть CV_{O_2} — потребление кислорода всем телом, CP_{VO_2} — концентрация кислорода в аорте, системной и легочной венах соответственно; Q_S и Q_P — системный и легочный потоки соответственно. Исходя из принципа сохранения кислорода [37, 38], получаем

$$D_{O_2} = Q_S CP_{VO_2} - Q_S/Q_P CV_{O_2}.$$

Насыщение легочных вен принималось равным 98%. По клиническим данным [16, 39] CP_{VO_2} и CV_{O_2} были установлены на уровне 0.22 мл₂/мл и 0.874 мл₂/с соответственно. Нормальные и патологические значения характеристик приведены в табл. 4.

Таблица 4 / Table 4

Нормальные и патологические значения гемодинамических параметров, Па
Values of hemodynamic parameters in the healthy state and pathology, Pa

Показатель	Значение		Источник
	Норма	Патология	
WSS	<40	>40.0	[28]
TAWSS	>1.5	от 15 до 45	[14, 29]
OSI	–	> 0.2	[30]
RRT	–	>8.0	[31]



2. Результаты

2.1. Пристеночные касательные напряжения, осредненные за сердечный цикл пристеночные касательные напряжения, индекс колебаний касательных напряжений, относительное время пребывания

Наибольшие значения пристеночных касательных напряжений наблюдаются в области шунта, что может представлять риск тромбоза (рис. 3) [22, 40]. Также высокие значения касательных напряжений концентрируются в области вихревого и застойного потоков крови в легочной артерии — непосредственно под шунтом, где кровь сталкивается со стенками артерии, а также на ответвлениях аорты, включая левую подключичную артерию, левую общую артерию и плечеголовный ствол. Наименьшие значения WSS наблюдаются в областях нисходящей части аорты и на легочной артерии — в областях равномерного течения крови [22].

Значения осредненных за сердечный цикл пристеночных касательных напряжений в пиковый момент систолы достигают максимальных значений в области шунта, что может способствовать тромбозу шунта [41, 42]. Кроме того, высокие значения касательных напряжений наблюдаются в области вихревого движения крови в нижней части легочной артерии [43].

Наибольшие значения TAWSS наблюдаются в областях стыка с аортой и легочной артерией, что указывает на повышенный риск тромбоза в данных областях (см. рис. 3). Высокие значения порядка 300 Па наблюдаются при всех расположениях шунтов и при всех диаметрах. Для пациентов 1 и 2 данные значения распределены неравномерно по всей длине шунта. Для пациента 3 максимальные значения локализованы в основном на стыках с аортой. Далее по длине шунта значения не превышают 150 Па за исключением центрального расположения шунта при всех диаметрах.

Наибольшие значения индекса колебаний касательных напряжений сконцентрированы в восходящей части аорты, а также в бифуркационных и вихревых областях легочной артерии (см. рис. 3). Это связано с интенсивным колебанием направления вектора WSS в этих областях во время сердечного цикла.

В то же время значения индекса в нисходящей части аорты наблюдаются ниже. Это связано с уменьшением интенсивности колебаний касательных напряжений по мере перемещения вниз по аорте. Распределение индекса колебаний касательных напряжений в области шунта имеет неравномерный характер. На шунте значительные колебания значений будут происходить в области стыка с аортой. Однако ближе к легочному стволу степень осцилляций снижается. Это можно объяснить особенностями гидродинамики в этой области. Данная закономерность распределения индекса характерна для всех моделей.

На рис. 4 показано распределение относительного времени пребывания. Высокие значения относительного времени пребывания в основном концентрируются в легочной артерии. Можно сделать вывод, что в легочной артерии наблюдаются значительно более длительные периоды задержки кровотока в сравнении с другими отделами системы, связанные с завихренностью кровотока. Особенно области высоких значений ярко выражены у пациента 3 для всех моделей. У пациентов 1 и 2 по мере увеличения диаметра шунта характерно уменьшение значений данного параметра для всех расположений шунта.

Для данных моделей характерно, что значения, описывающие риск тромбоза шунта, сосредоточены в области стыка с аортой, что подтверждается клиническими наблюдениями. Далее значения пристеночных касательных напряжений уменьшаются до оптимального уровня по мере продвижения вдоль длины шунта и приближения к области его стыка с легочной артерией (см. рис. 3).

2.2. Линии тока и давление

Изучение распределения скоростных характеристик течения крови имеет важное значение для понимания физиологии и патологии системного кровотока. Особенно важно учитывать возможные эффекты шунтов и других аномалий кровотока на гемодинамику.

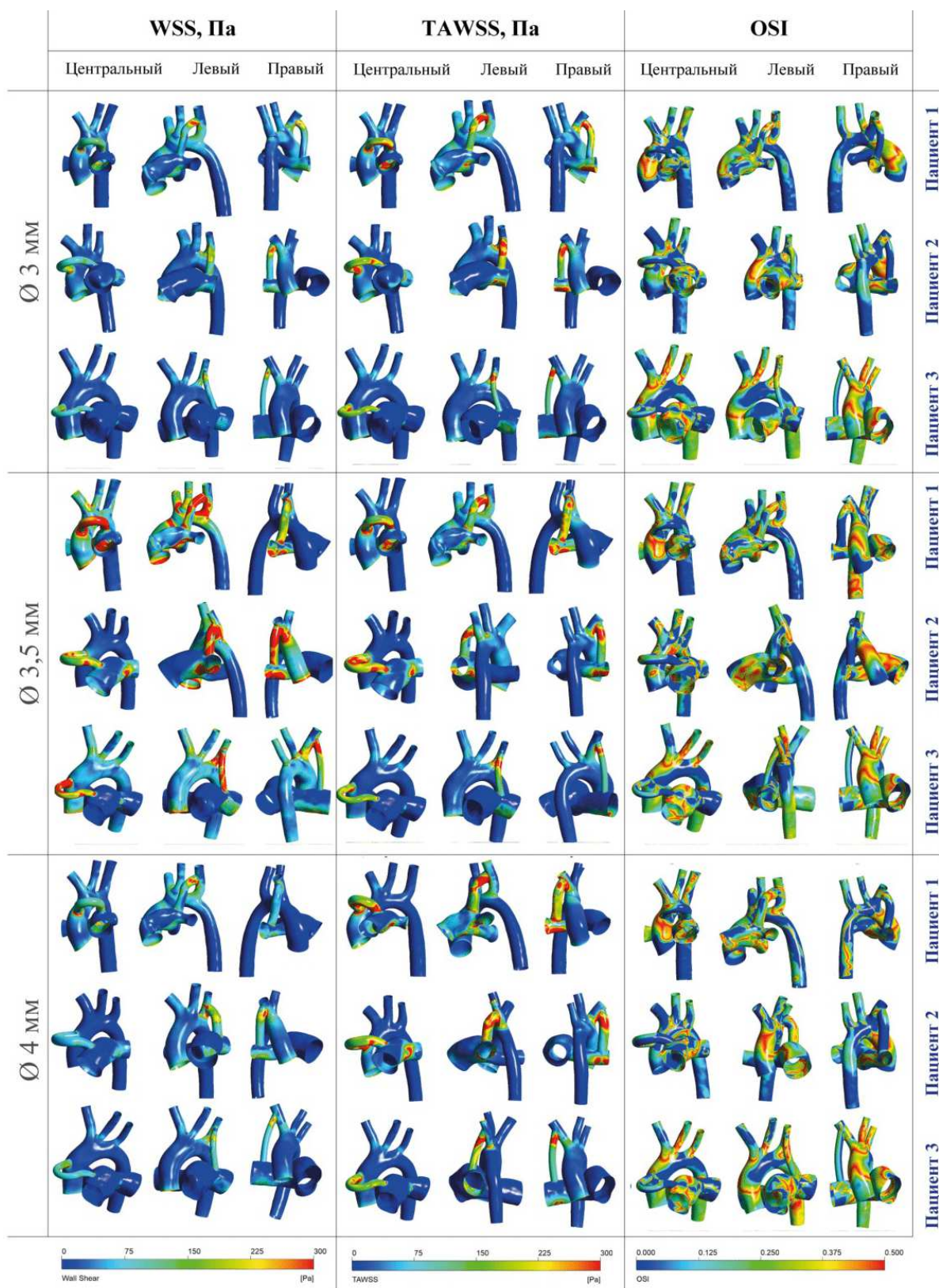


Рис. 3. Распределение пристеночных касательных напряжений, касательных напряжений осредненных за сердечный цикл и индекса колебаний пристеночных касательных напряжений в модели «аорта – шунт – легочная артерия» при разных диаметрах и местах установки межсистемного шунта (цвет онлайн)

Fig. 3. Distribution of wall shear stress, time-averaged wall shear stress and oscillatory shear index in model “aorta – shunt – pulmonary artery” at different diameters and locations of the Blalock – Taussig shunt (color online)

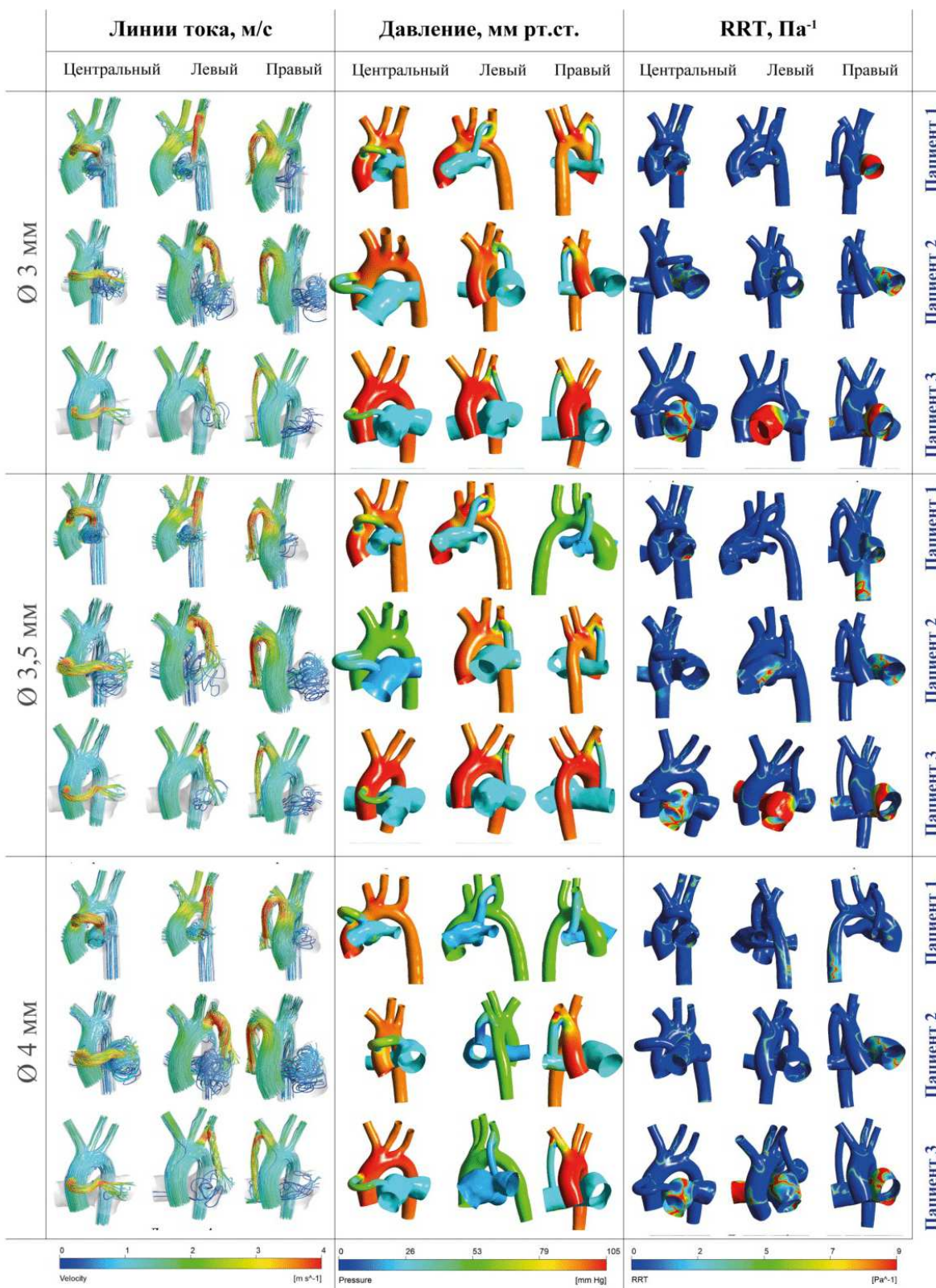


Рис. 4. Линии тока, давление и относительное время пребывания в модели «аорта – шунт – легочная артерия» при разных диаметрах и местах установки межсистемного шунта (цвет онлайн)

Fig. 4. Streamlines, pressure, and relative residence time in model “aorta – shunt – pulmonary artery” at different diameters and locations of the Blalock – Taussig shunt (color online)



Распределение скоростных характеристик течения крови в системном кровотоке является важным аспектом гемодинамических процессов. В аорте кровотоки распределены неравномерно, однако по мере приближения к нисходящей части аорты скорости кровотока выравниваются. Наоборот, в легочной артерии преобладает вихревое движение крови, вызванное вертикальным потоком, который сталкивается со стенкой артерии и вызывает завихрения (см. рис. 4).

Распределение давления по стенкам аорты и легочной артерии в пиковый момент систолы имеет неоднородный характер. Самые высокие значения наблюдаются на стенках восходящей части аорты, а самые низкие — на стенках легочной артерии. В области, где присутствует шунт, наибольшие значения давления сосредоточены на стыке с аортой. Затем давление равномерно распределяется по направлению к легочной артерии. Такой характер распределения давления характерен для всех расположений шунта и для всех диаметров (см. рис. 4).

2.3. Соотношение кровотоков между левой и правой легочными артериями

Исследования показали, что при системно-легочном шунтировании сбалансированная перфузия легочных артерий тесно связана с улучшением состояния в послеоперационный период [44, 45]. Одним из основных критериев выбора места локализации шунта является симметричное распределение кровотока в легочных артериях. Равномерная перфузия и развитие как правой, так и левой легочных артерий имеют важное значение [46]. Правильное распределение кровотока помогает обеспечить оптимальный рост и развитие в обеих артериях, а также предотвращает неравномерное перфузирование легочной ткани, что может быть нежелательным для пациента [47].

По графикам, показывающим соотношение LPA/RPA (η) и их среднее значение за сердечный цикл, можно сделать вывод, что все модели демонстрируют асимметричное распределение кровотока в легочные артерии (рис. 5). Особенно это выражено у пациента 2 при центральном расположении шунта и у пациента 3 при левом расположении шунта. Из графиков видно, что распределение соотношения LPA/RPA (η) в правой легочной артерии резко возрастает по сравнению с левой легочной артерией для этих моделей. Такая картина наблюдается для всех трех диаметров шунтов.

Также были определены наиболее благоприятные варианты шунтов с точки зрения их расположения и диаметра. Обнаруженные результаты совпадают с данными о распределении кислорода. Это закономерно, так как распределение кислорода в легочной артерии зависит в первую очередь от объема крови, поступающей в правую и левую легочные артерии [48].

Потери энергии являются количественным показателем гемодинамической эффективности системно-легочного шунтирования и постнагрузки на один желудочек. Чем меньше потери энергии, тем выше эффективность преобразования энергии системно-легочных шунтов [34].

Из диаграммы видно, что по мере увеличения диаметра шунта осредненные за сердечный цикл потери энергии возрастают (рис. 6). Исключением является центральное расположение шунта у пациента 3. Это свидетельствует об увеличении нагрузки на сердце при увеличении диаметра шунта.

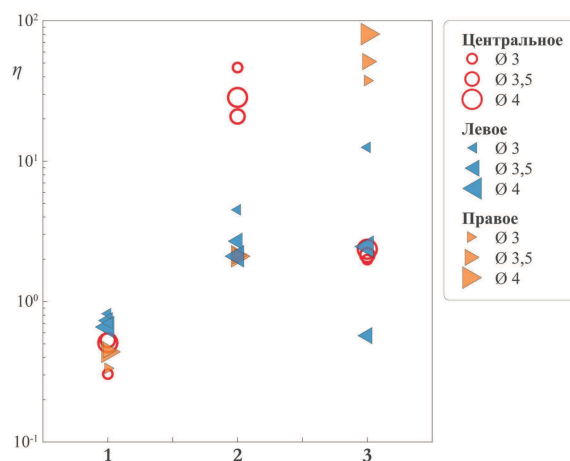


Рис. 5. Распределение соотношений LPA/RPA (η) для трех пациентов при различных диаметрах шунтов и вариантах их установки (цвет онлайн)

Fig. 5. LPA/RPA ratios (η) for three patients at different shunt diameters and various locations (color online)

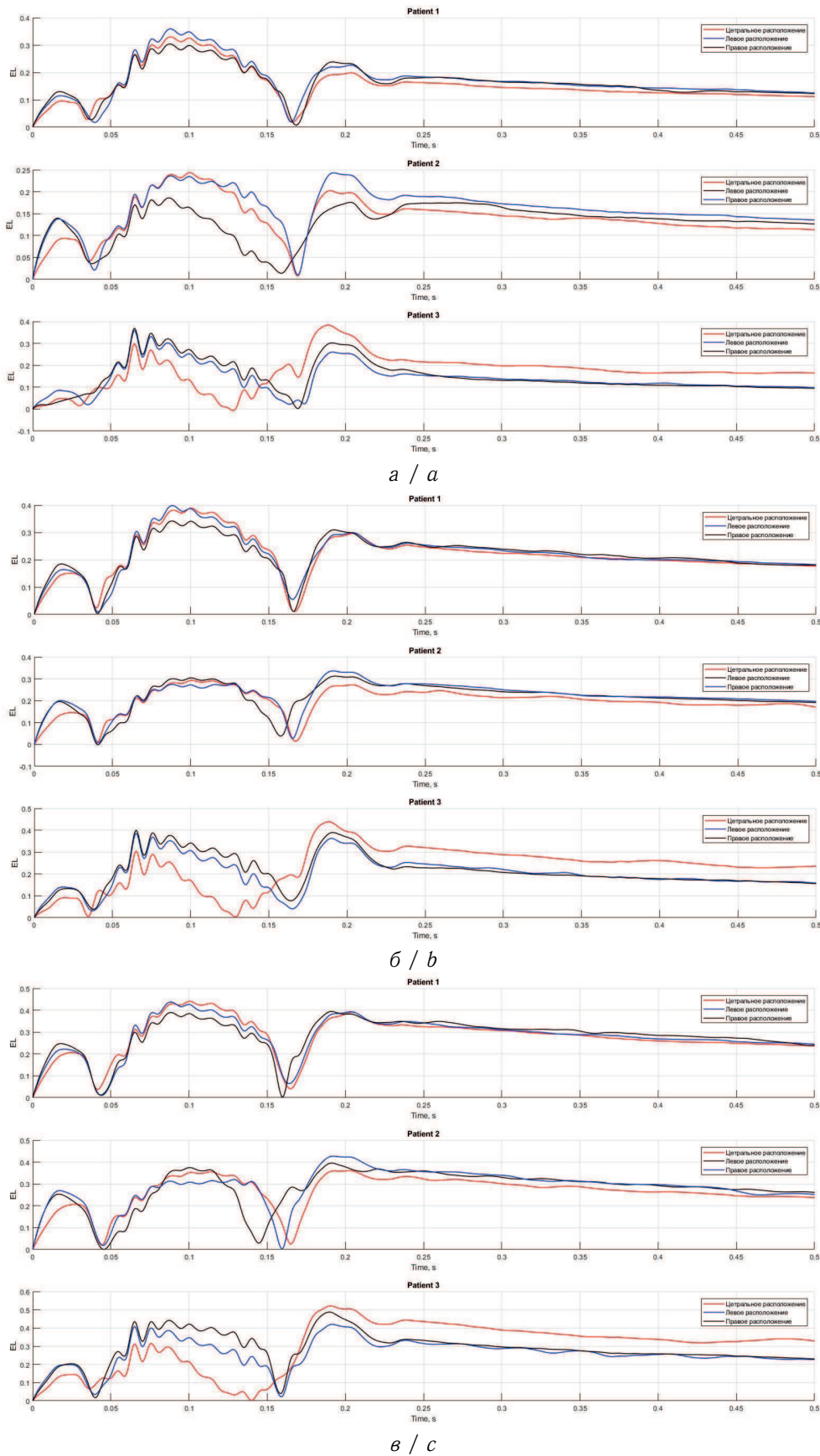


Рис. 6. Распределение потерь энергии: *a* – шунт диаметром 3 мм; *b* – шунт диаметром 3.5 мм; *c* – шунт диаметром 4 мм (цвет онлайн)
Fig. 6. Energy loss distribution: *a* is shunt of 3 mm diameter; *b* is shunt of 3.5 mm diameter; *c* is shunt of 4 mm diameter (color online)



Из графиков распределения кислорода и их осредненных значений за сердечный цикл видно, что все модели показывает асимметричное распределение кислорода в легочные артерии (рис. 7, 8).

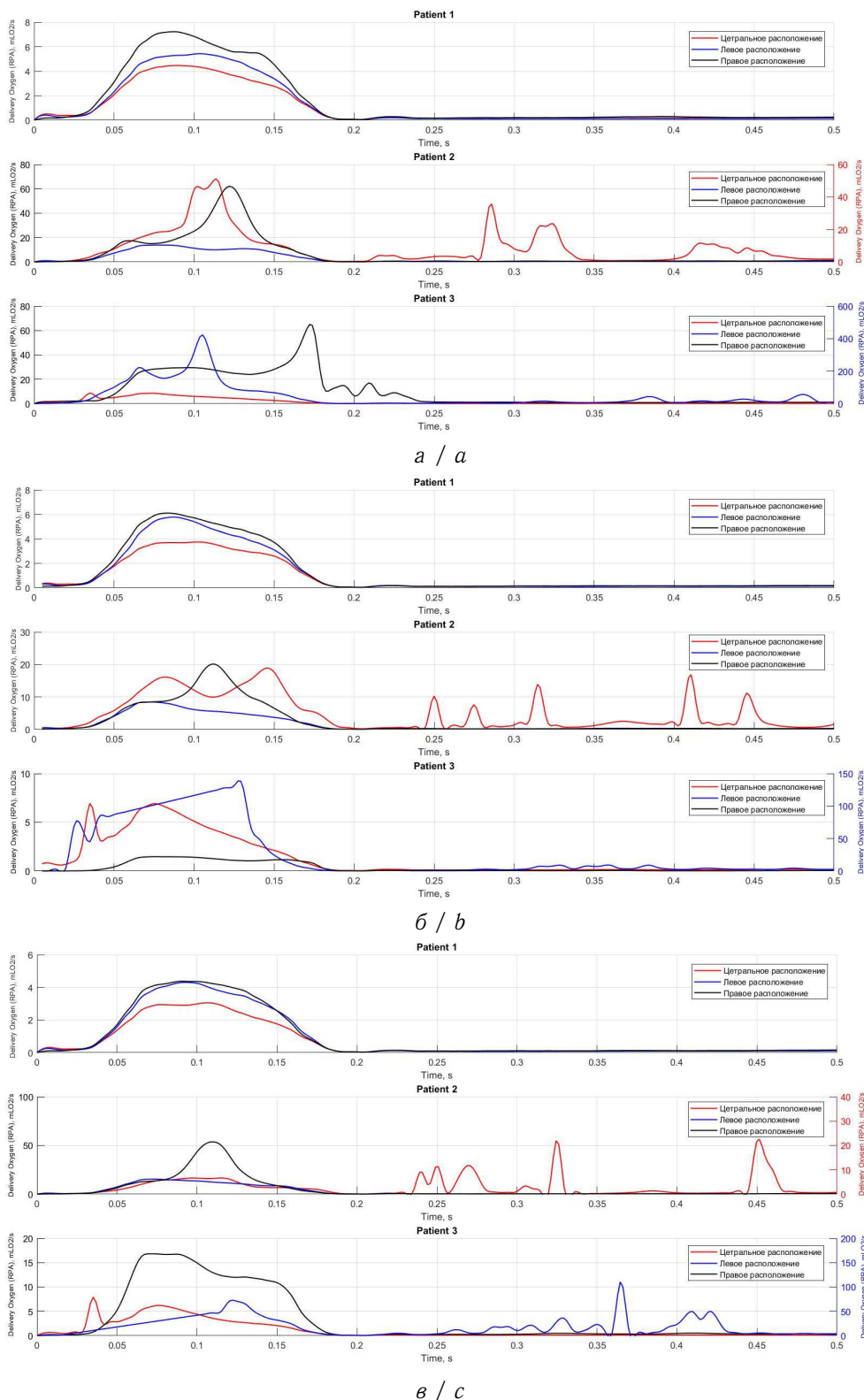


Рис. 7. Распределение кислорода в правой легочной артерии: а — шунт диаметром 3 мм; б — шунт диаметром 3.5 мм; в — шунт диаметром 4 мм (цвет онлайн)
 Fig. 7. Oxygen delivery distribution in the right pulmonary artery: a is shunt of 3 mm diameter; b is shunt of 3.5 mm diameter; c is shunt of 4 mm diameter (color online)

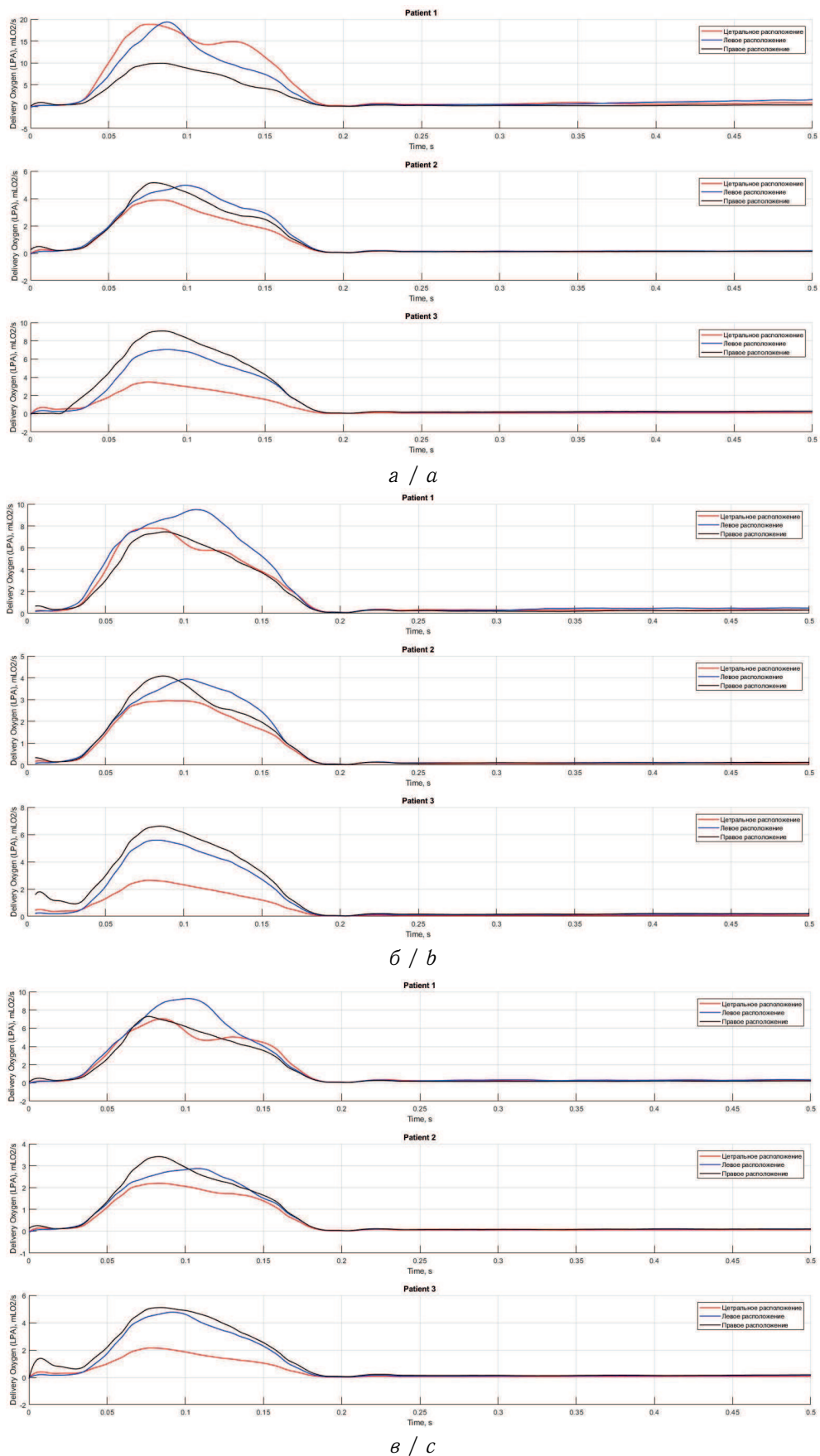


Рис. 8. Распределение кислорода в левой легочной артерии: а — шунт диаметром 3 мм; б — шунт диаметром 3.5 мм; в — шунт диаметром 4 мм (цвет онлайн)
Fig. 8. Oxygen delivery distribution in the left pulmonary artery: а is shunt of 3 mm diameter; б is shunt of 3.5 mm diameter; в is shunt of 4 mm diameter (color online)



Особенно это ярко выражено для пациента 2 при центральном расположении шунта и пациента 3 при левом расположении шунта. Из графиков видно резкое возрастание распределения кислорода в правой легочной артерии по сравнению с левой легочной артерией для этих моделей. Данная картина характерна для всех трех диаметров шунтов.

3. Анализ

Цель данного исследования состоит в оценке влияния межсистемного шунта на течение крови в сосудах конкретных пациентов. Полученные результаты подтвердили гипотезу о влиянии расположения и размера межсистемного шунта на его работу.

Результаты моделирования, основанные на анатомических и физиологических данных конкретного пациента, продемонстрировали влияние различных межсистемных шунтов на аорту и легочную артерию посредством перераспределения кровотока по ветвям сосудов, изменяя тем самым гемодинамические характеристики и нагрузку на сердце пациента. Это позволило получить количественные и качественные гемодинамические параметры, которые помогут при планировании операции и прогнозировании послеоперационного периода.

Улучшение состояния в послеоперационном периоде системно-легочного шунтирования тесно связано со сбалансированной перфузией легочных артерий. Все модели, рассмотренные в данном исследовании, имеют асимметричный кровоток. Этот феномен может быть обусловлен особенностями анатомии сосудов у пациентов, что представляет интерес для более глубокого понимания механизмов циркуляции крови после проведения операции. Особенно это выражено у пациента 2 при центральном расположении шунта и у пациента 3 при левом расположении шунта. В работах [12,43] исследователи пришли к схожим результатам, выявив асимметричное распределение кровотока в легочных артериях независимо от места установки межсистемного шунта.

На потери гемодинамической энергии влияют трение крови о стенки сосуда, вихри, турбулентность и просвет сосуда. Чем выше потери энергии, тем больше нагрузка на желудочки сердца, что может стать триггером к развитию сердечно-легочной недостаточности. По результатам исследования было выявлено, что чем больше диаметр шунта, тем больше потери энергии. Также была выявлена разница потерь энергии между шунтами 3 и 4 мм примерно в два раза. При этом, если оценивать влияние расположения шунта, то получается, что для пациента 1 сложно выделить однозначно хорошее расположение шунта. Для пациента 2 левое расположение шунта оказалось наиболее эффективным, при этом результат установки шунта 3 мм оказался неудовлетворительным. Для пациента 3 правое расположение приводит к меньшим потерям энергии по сравнению с шунтами того же размера, но другого расположения. Другие авторы в своих исследованиях тоже говорят о негативном влиянии больших значений EL на сердечно-сосудистую систему, в частности сердце и его миокард [43]. В работе [12] была проанализирована потеря энергии и получены результаты в диапазоне 0.065–0.15 Вт. Также стоит отметить различия в степени поражения легочной артерии, моделируемой в данной работе и в работах других авторов.

В результате анализа распределения кислорода в левое и правое легкое для каждого пациента были выявлены наиболее благоприятные варианты шунта (рис. 9).

Анализ показал следующее.

1. Для пациента 1 с минимальной разницей между распределением кислорода в легочные артерии подходит шунт с правым расположением и диаметром 3,5 мм. При данном расположении и диаметре шунта кислород поступает в левую легочную артерию на 17% больше, чем в правую.

2. Для пациента 2 с минимальной разницей между распределением кислорода в легочные артерии подходит шунт с левым расположением и диаметром 3.5 мм. При данном расположении и диаметре шунта кислород поступает в правую легочную артерию на 49% больше, чем в левую.

3. Для пациента 3 с минимальной разницей между распределением кислорода в легочные



артерии подходит шунт с центральным расположением и диаметром 3.5 мм. При данном расположении и диаметре шунта кислород поступает в левую легочную артерию на 12% больше, чем в правую.

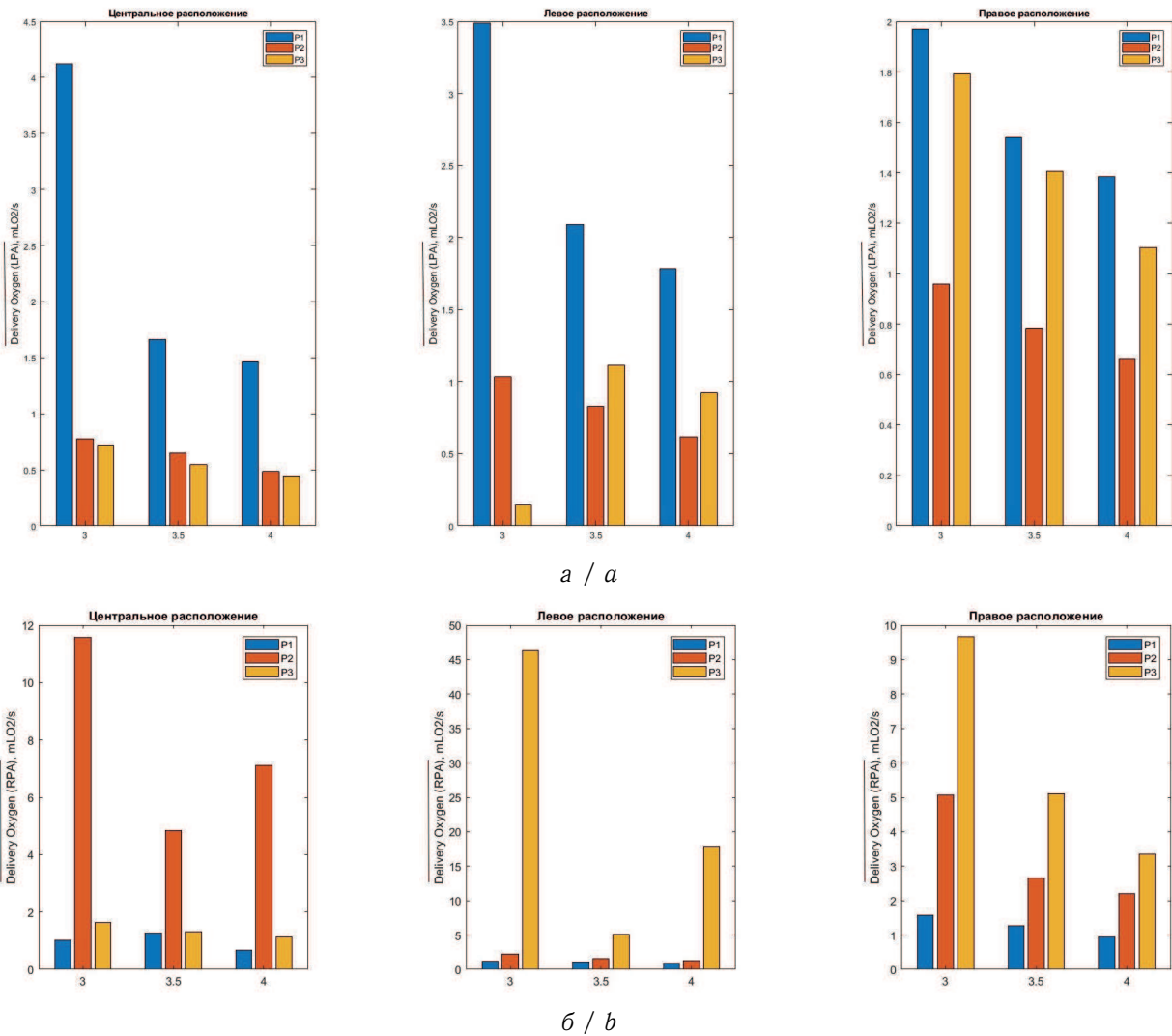


Рис. 9. Распределение кислорода, осредненное за сердечный цикл в левой (а) и правой (б) легочных артериях (центральное, левое и правое расположения соответственно); P1 — пациент 1 (синий); P2 — пациент 2 (оранжевый); P3 — пациент 3 (желтый) (цвет онлайн)

Fig. 9. Time-averaged oxygen delivery distribution in the left (a) and the right (b) pulmonary artery (central, left, and right locations); P1 — patient 1 (blue); P2 — patient 2 (orange); P3 — patient 3 (yellow) (color online)

Полученные в работе результаты по порядку величин согласуются с данными из работы [39].

Распределение касательных напряжений вблизи сосудистой стенки представляет собой важный аспект для понимания патологических процессов, связанных с системным кровотоком. Повышенные значения этих напряжений могут быть ассоциированы с разнообразными патологиями, включая тромбоз и повреждение эндотелия, в то время как их снижение может быть связано со стенозом. Особенно неблагоприятным считается диаметр шунта в 3.5 мм, где высокие касательные напряжения распределены вдоль всей его длины при различных расположениях шунта. В случае пациента 1 наиболее благоприятное расположение шунта обнаружено справа при диаметре 4 мм, где значения напряжений превышают норму лишь



локально в ограниченных точечных областях, не превышая 75 Па. Для пациентов 2 и 3 оптимальным считается центральное расположение при диаметрах 3 и 4 мм, где локальные значения напряжений не превышают 75 Па.

Во время пика систолы наивысшие значения кровотока концентрируются в области установки шунта. Увеличение диаметра шунта сопровождается увеличением скорости крови, проходящей через него, в среднем на 1–4%, а также наблюдается закручивание потока крови в самом шунте. В области шунта максимальные значения давления фокусируются в зоне соединения с аортой, после чего давление равномерно распределяется в направлении легочной артерии.

В данном исследовании имелось несколько ограничений. Во-первых, небольшое количество пациентов. Изучение большего числа дало бы возможность с большей уверенностью говорить о полученных паттернах и закономерностях. Во-вторых, имеет смысл провести данное исследование на пациентах, которые в реальности были прооперированы, и сравнить наши результаты с послеоперационным периодом.

Заключение

Врачи сталкиваются с проблемой объективизации операций при оценке воздействия параметров шунта и его места установки на кровотоки в легких у детей с врожденными патологиями сердца. В данном исследовании мы фокусировались на разработке модели кровотока «аорта – шунт – легочная артерия», используя модели трех пациентов с различными вариантами установки межсистемного шунта и тремя различными диаметрами. С применением программного решателя ANSYS CFX проанализированы гемодинамические параметры, включая касательные напряжения у стенки, осредненные за сердечный цикл касательные напряжения, индекс колебаний касательных напряжений, относительное время пребывания и др.

Полученные результаты подчеркивают важность индивидуализированного подхода к выбору оптимального варианта установки шунта и его диаметра в зависимости от конкретных характеристик каждого пациента. На основе анализа гемодинамических показателей было продемонстрировано, что требования к различным вариантам установки шунта и их диаметрам различаются в зависимости от индивидуальных особенностей пациентов. Особо стоит выделить выявленную асимметричность течения в легочных артериях при всех вариантах имплантации и различных диаметрах.

Эти результаты подчеркивают, что гемодинамические параметры являются критическими индикаторами эффективности межсистемных шунтов. Представленный в исследовании объективный и персонализированный подход к выбору оптимальных параметров операции имеет потенциал существенного снижения детской смертности и улучшения результатов реабилитации, обеспечивая более точное соответствие хирургических вмешательств индивидуальным особенностям каждого пациента.

Список литературы / References

1. O'Connor M. J., Ravishankar C., Ballweg J. A., Gillespie M. J., Gaynor J. W., Tabbutt S., Dominguez T. E. Early systemic-to-pulmonary artery shunt intervention in neonates with congenital heart disease // *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2011. Vol. 142, iss. 1. P. 106–112. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2010.10.033>
2. Petrucci O., O'Brien S. M., Jacobs M. L., Jacobs J. P., Manning P. B., Eghtesady P. Risk factors for mortality and morbidity after the neonatal Blalock – Taussig shunt procedure // *Annals of Thoracic Surgery*. 2011. Vol. 92, iss. 2. P. 642–652. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.02.030>
3. Ahmad U., Fatimi S. H., Naqvi I., Atiq M., Moizuddin S. S., Sheikh Kh. B., Shahbuddin S., Naseem T. M., Javed M. A. Modified Blalock – Taussig shunt: Immediate and short-term follow-up results in neonates // *Heart Lung and Circulation*. 2008. Vol. 17, iss. 1. P. 54–58. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2007.06.003>
4. Van Der Linde D., Konings E. E. M., Slager M. A., Witsenburg M., Helbing W. A., Takkenberg J. J. M., Roos-Hesselink J. W. Birth prevalence of congenital heart disease worldwide:



- A systematic review and meta-analysis // *Journal of the American College of Cardiology*. 2011. Vol. 58, iss. 21. P. 2241–2247. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2011.08.025>
5. Yuan S. M., Jing H. Palliative procedures for congenital heart defects // *Archives of Cardiovascular Diseases*. 2009. Vol. 102, iss. 6–7. P. 549–557. <https://doi.org/10.1016/j.acvd.2009.04.011>
 6. Elella R. A., Umereta N., Alabari I., Al Ahmadi M., Al Wadai A. The short- and long-term effect of Blalock – Taussig shunt size on the outcome after first palliative surgery for cyanotic heart diseases // *Annals of Saudi Medicine*. 2014. Vol. 34, iss. 6. P. 494–498. <https://doi.org/10.5144/0256-4947.2014.494>
 7. Sasikumar N., Hermuzi A., Fan C. P. S., Lee K. J., Chaturvedi R., Hickey E., Honjo O., Van Arsdell G. S., Caldarone C. A., Agarwal A., Benson L. Outcomes of Blalock – Taussig shunts in current era: A single center experience // *Congenital Heart Disease*. 2017. Vol. 12, iss. 6. P. 808–814. <https://doi.org/10.1111/chd.12516>
 8. Sisli E., Tuncer O. N., Senkaya S., Dogan E., Sahin H., Ayik M. F., Atay Y. Blalock – Taussig shunt size: Should it be based on body weight or target branch pulmonary artery size? // *Pediatric Cardiology*. 2019. Vol. 40, iss. 1. P. 38–44. <https://doi.org/10.1007/s00246-018-1958-9>
 9. Zhong L., Zhang J.-M., Su B., Tan R. S., Allen J. C. Application of patient-specific computational fluid dynamics in coronary and intra-cardiac flow simulations: Challenges and opportunities // *Frontiers in Physiology*. 2018. Vol. 9. <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2018.00742>
 10. Kelm M., Goubergrits L., Bruening J., Yevtushenko P., Fernandes J. F. Model-based therapy planning allows prediction of haemodynamic outcome after aortic valve replacement // *Scientific Reports*. 2017. Vol. 7. Art. 9897. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-03693-x>
 11. Lesage R., Van Oudheusden M., Schievano S., Van Hoyweghen I., Geris L., Capelli C. Mapping the use of computational modelling and simulation in clinics: A survey // *Frontiers in Medical Technology*. 2023. Vol. 5. P. 1–10. <https://doi.org/10.3389/fmedt.2023.1125524>
 12. Zhang N., Yuan H., Chen X., Liu J., Zhou C., Huang M., Jian Q., Zhuang J. Hemodynamic of the patent ductus arteriosus in neonates with modified Blalock – Taussig shunts // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2020. Vol. 186. Art. 105223. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105223>
 13. Laganá K., Balossino R., Migliavacca F., Pennati G., Bove E. L., De Leval M. R., Dubini G. Multiscale modeling of the cardiovascular system: Application to the study of pulmonary and coronary perfusions in the univentricular circulation // *Journal of Biomechanics*. 2005. Vol. 38, iss. 5. P. 1129–1141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.027>
 14. Zhang N., Yuan H., Chen X., Liu J., Jian Q., Huang M., Zhang K. Computational fluid dynamics characterization of two patient-specific systemic-to-pulmonary shunts before and after operation // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2019. Vol. 2019. Art. 1502318. <https://doi.org/10.1155/2019/1502318>
 15. Himborg H. A., Grzybowski D. M., Hazel A. L., LaMack J. A., Li X. M., Friedman M. H. Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability // *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. 2004. Vol. 286, iss. 5. P. H1916–H1922. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00897.2003>
 16. Migliavacca F., Pennati G., Dubini G., Fumero R., Pietrabissa R., Urcelay G., Bove E. L., Hsia T. Y., De Leval M. R. Modeling of the Norwood circulation: Effects of shunt size, vascular resistances, and heart rate // *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. 2001. Vol. 280, iss. 5. P. H2076–H2086. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2001.280.5.H2076>
 17. Boumpouli M., Danton M. H. D., Gourlay T., Kazakidi A. Blood flow simulations in the pulmonary bifurcation in relation to adult patients with repaired tetralogy of Fallot // *Medical Engineering & Physics*. 2020. Vol. 85. P. 123–138. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.09.014>
 18. Hsia T. Y., Cosentino D., Corsini C., Pennati G., Dubini G., Migliavacca F. Use of mathematical modeling to compare and predict hemodynamic effects between hybrid and surgical Norwood palliations for hypoplastic left heart syndrome // *Circulation*. 2011. Vol. 124, iss. 11, suppl. 1. P. 204–210. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.010769>
 19. Waniewski J., Kurowska W., Mizerski J. K., Trykozko A., Nowiński K., Brzezińska-Rajszyś G., Kościeszka A. The effects of graft geometry on the patency of a systemic-to-pulmonary shunt: A computational fluid dynamics study // *Artificial Organs*. 2005. Vol. 29, iss. 8. P. 642–650. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2005.29102.x>
 20. Liu J., Yuan H., Zhang N., Chen X., Zhou C., Huang M., Jian Q., Zhuang J. 3D simulation analysis of central shunt in patient-specific hemodynamics: Effects of varying degree of pulmonary



- artery stenosis and shunt diameters // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2020. Vol. 2020. Art. 4720908. <https://doi.org/10.1155/2020/4720908>
21. Corsini C., Migliavacca F., Hsia T. Y., Pennati G. The influence of systemic-to-pulmonary arterial shunts and peripheral vasculatures in univentricular circulations: Focus on coronary perfusion and aortic arch hemodynamics through computational multi-domain modeling // *Journal of Biomechanics*. 2018. Vol. 79. P. 97–104. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.042>
 22. Arnaz A., Piskin S., Oguz G. N., Yalçınbas Y., Pekkan K., Sarioglu T. Effect of modified Blalock – Taussig shunt anastomosis angle and pulmonary artery diameter on pulmonary flow // *Anatolian Journal of Cardiology*. 2018. Vol. 20, iss. 1. P. 2–8. <https://doi.org/10.14744/AnatolJCardiol.2018.54810>
 23. Piskin S., Altin H. F., Yildiz O., Bakir I., Pekkan K. Hemodynamics of patient-specific aorta-pulmonary shunt configurations // *Journal of Biomechanics*. 2017. Vol. 50. P. 166–171. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.014>
 24. Kuchumov A. G., Khairulin A., Shmurak M., Porodikov A., Merzlyakov A. The effects of the mechanical properties of vascular grafts and an anisotropic hyperelastic aortic model on local hemodynamics during modified Blalock – Taussig shunt operation, assessed using FSI simulation // *Materials*. 2022. Vol. 15, iss. 8. Art. 2719. <https://doi.org/10.3390/ma15082719>
 25. Madhavan S., Kemmerling E. M. C. The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow // *BioMedical Engineering Online*. 2018. Vol. 17. Art. 66. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0497-1>
 26. 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. Vol. 2022, iss. 4. P. 159–167. <https://doi.org/10.21668/health.risk/2022.4.15.eng>
 27. Callaghan F. M., Grieve S. M. Translational physiology: Normal patterns of thoracic aortic wall shear stress measured using four-dimensional flow MRI in a large population // *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*. 2018. Vol. 315, iss. 5. P. H1174–H1181. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00017.2018>
 28. Hoogendoorn A., Kok A. M., Hartman E. M. J., De Nisco G., Casadonte L., Chiastra C., Coenen A., Korteland S. A., Van der Heiden K., Gijzen F. J. H., Duncker D. J., Van der Steen A. F. W., Wentzel J. J. Multidirectional wall shear stress promotes advanced coronary plaque development: Comparing five shear stress metrics // *Cardiovascular Research*. 2021. Vol. 116, iss. 6. P. 1136–1146. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvz212>
 29. Soares A. A., Carvalho F. A., Leite A. Wall shear stress-based hemodynamic descriptors in the abdominal aorta bifurcation: Analysis of a case study // *Journal of Applied Fluid Mechanics*. 2021. Vol. 14, iss. 6. P. 1657–1668. <https://doi.org/10.47176/jafm.14.06.32319>
 30. Peiffer V., Sherwin S. J., Weinberg P. D. Computation in the rabbit aorta of a new metric – the transverse wall shear stress – to quantify the multidirectional character of disturbed blood flow // *Journal of Biomechanics*. 2013. Vol. 46, iss. 15. P. 2651–2658. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.08.003>
 31. Zhao Y., Wang H., Chen W., Sun W., Yu X., Sun C., Hua G. Time-resolved simulation of blood flow through left anterior descending coronary artery: Effect of varying extent of stenosis on hemodynamics // *BMC Cardiovascular Disorders*. 2023. Vol. 23, iss. 1. Art. 156. <https://doi.org/10.1186/s12872-023-03190-2>
 32. Carvalho V., Rodrigues N., Ribeiro R., Costa P. F., Teixeira J. C. F., Lima R. A., Teixeira S. F. C. F. Hemodynamic study in 3D printed stenotic coronary artery models: Experimental validation and transient simulation // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 24, iss. 6. P. 623–636. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1842377>
 33. Renner J., Broch O., Duetschke P., Scheewe J., Höcker J., Moseby M., Jung O., Bein B. Prediction of fluid responsiveness in infants and neonates undergoing congenital heart surgery // *British Journal of Anaesthesia*. 2012. Vol. 108, iss. 1. P. 108–115. <https://doi.org/10.1093/bja/aer371>
 34. Santoro G., Capozzi G., Caianiello G., Palladino M. T., Marrone C., Farina G., Russo M. G., Calabró R. Pulmonary artery growth after palliation of congenital heart disease with duct-dependent pulmonary circulation: Arterial duct stenting versus surgical shunt // *Journal of the American College of Cardiology*. 2009. Vol. 54, iss. 23. P. 2180–2186. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2009.07.043>
 35. Zahorec M., Hrubsova Z., Skrak P., Poruban R., Nosal M., Kovacikova L. A comparison of Blalock – Taussig shunts with and without closure of the ductus arteriosus in neonates with



- pulmonary atresia // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2011. Vol. 92, iss. 2. P. 653–658. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.04.008>
36. Barnea O., Austin E. H., Richman B., Santamore W. P. Balancing the circulation: Theoretic optimization of pulmonary/systemic flow ratio in hypoplastic left heart syndrome // *Journal of the American College of Cardiology*. 1994. Vol. 24, iss. 5. P. 1376–1381. [https://doi.org/10.1016/0735-1097\(94\)90123-6](https://doi.org/10.1016/0735-1097(94)90123-6)
 37. Moghadam M. E., Migliavacca F., Vignon-Clementel I. E., Hsia T. Y., Marsden A. L. Optimization of shunt placement for the Norwood surgery using multi-domain modeling // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2012. Vol. 134, iss. 5. Art. 051002. <https://doi.org/10.1115/1.4006814>
 38. Barnea O., Santamore W. P., Rossi A., Salloum E., Chien S., Austin E. H. Estimation of oxygen delivery in newborns with a univentricular circulation // *Circulation*. 1998. Vol. 98, iss. 14. P. 1407–1413. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.98.14.1407>
 39. Esmaily-Moghadam M., Murtuza B., Hsia T. Y., Marsden A. Simulations reveal adverse hemodynamics in patients with multiple systemic to pulmonary shunts // *Journal of Biomechanical Engineering*. 2015. Vol. 137, iss. 3. Art. 031001. <https://doi.org/10.1115/1.4029429>
 40. Singh D., Sernich S., Siwik E., Ross-Ascuitto N. T., Celestin C., Ascuitto R. J. Catheter-directed thrombolysis for occluded central (ascending aorta-to-pulmonary artery) shunts: Importance of shear stress-induced, platelet-mediated thrombosis // *Journal of Structural Heart Disease*. 2016. Vol. 2, iss. 3. P. 67–78. <https://doi.org/10.12945/j.jshd.2016.002.15>
 41. Xu L., Chen X., Cui M., Ren C., Yu H., Gao W., Li D., Zhao W. The improvement of the shear stress and oscillatory shear index of coronary arteries during Enhanced External Counterpulsation in patients with coronary heart disease // *PLoS ONE*. 2020. Vol. 15, iss. 3. Art. e0230144. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230144>
 42. Dai W. F., Wu P., Liu G. M. A two-phase flow approach for modeling blood stasis and estimating the thrombosis potential of a ventricular assist device // *International Journal of Artificial Organs*. 2021. Vol. 44, iss. 7. P. 471–480. <https://doi.org/10.1177/0391398820975405>
 43. Xiong J., Sun Q., Qian Y., Hu L., Tong Z., Liu J., Liu J. Effects of patent ductus arteriosus on the hemodynamics of modified Blalock – Taussig shunt based on patient-specific simulation // *Frontiers in Physiology*. 2021. Vol. 12. P. 1–10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.707128>
 44. Caspi J., Pettitt T. W., Mulder T., Stopa A. Development of the pulmonary arteries after the Norwood procedure: Comparison between Blalock – Taussig shunt and right ventricular-pulmonary artery conduit // *Annals of Thoracic Surgery*. 2008. Vol. 86, iss. 4. P. 1299–1304. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2008.06.016>
 45. Brandt B., Camacho J. A., Mahoney L. T., Heintz S. E. Growth of the pulmonary arteries following Blalock – Taussig shunt // *Annals of Thoracic Surgery*. 1986. Vol. 42, iss. 6. P. S1–S4. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(10\)64631-0](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(10)64631-0)
 46. Odim J., Portzky M., Zurakowski D., Wernovsky G., Burke R. P., Mayer J. E., Castaneda A. R., Jonas R. A. Sternotomy approach for the modified Blalock – Taussig shunt // *Circulation*. 1995. Vol. 92, iss. 9. P. 256–261. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.92.9.256>
 47. Kiran U., Aggarwal S., Choudhary A., Uma B., Kapoor P. M. The Blalock and Taussig shunt revisited // *Annals of Cardiac Anaesthesia*. 2017. Vol. 20, iss. 3. P. 323–330. https://doi.org/10.4103/aca.aca_80_17
 48. Xu P., Yuan H., Zhuang J., Zhang N., Jia Q., Dong Y., Jian Q., Huang M. The hemodynamics of patent ductus arteriosus in patients after central shunt operation // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2021. Vol. 2021. Art. 6675613. <https://doi.org/10.1155/2021/6675613>

Поступила в редакцию / Received 10.12.2023

Принята к публикации / Accepted 10.01.2024

Опубликована / Published 31.05.2024