

## Применение математического моделирования для оценки результатов формирования системно-легочных анастомозов

### Для корреспонденции:

Алексей Николаевич Биянов, [a.bianov@yandex.ru](mailto:a.bianov@yandex.ru)

Поступила в редакцию 25 февраля 2020 г.

Исправлена 24 марта 2020 г.

Принята к печати 25 марта 2020 г.

### Цитировать:

Синельников Ю.С., Арутюнян В.Б., Породииков А.А., Биянов А.Н., Туктамышев В.С., Шмурак М.И., Хайрулин А.Р., Кучумов А.Г. Применение математического моделирования для оценки результатов формирования системно-легочных анастомозов.

*Патология кровообращения и кардиохирургия.*

2020;24(3):45-61.

<http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2020-3-45-61>

### Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

### Финансирование

Работа выполнена в рамках реализации программы развития Научно-образовательного математического центра Приволжского федерального округа, соглашение № 075-02-2020-1478, и при поддержке гранта на развитие научной школы Пермского края «Компьютерная биомеханика и цифровые технологии в биомедицине».

### Вклад авторов

Концепция и дизайн: Ю.С. Синельников, В.Б. Арутюнян, А.А. Породииков, А.Н. Биянов, А.Г. Кучумов, В.С. Туктамышев, М.И. Шмурак, А.Р. Хайрулин  
Написание статьи: А.А. Породииков, А.Н. Биянов, А.Г. Кучумов

Исправление статьи: А.Н. Биянов, А.Г. Кучумов

Утверждение окончательной версии: все авторы

### ORCID ID

Ю.С. Синельников, <https://orcid.org/0000-0002-6819-2980>

В.Б. Арутюнян, <https://orcid.org/0000-0002-1730-9050>

А.А. Породииков, <https://orcid.org/0000-0003-3624-3226>

А.Н. Биянов, <https://orcid.org/0000-0002-9314-3558>

В.С. Туктамышев, <https://orcid.org/0000-0002-3994-0388>

М.И. Шмурак, <https://orcid.org/0000-0001-8060-7643>

А.Р. Хайрулин, <https://orcid.org/0000-0002-7506-5568>

А.Г. Кучумов, <https://orcid.org/0000-0002-0466-175X>

© Ю.С. Синельников, В.Б. Арутюнян, А.А. Породииков, А.Н. Биянов, В.С. Туктамышев, М.И. Шмурак, А.Р. Хайрулин, А.Г. Кучумов, 2020

Статья открытого доступа, распространяется по лицензии [Creative Commons Attribution 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Ю.С. Синельников<sup>1</sup>, В.Б. Арутюнян<sup>1</sup>, А.А. Породииков<sup>1</sup>, А.Н. Биянов<sup>2</sup>, В.С. Туктамышев<sup>3</sup>, М.И. Шмурак<sup>3</sup>, А.Р. Хайрулин<sup>3</sup>, А.Г. Кучумов<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup> Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии имени С.Г. Суханова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Пермь, Российская Федерация

<sup>2</sup> Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Пермский государственный медицинский университет имени академика Е.А. Вагнера» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Пермь, Российская Федерация

<sup>3</sup> Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Пермский национальный исследовательский политехнический университет», Пермь, Российская Федерация

<sup>4</sup> Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Казанский (Приволжский) федеральный университет», Казань, Российская Федерация

Хирургическое лечение врожденных пороков сердца с обструкцией выводного тракта правого желудочка может осуществляться в несколько этапов. Первый этап хирургической коррекции — это создание системно-легочного анастомоза с последующей радикальной коррекцией. Основные осложнения системно-легочных анастомозов обычно связаны с развитием тромбоза шунта и гиперволеимией малого круга кровообращения. В настоящее время с учетом важности индивидуального подбора шунта для обеспечения эффективного функционирования основной научный поиск направлен на создание оптимальных методик, которые будут предусматривать все гемодинамические особенности конкретного пациента. Также активно развивается направление математического моделирования и биомеханического анализа в медицине, которое позволяет объективизировать накопленный клинический опыт, что является одним из основных инструментов в доказательной медицине. Применение методов вычислительной гидродинамики для анализа использования модифицированного шунта Блэлока – Тауссига позволяет оценить гемодинамические параметры для различных конфигураций шунтов и углов анастомоза и улучшить понимание патофизиологических процессов в сердечно-сосудистой системе до/после установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига. В данной статье приведен обзор работ, касающихся применения моделирования для расчетов течений крови в системе «аорта – шунт – легочная артерия». Следует отметить, что большинство работ учитывают персонализированные особенности пациентов, следовательно, имеют высокую вероятность использования в клинической практике. Также в работе приведены основные гемодинамические параметры, которые анализируются в результате компьютерных расчетов. Часть работы посвящена этапам компьютерного моделирования и ограничениям при реализации данных этапов.

**Ключевые слова:** биомеханика; врожденный порок сердца; вычислительная гидродинамика; математическое моделирование; системно-легочный анастомоз

## Введение

Обструктивные поражения выводного тракта правого желудочка, изолированные или сочетающиеся с другими врожденными пороками сердца (ВПС), составляют 25–30 % врожденных аномалий сердца [1]. Врожденная обструкция выводного тракта правого желудочка в зависимости от уровня сужения подразделяется на клапанный, подклапанный стеноз, сужение легочного ствола и периферических ветвей легочной артерии. Основным методом лечения врожденных пороков сердца с обструкцией выводного тракта правого желудочка — хирургический.

Хирургическое лечение может быть представлено радикальной коррекцией или этапным лечением. Радикальная операция является приоритетной, поскольку одновременно проводится анатомическая коррекция, однако не во всех случаях возможно осуществить радикальное вмешательство — таким пациентам показано этапное лечение, которое включает предварительное выполнение системно-легочных анастомозов в качестве подготовительных этапов к последующей радикальной коррекции [2; 3].

Целью исследования является оценка эффективности операции шунтирования на основе применения математического моделирования и клинических наблюдений. Для реализации цели необходимо построение полной модели кровообращения с учетом индивидуализированной геометрии сосудов и физиологических особенностей кровотока при врожденном пороке сердца. Далее, модель необходимо применить при решении задач хирургии для оценки влияния решений врача (выбор диаметра шунта; выбор места установки шунта) на распределение легочного кровотока и развитие легких. Функционирование открытого артериального протока часто вызывает проблемы дозирования легочного кровотока в послеоперационном периоде. Сложности выбора режимов профилактики тромбообразования в отношении шунтов существуют до сих пор. Задача данной обзорной статьи — показать роль биомеханики и математического моделирования, а также количественной оценки гемодинамических факторов на успешность клинического применения модифицированного шунта Блэлока – Тауссига (англ. modified Blalock – Taussig shunt).

При написании обзора были проанализированы исследования, касающиеся клинических аспектов использования модифицированного шунта Блэлока – Тауссига и применения методов

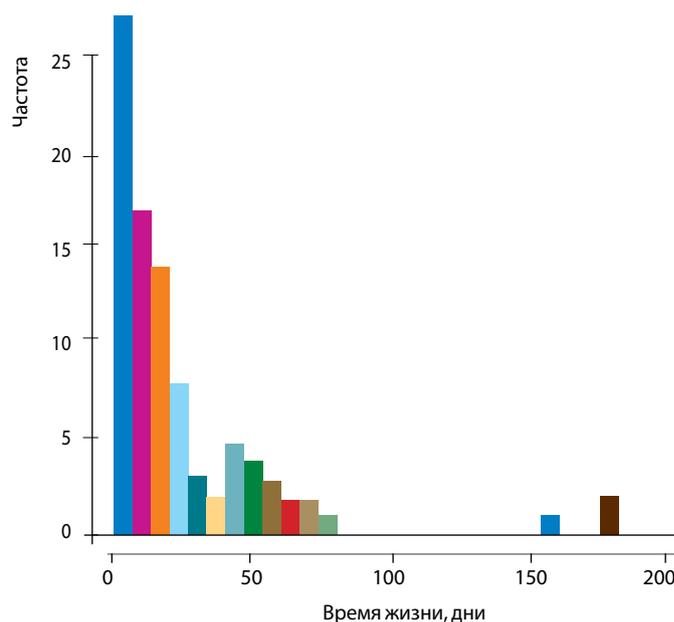
вычислительной гидродинамики для проведения пациентоориентированного конечно-элементного моделирования при установке модифицированного шунта Блэлока – Тауссига, размещенные на порталах электронной библиотеки eLIBRARY и Cyberleninka, баз данных PubMed, Scopus, Web of Science. Поиск материала проводился с ноября 2019 г. по май 2020 г. по ключевым словам: биомеханика, пациентоориентированное моделирование, модифицированный шунт Блэлока – Тауссига; patient-specific modelling, simulation, modified Blalock – Taussig shunt.

### **Клинические аспекты развития применения модифицированного шунта Блэлока – Тауссига**

Прорывным решением в хирургическом лечении цианотических врожденных пороков сердца, таких как тетрада Фалло, атрезия клапана легочной артерии и целого ряда других, оказалось создание межсистемного шунта [1–3]. В 1945 г. кардиохирург А. Blalock и кардиолог Н. Taussig предложили выполнить анастомоз между подключичной и легочной артериями у ребенка с тетрадой Фалло [4]. В 1975 г. M.R. de Leval модифицировал технику, используя политетрафторэтиленовый шунт, который широко известен как модифицированный шунт Блэлока – Тауссига [5], ставший стандартной промежуточной паллиативной операцией при цианотических пороках сердца для обеспечения легочного кровотока. Анастомоз должен обеспечить достаточный, но не избыточный легочный кровоток без снижения сердечного выброса, повреждения легочных сосудов и объемной перегрузки желудочка, а также способствовать равномерному росту легочных артерий.

Важно отметить, что установка модифицированного шунта Блэлока – Тауссига является процедурой высокого риска с общей смертностью от 2,3 до 16,0 % [6; 7]. Одна треть смертей приходится на первые сутки после операции, две трети — первые 30 дней. Такой уровень смертности конкурирует с риском смертности многих операций неонатального периода на открытом сердце с искусственным кровообращением. По данным Европейской ассоциации сердечно-сосудистых хирургов (англ. European Society for Vascular Surgery) за 2010 г., проведение операции с применением модифицированного шунта Блэлока – Тауссига существенно рискованнее, чем ар-

**Рис. 1.** Показатели смертности у детей после установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига [9]



териального переключения с закрытием дефекта межжелудочковой перегородки (смертность 6,9 %), и немного более безопасна, чем восстановления перерыва дуги аорты (смертность 8,1 %) [8–10]. На рис. 1 показана частота случаев смертности пациентов после применения модифицированного шунта Блэлока – Тауссига в различные сроки.

### Осложнения

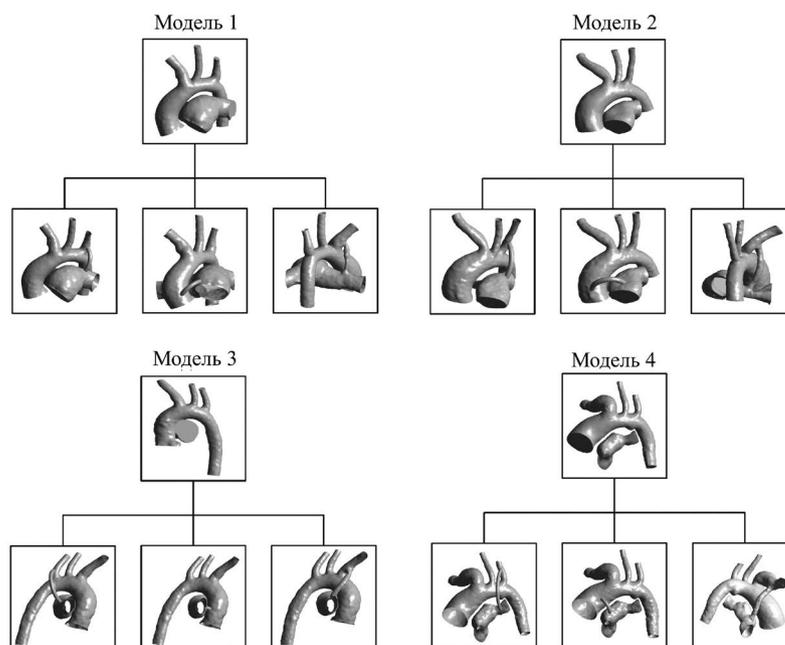
Основными осложнениями при применении модифицированного шунта Блэлока – Тауссига являются тромбоз, избыточное шунтирование, недостаточность атриовентрикулярных клапанов, ишемия миокарда, некротизирующий энтероколит, необходимость респираторной поддержки [11–13].

Пациентами высокого риска таких осложнений являются новорожденные с низкой массой тела, недоношенные. Риск неблагоприятного исхода обратно пропорционален массе тела пациента. Было отмечено, что у пациентов с массой тела менее 2,5 кг летальность составляет 15,6 %, что почти в пять раз превышает риск смерти у пациентов с массой тела более 3,5 кг [1; 3; 6]. Ряд исследователей предлагают уменьшить риск летального исхода у маловесных пациентов пролонгированным введением простагландинов для сохранения функционирования открытого артериального протока до достижения массы тела 3 кг [7; 14]. Кроме того, значительно повышается риск фатального исхода у пациентов

с физиологией унивентрикулярной гемодинамики, атрезией легочной артерии с интактной межжелудочковой перегородкой, синдромом гетеротаксии, генетическими синдромами, коагулопатиями и дополнительными сердечными аномалиями [15; 16].

Особая группа пациентов — это пациенты с атрезией легочной артерии с интактной межжелудочковой перегородкой. В этой популяции больных отмечается самый высокий риск смерти после операции с применением модифицированного шунта Блэлока – Тауссига, который составляет 15,6 %. Такая высокая частота неблагоприятного исхода связана с наличием коронарных синусоид-фистул, через которые происходит разгрузка правого желудочка, а вследствие оперативной коррекции декомпрессия правого желудочка (ПЖ) способствует обкрадыванию коронарного кровотока, развитию инфарктов ишемизированного миокарда [17].

Осложнения при применении модифицированного шунта Блэлока – Тауссига связаны с развитием тромбоза при выборе шунта малого диаметра и гиперволемией малого круга при шунте большего диаметра, поэтому выбор оптимального диаметра шунта является чрезвычайно важной задачей. Чаще всего подбор шунта осуществляется эмпирически: для пациентов с массой тела до 3 кг используют шунт размером 3 мм, для пациентов с массой тела около 3,5 кг — 3,5 мм. Ряд других исследователей при выборе размера шунта используют коэффи-



**Рис. 2.** Варианты установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига

циент 0,9–1,6 мм/кг. M. Shibata с соавт. предложили индекс трансплантата: соотношение площади поперечного сечения трансплантата и площади поверхности тела [18].

Тромбоз шунта в раннем послеоперационном периоде встречается в 9,4–13,7 % случаев [19]. Основными факторами риска тромбоза являются низкий вес при рождении и гестационный возраст. Исследователи отмечают массу тела менее 2 кг как главный фактор риска. Не влияют на развитие тромбоза возраст, пол и раса. Тромбоз шунта в отдаленном периоде отмечается у 15–21 % пациентов и ассоциирован с малым размером шунта [9; 20]. W.J. Wells с соавт. показали, что размер шунта более 4 мм является фактором высокого риска [21].

T. Vove с соавт. отметили, что гемоглобин выше 180 г/л и гематокрит выше 45 % являются фактором риска тромбоза шунта в раннем послеоперационном периоде [22]. Кроме того, на возникновение тромбоза могут оказывать влияние коагулопатии, например дефицит белка C и первичный антифосфолипидный синдром [23; 24].

Также многие исследователи отмечают важность негативных последствий использования искусственного кровообращения при формировании анастомоза вне зависимости от локализации анастомоза и диаметра шунта [25].

Неоднозначным является вопрос, связанный с использованием гепарина и антиагрегантов при применении модифицированного шунта Блэлока – Тауссига. Требуется дополнительное обсуждение длительности применения препаратов данной группы и определение критериев их отмены [26].

Исследователи продолжают обсуждать функционирование открытого артериального протока как дополнительный источник кровоснабжения малого круга кровообращения. С одной стороны, ряд авторов отмечает необходимость его лигирования при проведении операции с применением модифицированного шунта Блэлока – Тауссига [27], с другой — указываются данные, которые обосновывают необходимость функционирования открытого артериального протока в раннем послеоперационном периоде [28]. Однако большая часть исследователей соглашается с тем, что лигирование протока показано при наличии анастомоза диаметром более 3,5 мм и возрасте ребенка старше 1 мес., а оставлять функционирующий артериальный проток следует при малых диаметрах анастомоза 3,0–3,5 мм и возрасте до 1 мес. [29–32]. На рис. 2 показана схема вариантов установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига.

С учетом важности индивидуального подбора модифицированного шунта Блэлока – Тауссига для

обеспечения эффективного функционирования основной научный поиск направлен на создание методик, предусматривающих количественные оценки, которые могут быть описаны с помощью гемодинамических показателей, на основе применения биомеханики и математического моделирования, которые бы смогли учесть все гемодинамические особенности конкретного пациента.

### Гемодинамические показатели

Математическое моделирование и методы биомеханики позволяют оценить прогностические данные, которые не могут обеспечить современные методы визуализации. Информационные технологии и разработка эффективных вычислительных алгоритмов позволяют реконструировать реалистичные и точные трехмерные модели, в которых учитываются уровень артериального давления, детальная анатомия, механизмы обратной связи в системе кровообращения и деформации стенки сосуда. У клинициста появляется возможность неинвазивно определить временные и пространственные изменяющиеся данные гемодинамики, включая пристеночное касательное напряжение, индекс колебаний касательного напряжения, относительное время пребывания частиц и данные давления, которые не могут быть изучены путем визуализации или клинических измерений [33; 34].

### Пристеночное касательное напряжение

Касательное напряжение возникает вследствие трения между двумя слоями жидкости, движущимися с разной скоростью. В сосудистых потоках обычно наблюдается значительное касательное напряжение на стенке между кровотоком и эндотелиальным слоем, что приводит к сдвиговой деформации эндотелиальных клеток [33].

Для ламинарного течения ньютоновской жидкости пристеночное касательное напряжение сдвига прямо пропорционально градиенту скорости ( $\partial u / \partial r$ ) и вязкости жидкости ( $\mu$ ):

$$\tau_w = -\mu \left( \frac{\partial u}{\partial r} \right)_{\text{стенка}}$$

Касательное напряжение в артериальном и венозном русле имеют различное значение, что опре-

деляется характеристиками скорости потока. На стенках артерий среднее касательное напряжение составляет приблизительно от 10 до 70 дин/см<sup>2</sup>, тогда как соответствующее нормальное значение для вен значительно ниже — от 1 до 6 дин/см<sup>2</sup>. В случае турбулентных течений касательное напряжение имеет повышенное значение [35].

В крупных кровеносных сосудах касательное напряжение влияет на состояние важных функциональных характеристик эндотелия, стимулируя высвобождение антитромботических факторов, таких как простаглицлин, оксид азота, кальций, тромбомодулин и других. В случае нормального касательного напряжения тромбоз не наблюдается, отсутствует адгезия лейкоцитов, пролиферация гладкомышечных клеток и апоптоз эндотелия [36–38]. Повышение касательного напряжения активирует механизмы клеточной пролиферации, а также процессы ремоделирования сосудов, увеличивая толщину стенки и расширяя диаметр сосуда, таким образом нормализуя уровень касательного напряжения. Напротив, низкое напряжение способствует уменьшению диаметра сосуда и приводит к гиперплазии интимы – медики [35]. Выявлено, что митогенная активность эндотелия при заживлении интимы подавляется вплоть до полного торможения при значениях 90 дин/см<sup>2</sup> при постоянном и 13 дин/см<sup>2</sup> при пульсирующем кровотоке [39]. Таким образом, физиологическое значение напряжения сдвига позволяет поддерживать целостность интимы, являясь при этом не фактором роста, а лишь условием эффективного функционирования эндотелия и тем самым внося вклад в адекватную работу шунта [40].

### Среднее пристеночное касательное напряжение за сердечный цикл

Среднее пристеночное касательное напряжение за сердечный цикл как одна из гемодинамических характеристик может быть рассчитано путем интегрирования величины пристеночного касательного напряжения для каждого участка сосуда за время сердечного цикла (T) [41]:

Значение ниже 0,4 Па способствует риску развития атеросклероза. Значение более 1,5 Па считается

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\bar{\tau}_w| dt.$$

благоприятным [35]. Среднее пристеночное касательное напряжение за сердечный цикл в диапазоне от 15 до 45 может быть тромбогенным и привести к травме эндотелия [33].

### Индекс колебаний касательного напряжения

Индекс колебаний касательного напряжения (англ. Oscillatory Shear Index, OSI) представляет собой безразмерное число, которое измеряет направленное изменение касательного напряжения во время сердечного цикла. С его помощью определяют локусы, в которых вектор касательного напряжения направлен в противоположную сторону от основного осевого направления во время каждого сердечного цикла. Индекс колебаний касательного напряжения изменяется между 0 и 0,5, причем 0 соответствует однонаправленному потоку, а 0,5 — колебательному потоку [33]. Ремоделирование сосудов, связанное с эндотелиальной дисфункцией, может играть важную роль в поддержании повышенного индекса колебаний касательного напряжения. R. Ataya и соавт. отметили увеличение индекса колебаний касательного напряжения в пост-стенотической области сосудов [41]. Индекс колебаний касательного напряжения может быть вычислен как отношение модуля интеграла пристеночного касательного напряжения по времени к среднему пристеночному касательному напряжению за сердечный цикл:

### Относительное время пребывания

Относительное время пребывания (англ. Relative

$$OSI = \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{\left| \int_0^T \bar{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\bar{\tau}_w| dt} \right)$$

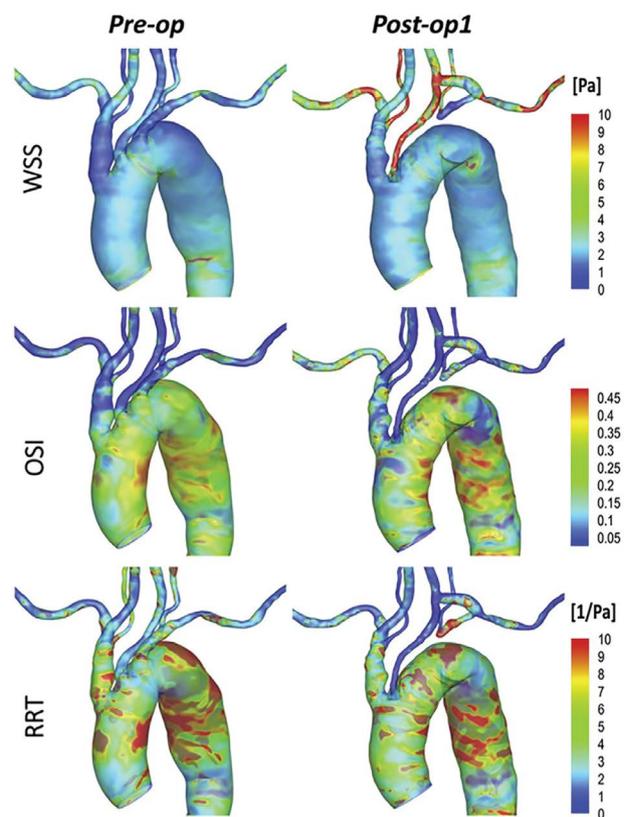
Residence Time, RRT) является еще одним гемодинамическим параметром, который характеризует пространственную корреляцию для локализации тромба или атеросклеротической бляшки [42]. По сути, относительное время пребывания — это время прохождения форменных элементов крови через участок кровеносного сосуда. Относительное время пребывания — маркер устойчивости течения, который характеризуется низким колебатель-

ным индексом сдвига и высоким касательным напряжением на стенке:

Использование данного гемодинамического па-

$$RRT \sim \frac{1}{TAWSS \times [1 - (2 \times OSI)]}$$

раметра помогает выявить локализацию образования вихря и «обратного течения», а также зоны «замедленного течения». Таким образом, можно выявить процессы накопления частиц на стенке (тромбирование, атеросклероз) и зоны, подверженные большому напряжению, то есть зоны риска повреждения стенки сосуда. На рис. 3 показано соответствие вышеуказанных показателей между собой.



**Рис. 3.** Сравнительный анализ распределения пристеночного касательного напряжения (WSS), индекса колебаний касательного напряжения (OSI), относительного времени пребывания частиц (RRT) в дуге аорты до (Pre-op) и после оперативного вмешательства (Post-op) [34]

### Фракционный резерв кровотока

Фракционный резерв кровотока (англ. Fractional Flow Reserve, FFR) определяется как отношение давления дистальнее стеноза ( $P_d$ ) к артериальному давлению ( $P_a$ ):

$$FFR = \frac{P_d}{P_a}.$$

Например,  $FFR = 0,80$  означает, что данный стеноз вызывает падение артериального давления на 20 %. Другими словами, FFR выражает максимальный поток за стенозом в сравнении с гипотетически максимальным потоком в отсутствии стеноза [43]. В норме фракционный резерв кровотока равен 1. Четкий порог определения гемодинамической значимости стеноза — 0,75–0,80. Следует отметить высокую специфичность при выявлении индуцированной ишемии. В последнее время применяется неинвазивная оценка фракционного резерва кровотока [44].

### Другие показатели

Проводится обсуждение практического применения дополнительных гемодинамических показателей, таких как соотношение  $Q_p/Q_s$ , показатели сатурации и потеря энергии, а также расходные характеристики в элементах сердечно-сосудистой системы, в том числе и соотношение расходов крови в правую и левую легочные артерии  $Q_{LPA}/Q_{RPA}$ , отношение расхода крови через шунт ( $Q_{shunt}$ ) к расходу крови на входе в аорту ( $Q_{aorta}$ ):

$$\left( \eta = \frac{Q_{shunt}}{Q_{aorta}} \cdot 100\% \right).$$

Потеря энергии ( $W_{loss}$ ) — показатель для оценки эффективности гемодинамики. Чем меньше потеря энергии, тем выше эффективность шунта в данной конфигурации [45]:

$$W_{loss} = \sum W_{inlet} - \sum W_{outlet},$$

где  $\sum W_{inlet}$  — суммарная энергия на входе,

$\sum W_{outlet}$  — суммарная энергия на выходе.

Функция энергии может быть вычислена следующим образом:

$$W = Q_v \left( P + \frac{1}{2} \rho v^2 \right),$$

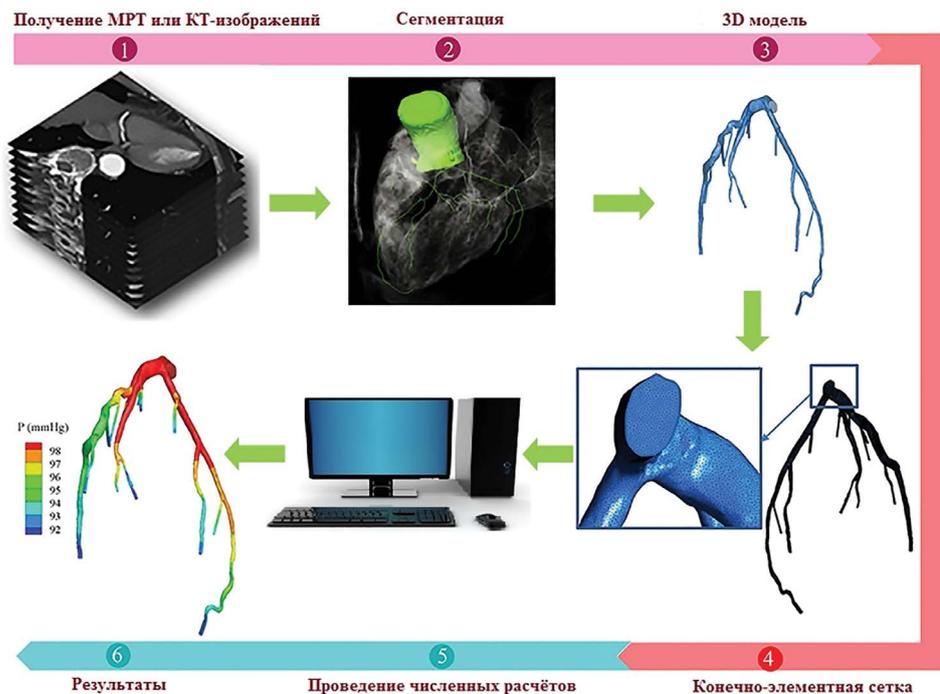
где  $Q_v$  — объемный расход,  $P$  — давление,  $\rho$  — плотность,  $v$  — средняя скорость.

### Этапы проведения пациентоориентированного конечно-элементного моделирования течения крови

Для получения гидродинамических характеристик в большинстве случаев используется пациентоориентированное конечно-элементное моделирование [46]. Оно включает в себя применение методов обработки изображений, математического моделирования, вычислительной гидродинамики и биомеханики для физического воспроизведения реальных процессов течения крови в сердечно-сосудистой системе или ее элементах у конкретного пациента [47]. Формально пациентоориентированное конечно-элементное моделирование течения крови в сосуде или группе сосудов состоит из следующих этапов [48]: 1) получение изображений магнитно-резонансной томографии или компьютерной томографии пациента и последующая сегментация нужного участка сосуда или группы сосудов для создания персонализированной 3D-модели; 2) подготовка модели к расчетам (пре-процессинг), включающая дискретизацию рассматриваемой области, выбор физических соотношений для описания течения крови и механического поведения стенки сосуда, граничные условия; 3) решение уравнений и пост-процессинг для визуализации результатов (рис. 4).

Получение реалистичной и достаточно точной анатомии сосудов с помощью современных лучевых методов диагностики связано с использованием достаточно хорошего пространственного разрешения и шага сканирования, а также использования контраста для лучшей визуализации.

Для сегментации органов или сосудов с целью выделения нужного сосуда из серии изображений широко применяются как коммерческие (например, 3D Doctor, Mimics, SliceOmatic, Amira), так и open-source программные инструменты (напри-



**Рис. 4.** Этапы пациенто-ориентированного конечно-элементного моделирования течения крови [48]

мер, ITK-SNAP, VTK, Analyze, ImageJ). Одной из сложностей, возникающих при сегментации, является учет артефактов.

При решении прикладных задач гидродинамики, в частности моделирования течения крови, широкое применение нашел метод конечных элементов. Область, в которой ищется решение (например, сосуд), разбивается на конечное количество подобластей (элементов) определенной формы (например, тетраэдр). Вершины элементов называются узлами. Значения функций (например, скорость течения крови) в узлах являются решением задачи. Составляется система линейных алгебраических уравнений. Количество уравнений пропорционально количеству элементов в конечно-элементной сетке. Таким образом, хорошее качество конечно-элементной сетки необходимо для получения более точных результатов. Однако сетки трудно строить для органов сложной формы (например, мозг или сердце). Также достаточно плотная сетка подразумевает большие временные затраты на решение задачи. Более детальные аспекты использования конечно-элементных сеток можно найти в работе А. Wittek и соавт. [49]. Для создания конечно-элементных сеток используется широкий спектр

программных решений (TetGen, gmesh, Pointwise, Gridgen).

В рамках конечно-элементных пакетов программ, предназначенных для решения задач гидродинамики, можно выделить ANSYS (пакеты FLUENT и CFX), STAR-CCM, OpenFOAM, PHOENICS. В последнее время появляются программы (например, SimVascular [50] и CRIMSON [45]), специально разработанные для моделирования течения крови и решения клинических задач с помощью методов биомеханики и вычислительной гидродинамики.

Для реалистичного моделирования также важным является использование граничных условий на входе в сосуд и выходе из сосуда (массовый расход, давление, скорость кровотока), а также учет пульсовой волны. В последнее время широко используются многоуровневые модели, комбинирующие использование 0D и 1D-моделей, для учета влияния всей системы кровообращения на течение в конкретном сосуде. Однако проблема подбора параметров указанных моделей из клинических измерений для конкретного пациента до сих пор остается дилеммой. Еще одним аспектом является учет податливых стенок (так называемый учет взаимодействия жидкости и твердого тела) — расчетная процедура, требую-

**Таблица 1.** Ограничения и сложности, возникающие при реализации конечно-элементного пациентоориентированного моделирования

Этап моделирования	Ограничения и сложности
Получение изображений магнитно-резонансной томографии или компьютерной томографии	Идеальным шагом сканирования является 0,1 мм, однако не все клиники обладают соответствующим оборудованием для проведения томографии с достаточно высоким пространственным разрешением
	Артефакты Качество изображений
Сегментация	Достаточно длительная процедура
	Артефакты Качество сетки
Моделирование	Реалистичные граничные условия
	Физические параметры для конкретного пациента
	Учет взаимодействия жидкости и твердого тела Существенные вычислительные ресурсы

щая достаточно больших вычислительных ресурсов. В табл. 1 указаны ограничения и сложности при реализации вышеуказанных этапов.

#### **Биомеханическое моделирование течения крови при применении модифицированного шунта Блэлока – Тауссига**

Методы вычислительной гидродинамики широко используются в клинической практике [51–63]. Одним из направлений применения данных методов является анализ применения модифицированного шунта Блэлока – Тауссига. Применение биомеханики и математического моделирования позволяет оценить гемодинамические параметры для различных конфигураций шунтов и углов анастомоза [64–77] и улучшить понимание патофизиологических процессов в сердечно-сосудистой системе до/после установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига [78–84]. Анализ моделей приведен в табл. 2.

На рис. 5 представлено распределение индекса колебаний касательного напряжения [84].

В работе J.R.M. Sant’anna и соавт. рассматривался угол установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига [87]. Процент кровотока, полученного через шунт, возрастает по мере увеличения соотношения диаметров шунта и подключичной артерии. При угле анастомоза 110° достигается максимальный расход, в то время как при углах анастомоза 30, 60 и 90° расходы почти одинаковы. Однако при углах 30 и 110° распределение кровотока в легочные артерии неравномерное.

В работе N. Zhang с соавт. производится анализ гемодинамики при центральной и правой конфигурациях применения модифицированного шунта Блэлока – Тауссига для двух пациентов, чьи геометрии были получены с помощью компьютерной томографии [66]. Ряд параметров, включая потерю энергии, пристеночное касательное напряжение и отношение расходов в шунте и аорте, были рассчитаны с использованием подхода пациентоориентированного конечно-элементного моделирования. Результаты показали, что отношение расхода крови через шунт к расходу крови на входе в аорту при центральной конфигурации примерно на 30 % выше, чем в случае правой конфигурации. Тем не менее потеря энергии при правой конфигурации ниже, а также более равномерное распределение легочного кровотока.

В статье J. Waniewski и соавт. исследовались закономерности течения по модифицированному шунту Блэлока – Тауссига, чтобы показать связь между высоким пристеночным касательным напряжением и тромбированием шунта [82]. Рассматривалась система «левая подключичная артерия – модифицированный шунт Блэлока – Тауссига – легочная артерия». Исследовались шунты с диаметрами 3 и 4 мм. Наблюдались вихревые течения крови. В случае течения по модифицированному шунту Блэлока – Тауссига с диаметром 3 мм было выявлено патологическое высокое пристеночное касательное напряжение (> 3,5 Па). На основании расчетов был сделан вывод, что при высокой скорости сдвига внутри шунта про-

**Таблица 2.** Обзор и сравнение статей, посвященных математическому моделированию кровотока в аорте при применении модифицированного шунта Блэлока – Тауссига

Граничные условия	Статья	Учет разных конфигураций шунтов	Гемодинамические показатели
Замкнутая полная модель кровообращения	[85]	Нет	QLPA / QRPA, сатурация, Qp / Qs
	[64]	Да	Qp, Qp / Qs, QLPA, QRPA
	[65]	Да	Потери энергии, QLPA / QRPA
	[67]	Нет	Давление, расход
	[68], [70]	Нет	Qp / Qs, расход
	[69], [72]	Да	Qp, расход, давление, касательное напряжение на стенке / + QLPA / QRPA
Граничные условия в виде 0D 0D-моделей	[66]	Да	Потери энергии, пристеночное касательное напряжение, сатурация
	[71]	Да	QLPA / QRPA, расход, пристеночное касательное напряжение
	[73]	Да	Потери энергии, QLPA / QRPA, пристеночное касательное напряжение
	[86–89]	Да	Qp/Qs, сатурация, QLPA / QRPA, потеря энергии
Пульсирующий кровоток	[74]	Да	Пристеночное касательное напряжение, Qp / Qs, расход
	[75]	Да	+ давление
	[82]	Да	- Qp / Qs
	[76]	Да	Qp / Qs, давление
	[77]	Нет	+, пристеночное касательное напряжение
	[84]	Да	Пристеночное касательное напряжение, индекс колебаний касательного напряжения, относительное время пребывания, среднее пристеночное касательное напряжение за сердечный цикл, давление
Постоянные значения расходов	[78]	Оптимизация	Давление, пристеночное касательное напряжение
Замкнутая полная модель кровообращения	[79]	Нет	Qp/Qs, давление
	[80]	Оптимизация	QLPA / QRPA, давление
	[83]	Нет	Qp / Qs, сатурация, расход
	[81]	Да	Пристеночное касательное напряжение, индекс колебаний касательного напряжения, относительное время пребывания, сатурация

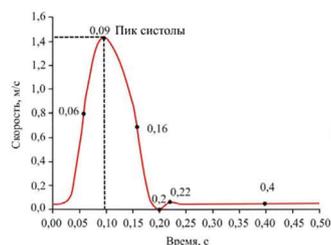
исходят активация и последующее агрегирование тромбоцитов в вихревых потоках при малом объемном расходе.

В работе С.Ж. Артурса и соавт. была представлена многоуровневая модель кровотока у ребенка, включающая трехмерную модель системы «аорта – шунт» с граничными условиями, отражающими влияние сердечно-сосудистой системы и сердечного цикла в виде 0D-моделей [80]. Рассматривался лишь шунт от брахиоцефальной артерии. В результате моделирования было показано, что после операции наблюдается уменьшение диаметра

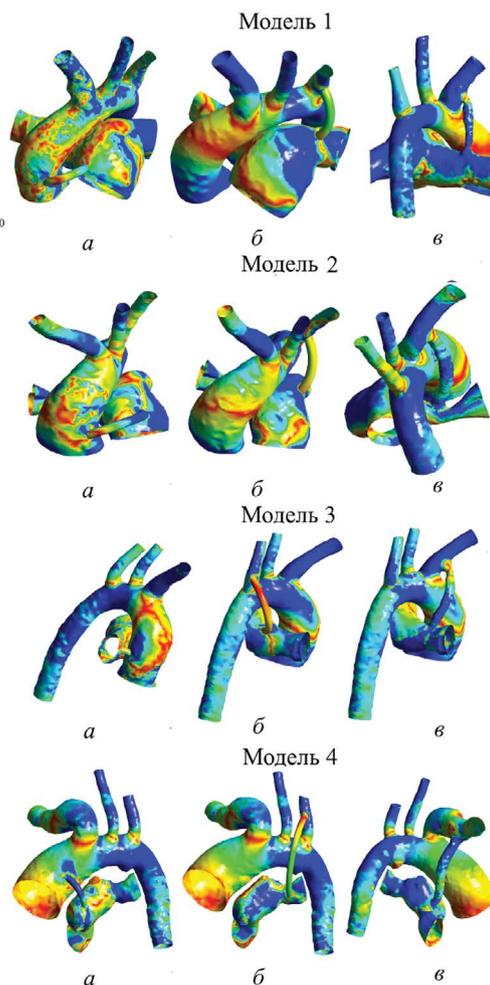
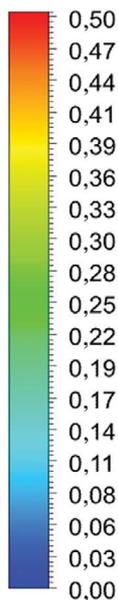
шунта на 22 %, что влияет на распределение кровотока. Также в работе приведены результаты численного эксперимента. Вместо шунта стандартной формы проводился расчет эффективности шунта с расширениями на концах. Было показано, что при установке шунта с данной формой массовый расход и давление увеличиваются на 9 и 7 % соответственно.

Статья А.Г. Кучумова и соавт. была посвящена рассмотрению модели течения крови в системе «аорта – шунт – легочная артерия» [84]. Был получен набор геометрических образов у четырех пациентов для

**Рис. 5.** Распределение индекса колебаний касательного напряжения: центральный шунт (а); правый шунт (б); левый шунт (в) [84]



Индекс колебаний касательных напряжений



последующего импорта в конечно-элементную программу ANSYS CFX с целью решения задачи гемодинамики. Анализировались три варианта установки модифицированного шунта Блэлока – Тауссига с помощью распространенных гемодинамических показателей (пристеночное касательное напряжение, среднее пристеночное касательное напряжение за сердечный цикл, индекс колебаний касательного напряжения, относительное время пребывания). Было выявлено, что варианты формирования шунта должны быть индивидуальны, то есть должны учитывать анатомо-физиологические особенности конкретного пациента. Отмечена несимметричность кровотока в легочных артериях в различных местах имплантации шунта. Также было проведено сравнение работоспособности гемодинамических показателей для оценки эффективности модифицированного шунта Блэлока – Тауссига.

Гемодинамические параметры (в частности, потеря энергии) были рассчитаны для конкретного пациента в работе S. Piskin и соавт. с учетом 4 различных конфигураций шунта и его радиуса (3,5; 4; 5 мм) [73]. В результате выявлено, что при установке шунта от брахиоцефальной артерии, по сравнению с центральным шунтом, наблюдается увеличение расхода в правую легочную артерию на 12 % и снижение кровотока в левую легочную артерию на 40 %. Было также отмечено, что правая и левая конфигурации модифицированного шунта Блэлока – Тауссига обеспечивают достаточную перфузию легочной артерии при высоком артериальном давлении и являются предпочтительными для пациентов с риском переполнения легочного кровообращения. В противном случае рекомендуется использование центральных шунтов.

## Заключение

Данный обзор посвящен историческим аспектам развития применения модифицированного шунта Блэлока – Тауссига и использования математического моделирования для прогнозирования и количественной оценки гемодинамических показателей кровотока. Можно сделать вывод, что современные достижения математического моделирования и биомеханического анализа с минимальным риском и максимальной эффективностью помогут определить оптимальную локализацию модифицированного шунта Блэлока – Тауссига, его необходимый диаметр и ряд дополнительных параметров, которые позволят добиться значительного снижения летальности и улучшить прогноз в целом в данной группе пациентов.

## Список литературы / References

1. Driscoll D.J., Michels V.V., Gersony W.M., Hayes C.J., Keane J.F., Kidd L., Pieroni D.R., Rings L.J., Wolfe R.R., Weidman W.H. Occurrence risk for congenital heart defects in relatives of patients with aortic stenosis, pulmonary stenosis, or ventricular septal defect. *Circulation*. 1993;87(2 Suppl):1114-1120. PMID: 8425317.
2. McKenzie E.D., Khan M.S., Samayoa A.X., Vener D.S., Ishak Y.M., Santos A.B., Heinle J.S., Fraser C.D. Jr. The Blalock-Taussig shunt revisited: a contemporary experience. *J Am Coll Surg*. 2013;216(4):699-704. PMID: 23415555. <https://doi.org/10.1016/j.jamcollsurg.2012.12.027>
3. Williams J.A., Bansal A.K., Kim B.J., Nwakanma L.U., Patel N.D., Seth A.K., Alejo D.E., Gott V.L., Vricella L.A., Baumgartner W.A., Cameron D.E. Two thousand Blalock-Taussig shunts: a six-decade experience. *Ann Thorac Surg*. 2007;84(6):2070-2075. PMID: 18036938. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2007.06.067>
4. Moulton A.L., Brenner J.I., Ringel R., Nordenberg A., Berman M.A., Ali S., Burns J. Classic versus modified Blalock-Taussig shunts in neonates and infants. *Circulation*. 1985;72(3 Pt 2):1135-1144. PMID: 4028366.
5. de Leval M.R., McKay R., Jones M., Stark J., Macartney F.J. Modified Blalock-Taussig shunt. Use of subclavian artery orifice as flow regulator in prosthetic systemic-pulmonary artery shunts. *Thorac Cardiovasc Surg*. 1981;81(1):112-119. PMID: 6450303.
6. Gold J.P., Violaris K., Engle M.A., Klein A.A., Ehlers K.H., Lang S.J., Levin A.R., Moran F., O'Loughlin J.E., Snyder M.S. A five-year clinical experience with 112 Blalock-Taussig shunts. *J Card Surg*. 1993;8(1):9-17. PMID: 8422496. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8191.1993.tb00571.x>
7. Curzon C.L., Milford-Beland S., Li J.S., O'Brien S.M., Jacobs J.P., Jacobs M.L., Welke K.F., Lodge A.J., Peterson E.D., Jagers J. Cardiac surgery in infants with low birth weight is associated with increased mortality: analysis of the Society of Thoracic Surgeons Congenital Heart Database. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2008;135(3):546-551. PMID: 18329467. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2007.09.068>
8. Alsoufi B., Gillespie S., Mori M., Clabby M., Kanter K., Kogon B. Factors affecting death and progression towards next stage following modified Blalock-Taussig shunt in neonates. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2016;50(1):169-177. PMID: 26912652. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezw017>
9. 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. *Ann Thorac Surg*. 2011;92(2):642-651. PMID: 21550583. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.02.030>
10. Cao J.Y., Phan K., Ayer J., Celermajer D.S., Winlaw D.S. Long term survival of hypoplastic left heart syndrome infants: Meta-analysis comparing outcomes from the modified Blalock-Taussig shunt and the right ventricle to pulmonary artery shunt. *Int J Cardiol*. 2018;254:107-116. PMID: 29407078. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2017.10.040>
11. Myers J.W., Ghanayem N.S., Cao Y., Simpson P., Trapp K., Mitchell M.E., Tweddell J.S., Woods R.K. Outcomes of systemic to pulmonary artery shunts in patients weighing less than 3 kg: analysis of shunt type, size, and surgical approach. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2014;147(2):672-677. PMID: 24252942. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2013.09.055>
12. Li J.S., Yow E., Berezny K.Y., Rhodes J.F., Bokesch P.M., Charpie J.R., Forbus G.A., Mahony L., Boshkov L., Lambert V., Bonnet D., Michel-Behnke I., Graham T.P., Takahashi M., Jagers J., Califf R.M., Rakhit A., Fontecave S., Sanders S.P. Clinical outcomes of palliative surgery including a systemic-to-pulmonary artery shunt in infants with cyanotic congenital heart disease: does aspirin make a difference? *Circulation*. 2007;116(3):293-297. PMID: 17592082. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.652172>
13. Ahmad U., Fatimi S.H., Naqvi I., Atiq M., Moizuddin S.S., Sheikh K.B., Shahbuddin S., Naseem T.M., Javed M.A. Modified Blalock-Taussig shunt: immediate and short-term follow-up results in neonates. *Heart Lung Circ*. 2008;17(1):54-58. PMID: 17683985. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2007.06.003>
14. Yokota M., Muraoka R., Aoshima M., Nomoto S., Shiraishi Y., Nakano H., Ueda K., et al. Modified Blalock-Taussig shunt following long-term administration of prostaglandin E1 for ductus-dependent neonates with cyanotic congenital heart disease. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1985;90(3):399-403. PMID: 4033176.
15. Hanley F.L., Sade R.M., Blackstone E.H., Kirklin J.W., Freedom R.M., Nanda N.C. Outcomes in neonatal pulmonary atresia with intact ventricular septum. A multiinstitutional study. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1993;105(3):406-243, 424-427. PMID: 8445920.
16. Hanley F.L., Sade R.M., Freedom R.M., Blackstone E.H., Kirklin J.W. Outcomes in critically ill neonates with pulmonary stenosis and intact ventricular septum: a multiinstitutional study. Congenital Heart Surgeons Society. *J Am Coll Cardiol*. 1993;22(1):183-192. PMID: 8509540. [https://doi.org/10.1016/0735-1097\(93\)90833-m](https://doi.org/10.1016/0735-1097(93)90833-m)
17. Dave H.H. Modified Blalock-Taussig shunt: simple but unpredictable. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2016;50(1):178-179. PMID: 27032468. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezw115>

18. Shibata M., Itatani K., Oka N., Yoshii T., Nakamura Y., Kitamura T., Horai T., Miyaji K. Optimal graft size of modified Blalock-Taussig shunt for biventricular circulation in neonates and small infants. *Int Heart J.* 2015;56(5):533-536. PMID: 26370364. <https://doi.org/10.1536/ihj.15-042>
19. Gedicke M., Morgan G., Parry A., Martin R., Tulloh R. Risk factors for acute shunt blockage in children after modified Blalock-Taussig shunt operations. *Heart Vessels.* 2010;25(5):405-409. PMID: 20676963. <https://doi.org/10.1007/s00380-009-1219-1>
20. Chittithavorn V., Duangpakdee P., Rergkhang C., Pruekprasert N. Risk factors for in-hospital shunt thrombosis and mortality in patients weighing less than 3 kg with functionally univentricular heart undergoing a modified Blalock-Taussig shunt. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2017;25(3):407-413. PMID: 28520941. <https://doi.org/10.1093/icvts/ivx147>
21. Wells W.J., Yu R.J., Batra A.S., Monforte H., Sintek C., Starnes V.A. Obstruction in modified Blalock shunts: a quantitative analysis with clinical correlation. *Ann Thorac Surg.* 2005;79(6):2072-2076. PMID: 15919312. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2004.12.050>
22. Bove T., Vandekerckhove K., Panzer J., De Groote K., De Wolf D., François K. Disease-specific outcome analysis of palliation with the modified Blalock-Taussig shunt. *World J Pediatr Congenit Heart Surg.* 2015;6(1):67-74. PMID: 25548346. <https://doi.org/10.1177/2150135114558690>
23. Deally C., Hancock B.J., Giddins N., Hawkins L., Odum J. Primary antiphospholipid syndrome: a cause of catastrophic shunt thrombosis in the newborn. *J Cardiovasc Surg (Torino).* 1999;40(2):261-264. PMID: 10350114.
24. Watanabe M., Aoki M., Fujiwara T. Thrombotic occlusion of Blalock-Taussig shunt in a patient with unnoticed protein C deficiency. *Gen Thorac Cardiovasc Surg.* 2008;56(11):544-546. PMID: 19002753. <https://doi.org/10.1007/s11748-008-0295-y>
25. Dirks V., Prêtre R., Knirsch W., Valsangiacomo Buechel E.R., Seifert B., Schweiger M., Hübler M., Dave H. Modified Blalock-Taussig shunt: a not-so-simple palliative procedure. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2013;44(6):1096-1102. PMID: 23539419. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezt172>
26. Tempe D.K., Virmani S. Coagulation abnormalities in patients with cyanotic congenital heart disease. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2002;16(6):752-765. PMID: 12486661. <https://doi.org/10.1053/jcan.2002.128436>
27. Odum 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;92(9 Suppl):II256-II261. PMID: 7586420. <https://doi.org/10.1161/01.cir.92.9.256>
28. Zahorec M., Hrubsova Z., Skrak P., Poruban R., Nosal M., Kovackova L. A comparison of Blalock-Taussig shunts with and without closure of the ductus arteriosus in neonates with pulmonary atresia. *Ann Thorac Surg.* 2011;92(2):653-658. PMID: 21704288. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2011.04.008>
29. Sahoo T.K., Chauhan S., Sahu M., Bisoi A., Kiran U. Effects of hemodilution on outcome after modified Blalock-Taussig shunt operation in children with cyanotic congenital heart disease. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2007;21(2):179-183. PMID: 17418728. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2006.01.029>
30. Zhou T., Wang Y., Liu J., Wang Y., Wang Y., Chen S., Zhou C., Dong N. Pulmonary artery growth after modified Blalock-Taussig shunt: A single center experience. *Asian J Surg.* 2020;43(2):428-437. PMID: 31255465. <https://doi.org/10.1016/j.asjsur.2019.06.002>
31. Glatz A.C., Petit C.J., Goldstein B.H., Kelleman M.S., McCracken C.E., McDonnell A., Buckey T., Mascio C.E., Shashidharan S., Ligon R.A., Ao J., Whiteside W., Wallen W.J., Metcalf C.M., Aggarwal V., Agrawal H., Qureshi A.M. Comparison between patent ductus arteriosus stent and modified Blalock-Taussig shunt as palliation for infants with ductal-dependent pulmonary blood flow: insights from the congenital catheterization research collaborative. *Circulation.* 2018;137(6):589-601. PMID: 29042354. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.117.029987>
32. Kiran U., Aggarwal S., Choudhary A., Uma B., Kapoor P.M. The Blalock and Taussig shunt revisited. *Ann Card Anaesth.* 2017;20(3):323-330. PMID: 28701598, PMCID: PMC5535574. [https://doi.org/10.4103/aca.ACA\\_80\\_17](https://doi.org/10.4103/aca.ACA_80_17)
33. Keshmiri A., Andrews K. *Vascular flow modelling using computational fluid dynamics.* In: Keshmiri A., Andrews K. Handbook of Vascular Biology Techniques. Springer Nature; 2015. p. 343-361
34. Tricarico R., He Y., Tran-Son-Tay R., Laquian L., Beck A.W., Berceli S.A. Anatomic and hemodynamic investigation of an occluded common carotid chimney stent graft for hybrid thoracic aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg Cases Innov Tech.* 2019;5(2):187-194. PMID: 31193609, PMCID: PMC6536778. <https://doi.org/10.1016/j.jvscit.2019.02.007>
35. Papaioannou T.G., Stefanadis C. Vascular wall shear stress: basic principles and methods. *Hellenic J Cardiol.* 2005;46(1):9-15. PMID: 15807389.
36. Malek A.M., Jackman R., Rosenberg R.D., Izumo S. Endothelial expression of thrombomodulin is reversibly regulated by fluid shear stress. *Circ Res.* 1994;74(5):852-860. PMID: 8156632. <https://doi.org/10.1161/01.res.74.5.852>
37. Malek A.M., Alper S.L., Izumo S. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA.* 1999;282(21):2035-2042. PMID: 10591386. <https://doi.org/10.1001/jama.282.21.2035>
38. Resnick N., Yahav H., Shay-Salit A., Shushy M., Schubert S., Zilberman L.C.M., Wofovitz E. Fluid shear stress and the vascular endothelium: for better and for worse. *Prog Biophys Mol Biol.* 2003;81(3):177-199. PMID: 12732261. [https://doi.org/10.1016/s0079-6107\(02\)00052-4](https://doi.org/10.1016/s0079-6107(02)00052-4)
39. Levesque M.J., Nerem R.M., Sprague E.A. Vascular endothelial cell proliferation in culture and the influence of flow. *Biomaterials.* 1990;11(9):702-707. PMID: 2090307. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(90\)90031-k](https://doi.org/10.1016/0142-9612(90)90031-k)
40. Traub O., Berk B.C. Laminar shear stress: mechanisms by which endothelial cells transduce an atheroprotective force. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 1998;18(5):677-685. PMID: 9598824. <https://doi.org/10.1161/01.atv.18.5.677>
41. Amaya R., Cancel L.M., Tarbell J.M. Interaction between the Stress Phase Angle (SPA) and the Oscillatory Shear Index (OSI) Affects Endothelial Cell Gene Expression. *PLoS One.* 2016;11(11):e0166569. PMID: 27846267, PMCID: PMC5112904. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0166569>
42. Himgurg 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. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2004;286(5):H1916-H1922. PMID: 14715506. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00897.2003>
43. Буренчев Д.В., Копылов Ф.Ю., Быкова А.А., Гамилов Т.М., Гогниева Д.Г., Симаков С.С., Василевский Ю.В. Математическая модель прогнозирования кровотока в экстракраниальных отделах брахиоцефальных артерий на предоперационном этапе каротидной эндартерэктомии. *Российский кардиологический журнал*. 2017;22(4):88-92. [Burenchev D.V., Kopylov F.Yu., Bykova A.A., Gamilov T.M., Gognieva D.G., Simakov S.S., Vasilevsky Yu.V. Mathematical Modelling of Circulation in Extracranial Brachiocephalic Arteries at Pre-Operation Stage in Carotid Endarterectomy. *Russian Journal of Cardiology*. 2017;22(4):88-92. (In Russ.)] <https://doi.org/10.15829/1560-4071-2017-4-88-92>
  44. Гогниева Д.Г., Сыркин А.Л., Василевский Ю.В., Симаков С.С., Мелерзанов А.В., Fuyou Liang, Ломоносова А.А., Быкова А.А., Ел Манаа Х.Э., Копылов Ф.Ю. Неинвазивная оценка фракционного резерва коронарного кровотока с применением методики математического моделирования у пациентов с ишемической болезнью сердца. *Кардиология*. 2018;58(12):85-92. [Gognieva D.G., Syrkin A.L., Vassilevski Yu.V., Simakov S.S., Melerzanov A.V., Fuyou Liang, Lomonosova A.A., Bykova A.A., El Manaa H.E., Kopylov Ph.Yu. Noninvasive assessment of fractional flow reserve using mathematical modeling of coronary flow. *Cardiology*. 2018;58(12):85-92. (In Russ.)] <https://doi.org/10.18087/cardio.2018.12.10164>
  45. Khlebnikov R., Figueroa C.A. CRIMSON: Towards a software environment for patient-specific blood flow simulation for diagnosis and treatment. In: Oyarzun-Laura C. et al. (Eds.) *Lecture notes in computer science*. Springer International Publishing Switzerland; 2016. p. 1-9. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-31808-0\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-31808-0_2)
  46. Kuchumov A. Biomechanical modelling of bile flow in the biliary system. *MATEC Web of Conferences. NCTAM 2017 – 13th National Congress on Theoretical and Applied Mechanics*. 2018;145(04004):15. <https://doi.org/10.1051/mateconf/201814504004>
  47. Naci H., Salcher-Konrad M., McGuire A., Berger F., Kuehne T., Goubergrits L., Muthurangu V., Wilson B., Kelm M. Impact of predictive medicine on therapeutic decision making: a randomized controlled trial in congenital heart disease. *NPJ Digit Med*. 2019;2:17. PMID: 31304365, PMCID: PMC6550204. <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0085-1>
  48. Zhong L., Zhang J.-M., Su B., Tan R.S., Allen J.C., Kassab G.S. Application of patient-specific computational fluid dynamics in coronary and intra-cardiac flow simulations: challenges and opportunities. *Front Physiol*. 2018;9:742. PMID: 29997520, PMCID: PMC6028770. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00742>
  49. Wittek A., Grosland N.M., Joldes G.R., Magnotta V., Miller K. From finite element meshes to clouds of points: a review of methods for generation of computational biomechanics models for patient-specific applications. *Ann Biomed Eng*. 2016;44(1):3-15. PMID: 26424475. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1469-2>
  50. Updegrove A., Wilson N.M., Mewkow J., Lan H., Marsden A.L., Shadden S.C. SimVascular: An open source pipeline for cardiovascular simulation. *Ann Biomed Eng*. 2017;45(3):525-541. PMID: 27933407, PMCID: PMC6546171. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1762-8>
  51. Kuchumov A., Tuktamyshev V., Kamaltdinov M. Peristaltic flow of lithogenic bile in the Vater's papilla as non-Newtonian fluid in the finite-length tube: analytical and numerical results for reflux study and optimization. *Lekar a Technika*. 2017; 47(2):35-42.
  52. Кучумов А.Г. Математическое моделирование перистальтического течения литогенной желчи через проток при рубцовом стенозе, рассматриваемый в виде трубки с сужающимися стенками конечной длины. *Российский журнал биомеханики*. 2016;20(2):96-115. [Kuchumov A.G. Mathematical modeling of the peristaltic flow of lithogenic bile through the duct with cicatricial stenosis, considered as a tube with tapering walls of finite length. *Russian Journal of Biomechanics*. 2016;20(2):96-115. (In Russ.)]
  53. Хайрулин А.Р., Кучумов А.Г., Породииков А.А. Персонализированная модель кровообращения у детей с врожденным пороком сердца для оценки эффективности шунтирования. *XII Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики*. Сборник трудов. 19–24 августа 2019 г.; Уфа, Россия. 2019. с. 240-242. [Khairulin A.R., Kuchumov A.G., Porodikov A.A. A personalized model of blood circulation in children with congenital heart disease to assess the effectiveness of bypass surgery. *XII All-Russian Congress on Fundamental Problems of Theoretical and Applied Mechanics*. Collection of works. August 19-24, 2019; Ufa, Russia. 2019. p. 240-242. (In Russ.)]
  54. Кожанов А.С., Дударь О.И., Кучумов А.Г., Тропин В.А., Туктамышев В.С. Определение формы и параметров протока пациента при рубцовом стенозе in vivo с помощью методов лучевой диагностики. *Master's Journal*. 2016;2:319-324. [Kozhanov A.S., Dudar' O.I., Kuchumov A.G., Tropin V.A., Tuktamyshev V.S. Determination of the shape and parameters of the patient's duct at the papillary stenosis in vivo by the methods of x-ray diagnostics. *Master's Journal*. 2016;2:319-324. (In Russ.)]
  55. Перетягин М.А., Кучумов А.Г. Исследование течения желчи в желчевыводящих путях с учетом взаимодействия «жидкость – твердое тело». *Математическое моделирование в естественных науках*. 2016;1:524-525. [Peretyagin M.A., Kuchumov A.G. Investigation of the course of bile in the biliary tract, taking into account the interaction "liquid – solid". *Mathematical modeling in the natural sciences*. 2016;1:524-525. (In Russ.)]
  56. Кучумов А.Г., Самарцев В.А., Няшин Ю.И., Породииков А.А. Применение методов вычислительной гидродинамики в решении актуальных задач хирургии. Современный мир, актуальные вопросы биоэтики, молекулярной и персонализированной медицины. *Сборник материалов Международного евро-азиатского конгресса по вопросам биоэтики, молекулярной и персонализированной медицины*; «Biomed-inn-2019» 5–8 ноября 2019 г.; Пермь, Россия. 2019. с. 92-96. [Kuchumov A.G., Samartsev V.A., Nyashin Y.I., Porodikov A.A. Application of computational fluid dynamics methods in solving urgent surgery problems. The modern world, topical issues of bioethics, molecular and personalized medicine. *Collection of materials of the International Euro-Asian Congress on bioethics, molecular and personalized medicine*. «Biomed-inn-2019» November 5-8 2019; Perm, Russia. 2019. p. 92-96. (In Russ.)]

57. Kuchumov A.G., Selyaninov A. *Application of computational fluid dynamics in biofluids simulation to solve actual surgery tasks*. In: Ahram T., Taiar R., Colson S., Choplin A. (eds) Human Interaction and Emerging Technologies. IHET 2019. Advances in Intelligent Systems and Computing. Cham: Springer; 2020;1018. p. 576-580. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-25629-6\\_89](https://doi.org/10.1007/978-3-030-25629-6_89)
58. Кучумов А.Г., Камалутдинов А.М., Лукин П.С. Математическое моделирование течения химуса в персонализированной модели толстого кишечника. *Колопроктология*. 2019;18(53(69)):100-101. [Kuchumov A.G., Kamalutdinov A.M., Lukin P.S. The Mathematical modeling of the flow of chyme in the patient-specific colon model. *Coloproctology*. 2019;18(53(69)):100-101. (In Russ.)]
59. Kuchumov A.G., Kamalutdinov M., Selyaninov A., Samartsev V. Numerical simulation of biliary stent clogging. *Series on Biomechanics*. 2019;33(1):3-15.
60. Гейдаров Н.А., Гайнуллова К.С., Дрыгина О.С. Компьютерные методы моделирования течения крови в задачах кардиологии и кардиохирургии. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний*. 2018;7(2):129-136. [Geydarov N.A., Gainullova K.S., Drygina O.S. Computational blood flow simulations in cardiology and cardiac surgery. *Complex Problems of Cardiovascular Diseases*. 2018;7(2):129-136. (In Russ.)] <https://doi.org/10.17802/2306-1278-2018-7-2-129-136>
61. Овчаренко Е.А., Онищенко П.С., Клышников К.Ю., Ганюков В.И., Шилов А.А., Верещагин И.Е., Коков А.Н., Тарасов Р.С., Борисов В.Г., Захаров Ю.Н., Барбараш Л.С. Численное моделирование гемодинамики при повторном протезировании клапана сердца. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2019;23(3):30-38. [Ovcharenko E.A., Onishchenko P.S., Klyshnikov K.Y., Ganyukov V.I., Shilov A.A., Vereshchagin I.E., Kokov A.N., Tarasov R.S., Barbarash L.S., Borisov V.G., Zakharov Y.N. Numerical modeling of hemodynamics for repeated heart valve replacement. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2019;23(3):30-38. (In Russ.)] <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2019-3-30-38>
62. Базылев В.В., Воеводин А.Б., Захарова А.С., Россейкин Е.В. Непосредственные клинические и гемодинамические результаты транскатетерной имплантации протеза аортального клапана «МЕДЛАБ-КТ». *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2018;22(3):17-24. [Bazylev V.V., Voyevodin A.B., Zakharova A.S., Rosseykin E.V. Early clinical and hemodynamic results of transcatheter aortic valve implantation using the "MEDLAB-KT" prosthesis. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2018;22(3):17-24. (In Russ.)] <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2018-3-17-24>
63. Симаков С.С., Гамилов Т.М., Копылов Ф.Ю., Василевский Ю.В. Оценка гемодинамической значимости стеноза при множественном поражении коронарных сосудов с помощью математического моделирования. *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины*. 2016;162(7):128-132. Simakov S.S., Gamilov T.M., Kopylov F.Yu., Vasilevsky Yu.V. [Estimation of the Hemodynamic Significance of Stenosis in Multiple Coronary Vascular Disease using Mathematical Modeling. *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. 2016;162(7):128-132. (In Russ.)]
64. Laganà 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. *J Biomech*. 2005;38(5):1129-1141. PMID: 15797594. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.027>
65. 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. *Comput Math Methods Med*. 2019;2019:1502318. PMID: 30863453, PMCID: PMC6378018. <https://doi.org/10.1155/2019/1502318>
66. 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. *Comput Methods and Programs Biomed*. 2020;186:105223. PMID: 31760306. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105223>
67. Esmaily-Moghadam M., Vignon-Clementel I.E., Figliola R., Marsden A.L. A modular numerical method for implicit 0D/3D coupling in cardiovascular finite element simulations. *Journal of Computational Physics*. 2013;244:63-79. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcp.2012.07.035>
68. Ceballos A., Argueta-Morales I.R., Divo E., Osorio R., Caldarone C.A., Kassab A.J., Decampoli W.M. Computational analysis of hybrid Norwood circulation with distal aortic arch obstruction and reverse Blalock-Taussig shunt. *Ann Thorac Surg*. 2012;94(5):1540-1550. PMID: 22981256. <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2012.06.043>
69. Corsini C., Migliavacca F., Hsia T.-Y., Pennati G., Modeling of Congenital Hearts Alliance (MOCHA) Investigators. 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. *J Biomech*. 2018;79:97-104. PMID: 30097266. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.042>
70. DeCampoli W.M., Argueta-Morales I.R., Divo E., Kassab A.J. Computational fluid dynamics in congenital heart disease. *Cardiol Young*. 2012;22(6):800-808. PMID: 23331605. <https://doi.org/10.1017/S1047951112002028>
71. Arnaz A., Pişkin Ş., Oğuz G.N., Yalçınbaş Y., Pekkan K., Sarioğlu T. Effect of modified Blalock-Taussig shunt anastomosis angle and pulmonary artery diameter on pulmonary flow. *Anatol J Cardiol*. 2018;20(1):2-8. PMID: 29952372, PMCID: PMC6237788. <https://doi.org/10.14744/AnatolJCardiol.2018.54810>
72. Zhao X., Liu Y., Ding J., Ren X., Bai F., Zhang M., Ma L., Wang W., Xie J., Qiao A. Hemodynamic effects of the anastomoses in the modified Blalock-Taussig shunt: A numerical study using a 0D/3D coupling method. *J Mech Med Biol*. 2015;15(1):1550017. <https://doi.org/10.1142/S0219519415500177>
73. Piskin S., Altin H.F., Yildiz O., Bakir I., Pekkan K. Hemodynamics of patient-specific aorta-pulmonary shunt configurations. *J Biomech*. 2017;50:166-171. PMID: 27866675. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.014>
74. Liu J., Sun Q., Umezu M., Qian Y., Hong H., Du Z., Wang Q., Sun Y., Liu J. Influence of conduit angles on hemodynamics of modified Blalock-Taussig shunt: Computational analysis

- of patient-specific virtual procedures. In: Ma S., Jia L., Li X., Wang L., Zhou H., Sun X. (eds.) Life System Modeling and Simulation. International Conference on Life System Modeling and Simulation, LSMS 2014 and International Conference on Intelligent Computing for Sustainable Energy and Environment, ICSEE 2014 Shanghai, China, September 20–23, 2014 Proceedings. Communications in Computer and Information Science. 2014;461(Part I). Berlin; Heidelberg: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-45283-7>
75. Liu J., Sun Q., Hong H., Sun Y., Liu J., Qian Y., Wang Q., Umezu M. Medical image-based hemodynamic analysis for modified Blalock-Taussig shunt. *J Mech Med Biol.* 2015;15(3):1550035. <https://doi.org/10.1142/S0219519415500359>
  76. Mroczek T., Małota Z., Wójcik E., Nawrat Z., Skalski J. Norwood with right ventricle-to-pulmonary artery conduit is more effective than Norwood with Blalock-Taussig shunt for hypoplastic left heart syndrome: Mathematic modeling of hemodynamics. *Eur J Cardiothoracic Surg.* 2011;40(6):1412-1418. PMID: 21546259. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2011.03.033>
  77. Liu J., Sun Q., Qian Y., Hong H., Liu J. Numerical simulation and hemodynamic analysis of the modified Blalock-Taussig shunt. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2013;2013:707-710. PMID: 24109785. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609598>
  78. Bao G. *Optimization of Blalock-Taussig shunt and anastomotic geometry for vascular access fistula using a genetic algorithm.* St. Louis: Washington University in St. Louis; 2015.
  79. Pennati G., Migliavacca F., Gervaso F., Dubini G. Assessment by computational and in vitro studies of the blood flow rate through modified Blalock-Taussig shunts. *Cardiol Young.* 2004;14(Suppl 3):24-29. PMID: 15903098. <https://doi.org/10.1017/s1047951104006511>
  80. Arthurs C.J., Agarwal P., John A.V., Dorfman A.L., Grifka R.G., Figueroa C.A. Reproducing patient-specific hemodynamics in the Blalock-Taussig circulation using a flexible multi-domain simulation framework: Applications for optimal shunt design. *Front Pediatr.* 2017;5:78. PMID: 28491863, PMCID: PMC5405677. <https://doi.org/10.3389/fped.2017.00078>
  81. Esmaily-Moghadam M., Murtuza B., Hsia T.-Y., Marsden A. Simulations reveal adverse hemodynamics in patients with multiple systemic to pulmonary shunts. *J Biomech Eng.* 2015;137(3):0310011-03100112. PMID: 25531794, PMCID: PMC4321115. <https://doi.org/10.1115/1.4029429>
  82. Waniewski J., Kurowska W., Mizerski J.K., Trykozko A., Nowiński K., Brzezińska-Rajszyz G., Kościeszka A. The effects of graft geometry on the patency of a systemic-to-pulmonary shunt: A computational fluid dynamics study. *Artif Organs.* 2005;29(8):642-650. PMID: 16048481. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2005.29102.x>
  83. 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-S210. PMID: 21911814. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.010769>
  84. Кучумов А.Г., Хайрулин А.Р., Биянов А.Н., Породииков А.А., Арутюнян В.Б., Синельников Ю.С. Оценка эффективности установки модифицированного шунта Блэлок – Тауссиг у детей с врожденным пороком сердца. *Российский журнал биомеханики.* 2020;24(1):76-96. [Kuchumov A.G., Khairulin A.R., Biyanov A.N., Porodikov A.A., Arutyunyan V.B., Sinelnikov Yu.S. Effectiveness of Blalock-Taussig shunt performance in the congenital heart disease children. *Russian Journal of Biomechanics.* 2020;24(1):76-96. (In Russ.)]
  85. Bove E.L., Migliavacca F., de Leval M.R., Balossino R., Pennati G., Lloyd T.R., Khambadkone S., Hsia T.-Y., Dubini G. Use of mathematic modeling to compare and predict hemodynamic effects of the modified Blalock-Taussig and right ventricle-pulmonary artery shunts for hypoplastic left heart syndrome. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2008;136(2):312-320e2. PMID: 18692636. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2007.04.078>
  86. 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. *Comput Math Methods Med.* 2020;2020:4720908. PMID: 32148557, PMCID: PMC7042498. <https://doi.org/10.1155/2020/4720908>
  87. Sant'anna J.R.M., Pereira D.C., Kalil R.A.K., Prates P.R., Horowitz E., Sant'anna R.T., Prates P.R.L., Nesralla I.A. Computer dynamics to evaluate blood flow through the modified Blalock-Taussig shunt. *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 2003;18(3):253-260. <https://doi.org/10.1590/S0102-76382003000300010>
  88. Malota Z., Nawrat Z., Kostka P., Mizerski J., Nowinski K., Waniewski J. Physical and computer modelling of blood flow in a systemic-to-pulmonary shunt. *Int J Artif Organs.* 2004;27(11):990-999. PMID: 15636057. <https://doi.org/10.1177/039139880402701112>
  89. Marsden A.L. Simulation based planning of surgical interventions in pediatric cardiology. *Phys Fluids* (1994). 2013;25(10):101303. PMID: 24255590, PMCID: PMC3820639. <https://doi.org/10.1063/1.4825031>

## Application of mathematical modelling for the evaluation of the results of systemic-pulmonary shunts formation

Yuriy S. Sinelnikov<sup>1</sup>, Vagram B. Arutunyan<sup>1</sup>, Artem A. Porodikov<sup>1</sup>, Aleksey N. Biyanov<sup>2</sup>, Vadim S. Tuktamyshev<sup>3</sup>, Marina I. Shmurak<sup>3</sup>, Aleksandr R. Khairulin<sup>3</sup>, Alex G. Kuchumov<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup> Sukhanov Federal Center of Cardiovascular Surgery, Perm, Russian Federation

<sup>2</sup> E.A. Vagner Perm State Medical University, Perm, Russian Federation

<sup>3</sup> Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

<sup>4</sup> Kazan Federal University, Kazan, Russian Federation

**Corresponding author.** Aleksey N. Biyanov, [a.bianov@yandex.ru](mailto:a.bianov@yandex.ru)

Surgical treatment of congenital heart defects with the obstruction of the outflow tract of the right ventricle can be performed in several stages. The first stage of surgical correction is the creation of a systemic-pulmonary shunt, followed by radical correction. The main complications of systemic-pulmonary shunts are associated with the development of shunt thrombosis and hypervolemia of the pulmonary circulation. Currently, considering the importance of individual selection of a shunt for effective functioning, the main scientific search is aimed at creating optimal methods that consider all the hemodynamic features of a particular patient. Recently, the direction of mathematical modelling and biomechanical analysis in medicine has been actively developing, facilitating the objective evaluation of the accumulated clinical experience and is one of the main tools in evidence-based medicine. The use of computational fluid dynamics methods for modified Blalock-Taussig shunt analysis allows us evaluate the hemodynamic parameters for various configurations of shunts and anastomosis angles and improve the understanding of pathophysiological processes in the cardiovascular system before or after an application of the modified Blalock-Taussig shunt. Here, we provide an overview of the work related to the use of modelling for the calculation of the currents in the aorta-shunt-pulmonary artery system. It is noteworthy that most studies consider the personalised characteristics of the patients and are therefore highly likely to be used in clinical practice. The main hemodynamic parameters that are analysed with the computer calculations are described. Part of the work is devoted to the stages of computer modelling and the limitations in the implementation of these stages. We believe that this manuscript will be of interest to specialists in cardiovascular surgery and to the several scholars working in areas related to the use of digital technologies in medicine, mathematical modelling in medicine and biomechanics.

**Keywords:** biomechanics; computational fluid dynamics; congenital heart disease; mathematical modelling; systemic-pulmonary anastomosis

Received 30 January 2020. Revised 25 May 2020. Accepted 9 June 2020.

**Conflict of interest:** Authors declare no conflict of interest.

**Funding:** The work is supported by the program for the development of the Scientific and Educational Mathematical Center of the Volga Federal District (No. 075-02-2020-1478) and a grant for the development of the scientific school of the Perm Region "Computer biomechanics and digital technologies in biomedicine".

### Author contributions

Conception and design: Yu.S. Sinelnikov, V.B. Arutunyan, A.A. Porodikov, A.N. Biyanov, V.S. Tuktamyshev, M.I. Shmurak, A.R. Khairulin,

Drafting the article: A.A. Porodikov, A.N. Biyanov, A.G. Kuchumov

Critical revision of the article: A.N. Biyanov, A.G. Kuchumov

Final approval of the version to be published: Yu.S. Sinelnikov, V.B. Arutunyan, A.A. Porodikov, A.N. Biyanov, V.S. Tuktamyshev, M.I. Shmurak, A.R. Khairulin, A.G. Kuchumov

### ORCID ID

Yu.S. Sinelnikov, <https://orcid.org/0000-0002-6819-2980> V.B. Arutunyan, <https://orcid.org/0000-0002-1730-9050>

A.A. Porodikov, <http://orcid.org/0000-0003-3624-3226> A.N. Biyanov, <http://orcid.org/0000-0002-9314-3558>

V.S. Tuktamyshev, <https://orcid.org/0000-0002-3994-0388> M.I. Shmurak, <https://orcid.org/0000-0001-8060-7643>

A.R. Khairulin, <http://orcid.org/0000-0002-7506-5568> A.G. Kuchumov, <https://orcid.org/0000-0002-0466-175X>

**Copyright:** © 2020 Sinelnikov et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

**How to cite:** Sinelnikov Yu.S., Arutunyan V.B., Porodikov A.A., Biyanov A.N., Tuktamyshev V.S., Shmurak M.I., Khairulin A.R., Kuchumov A.G. Application of mathematical modelling for the evaluation of the results of systemic-pulmonary shunts formation. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2020;24(3):45-61. (In Russ.) <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2020-3-45-61>