

УДК 611.127

DOI: 10.24884/1682-6655-2023-22-4-4-10

В. Е. МИЛЮКОВ¹, В. А. БРЮХАНОВ², К. К. НГУЕН³

Анатомический механизм формирования гидродинамических условий организации потоков крови в полостях сердца

¹ Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования

«Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова»

Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия

117997, Россия, Москва, ул. Островитянова, д. 1

² Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования

«Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова»

Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), Москва, Россия

119991, Россия, Москва, ул. Трубецкая, д. 8, стр. 2

³ Университет им. Йерсена, г. Далат, Вьетнам

Вьетнам, г. Далат, ул. Тон Тхат Тунг, д. 27

E-mail: Milyucov@mail.ru

Статья поступила в редакцию 15.06.23 г.; принята к печати 08.09.23 г.

Резюме

Изучение закономерностей организации гемодинамических условий в полостях сердца является трудным вопросом, так как данный орган имеет сложную геометрическую конфигурацию и применение классических теорий гидродинамики приводит к значительным противоречиям, являющимся объектом дискуссий. В настоящее время исследователи склоняются к вихревой (смерчеобразной) организации движения потоков крови в сердце. Под вихревой организацией понимают структуру течения с круговым или закрученным перемещением крови вокруг виртуальной центральной оси, что обеспечивает ей способность накапливать кинетическую энергию (КЭ) во время закручивания. При этом закрученное движение крови следует отличать от турбулентного, для которого характерно хаотическое движение вихрей разных величин и диссипация КЭ. Целью настоящего обзора является обобщение результатов и выводов исследований, посвященных анатомическому механизму формирования условий организации закрученного движения потоков крови в левом желудочке (ЛЖ), а также клиническая оценка и способы исследования закрученных потоков у пациентов.

Ключевые слова: гемодинамика, полости сердца, тромбообразование

Для цитирования: Милюков В. Е., Брюханов В. А., Нгуен К. К. Анатомический механизм формирования гидродинамических условий организации потоков крови в полостях сердца. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2023;22(4):4–10. Doi: 10.24884/1682-6655-2023-22-4-4-10.

UDC 611.127

DOI: 10.24884/1682-6655-2023-22-4-4-10

V. E. MILYUKOV¹, V. A. BRYUKHANOV², K. K. NGUYEN³

Anatomical mechanism for forming hydrodynamic conditions of the blood flow organization in heart cavities

¹ Russian National Research Medical University named after N. I. Pirogov, Moscow, Russia

1, Ostrovityanova str., Moscow, Russia, 117991

² First Moscow State Medical University named after I. M. Sechenov (Sechenov University), Moscow, Russia

8, Trubeckaya str., Moscow, Russia, 119991

³ Yersin University of Da Lat, Da Lat City, Vietnam

27, Ton That Tung str., Da Lat City, Vietnam

E-mail: Milyucov@mail.ru

Received 15.06.23; accepted 08.09.23

Summary

Studying the regularities of organization of hemodynamic conditions in the heart cavities is a complex issue, since this organ has a complex geometric configuration and applying classical theories of hydrodynamics leads to significant contradictions, which are the object of discussion. Currently, researchers tend to vortex (tornado-like) organization of blood flow movement in the heart. A vortex organization is understood as a flow structure with circular or swirling movement of blood around a virtual central axis, which provides it with the ability to accumulate kinetic energy (KE) during swirling. At the same time, the swirling movement of blood should be distinguished from the turbulent one, which is characterized by the chaotic movement of vortices of different magnitudes and the dissipation of KE. The purpose of this review is to summarize the results and conclusions of studies on the anatomical mechanism of forming the conditions for the organization of swirling blood flow in the left ventricle (LV), as well as clinical evaluation and methods of studying swirling flows in patients.

Keywords: hemodynamics, heart cavities, thrombosis

For citation: Milyukov V. E., Bryukhanov V. A., Nguyen K. K. Anatomical mechanism of formation of hydrodynamic conditions for the organization of blood flows in the cavities of the heart. Regional hemodynamics and microcirculation. 2023;22(4):4–10. Doi: 10.24884/1682-6655-2023-22-4-4-10.

Введение

В цифровую эпоху развития фундаментальных и клинических медицинских знаний компьютерное моделирование позволяет находить ответы на ранее не изученные вопросы. Однако гидродинамические условия формирования потоков крови в полостях сердца остаются объектом дискуссий. В классической физиологии течение крови по магистральным сосудам характеризуется умеренными числами Рейнольдса, которые соответствуют ламинарному кровотоку [1]. При этом в областях разветвлений артерий формируются условия для создания турбулентного потока крови, который характеризуется повышенным риском тромбообразования [1]. Данная теория организации движения потоков крови доминировала последние десятилетия и существовала с допущениями критериев Рейнольдса (ньютоновская вязкость, стационарный поток и геометрия прямой круглой трубы), которые плохо соблюдаются для потоков крови, и следовательно, турбулентность можно ожидать при гораздо более низких числах Рейнольдса [2, 3]. К. М. Saqr et al. (2020) в своем исследовании сделали выводы о том, что физиологический кровоток находится в глобальной гидродинамической неустойчивости и турбулентный кровоток возможен в физиологических условиях [3]. Таким образом, гипотеза организации ламинарного и турбулентного потоков крови требует доработки и переосмысления.

Изучение закономерностей организации гемодинамических условий в полостях сердца является сложным вопросом, так как данный орган имеет неоднородную геометрическую конфигурацию и применение классических теорий гидродинамики приводит к значительным противоречиям. В настоящее время исследователи склоняются к вихревой (смерчеобразной) организации гидродинамики потоков крови в сердце [4–6]. Под вихревой организацией понимают структуру течения с круговым или закрученным движением крови, вращающимся вокруг виртуальной центральной оси, способной накапливать кинетическую энергию (КЭ) во время закручивания [7]. При этом закрученное движение крови следует отличать от турбулентного, для которого характерно хаотическое движение вихрей разных величин и диссипация КЭ [7].

Целью настоящего обзора является обобщение результатов и выводов исследований, посвященных анатомической организации закрученного движения потоков крови в левом желудочке (ЛЖ), а также клиническая оценка и способы исследования закрученных потоков у пациентов.

Основы формирования закрученного потока в ЛЖ

В сосудах, как правило, слои жидкости в центре кровотока движутся быстрее, чем периферические слои, расположенные в непосредственной близости от стенки сосуда, за счет трения [8, 9]. Когда поток крови из сосуда резко переходит в большую камеру, такую как предсердие или желудочек, периферические слои крови имеют тенденцию отклоняться от центральной струи (завихренность). Завихренность может вызвать

образование вихря, описываемого как вихревое движение, вращающегося вокруг виртуальной центральной оси. Вихри являются динамичными структурами, которые модулируют преобразование энергии и характеризуются внутренней нестабильностью [9]. В свою очередь, неустойчивость вихрей приводит к потере когерентности и турбулентности [8].

В норме во время диастолы, когда поток крови поступает в ЛЖ из левого предсердия, в эхокардиографической апикальной проекции по длинной оси появляются две вихревые структуры: основная структура находится впереди и вращается по часовой стрелке, другая – меньше и располагается сзади, вращаясь против часовой стрелки [7, 9, 10]. В исследовании Munoz et al. (2014) две вихревые структуры, наблюдаемые в ЛЖ, различают как: 1) вихрь, возникающий после фазы быстрого наполнения; 2) вихрь, возникающий после сокращения предсердий, который накапливает КЭ и перенаправляет поток крови к выходному тракту для облегчения сердечного выброса, способствуя закрытию митрального клапана. Таким образом, как считают авторы, приток крови к ЛЖ не создает постоянного вихревого кольца на протяжении всего сердечного цикла [11]. Вихревые потоки появляются в результате взаимодействия геометрии камеры ЛЖ и морфологии митрального клапана, на створках которого происходит сдвиг слоев жидкости и закручивание в вихрь [7]. В частности, физиологическое эксцентрическое положение устья митрального клапана и асимметрия его створок являются основными детерминантами вихря [7]. Однако по мнению других исследователей, два вихревых потока являются не чем иным, как результатом сечения двумерной эхокардиографической плоскостью, что на изображениях магнитно-резонансной томографии наблюдается в виде формирования единого вихревого кольца [4, 9]. А. В. Агафонов и др. (2021) считают, что в ЛЖ существует гидродинамическая система поддержания циркуляции потоков крови, поступающей из левого предсердия (ЛП) и струи, изгоняемой в аорту, а клапанный аппарат при этом выполняет пассивную роль, обеспечивая продолжение подвижной границы струи.

Формирование закрученного движения крови в ЛЖ можно разделить на следующие этапы [4, 7, 10]:

1 – *Наполнение ЛП*. Первичная закрутка массы крови происходит на вогнутой обтекаемой поверхности ЛП между устьями легочных вен при достаточной скорости натекающего потока.

2 – *Фаза быстрого наполнения ЛЖ*. После открытия митрального клапана (МК) поток крови поступает через предсердно-желудочковое отверстие и развивается слой сдвига (слой, разделяющий две области с различными скоростями, характеризуемыми высоким сдвиговым трением) на задних краях клапана, особенно передней его створки [4, 10]. Этот сдвиговый слой переходит вовнутрь полости ЛЖ к вершине и «сворачивается» в вихрь [10]. В продольном двухмерном (2D) виде поперечного сечения появляется вихревое кольцо в виде пары вихрей, вращающихся в противоположных направлениях, один – дистальнее передней митральной створки клапана (основная часть) и другой – дистальнее задней

створки [7]. В норме основной передний вихрь вращается по часовой стрелке, а вторичный задний вихрь вращается против часовой стрелки [7]. При этом циркуляция струи обеспечивает максимальную эвакуацию крови из ЛП.

3 – *Фаза медленного наполнения ЛЖ и сокращение предсердий.* Систола ЛП и в том числе его ушка обеспечивает циркуляцию остаточного объема в полости ЛП и «подсос» крови из легочных вен перед закрытием митрального клапана. Возникает второе вихревое кольцо, которое совмещается с остаточным ранним вихревым кольцом [7].

4 – *Начало изометрической фазы.* После закрытия МК в полости ЛЖ формируется доминантный вихрь, ось которого направлена в сторону АК, а основание сориентировано относительно свободной стенки ЛЖ, обладающей кривизной образующей поверхности [4]. Циркуляция вихря поддерживается трабекулами свободной стенки, что сохраняет КЭ, тем самым уменьшая энергию, вырабатываемую сокращением миокарда для последующего выброса крови [4, 7].

5 – *Период изгнания крови.*

Роль трабекул и папиллярных мышц

Принципиально важным анатомическим механизмом организации потоков крови в ЛЖ является формирование сложной геометрии внутренней поверхности желудочка, обусловленной наличием папиллярных мышц (ПМ) и трабекул. Как предполагают А. В. Агафонов и др. (2021), сокращение группы трабекул в ЛЖ, расположенной на свободной и передней стенках полости ЛЖ, и другой группы трабекул с ПМ из передне-перегородочного угла, способствует формированию вихревых потоков и их циркуляции [4]. При этом первая группа трабекул свободной стенки формирует структуру струи, заполняющей полость ЛЖ, а трабекулы передне-перегородочного угла и ПМ формируют структуру струи, изгоняемой из полости ЛЖ в аорту [4].

В исследовании с использованием компьютерного моделирования V. Vedula et al. (2016) установили, что сосочковые мышцы и трабекулы, расположенные на внутренней поверхности ЛЖ, способствуют улучшению кровотока в области верхушки ЛЖ, направляя поток крови от митрального клапана, что снижает риск тромбообразования [12]. В подтверждение этому F. Sacco et al. (2018) продемонстрировали, что наличие трабекул и ПМ уменьшает напряжение сдвига стенки ЛЖ и способствует созданию вторичных вихрей, которые обеспечивают лучший ток крови в области верхушки ЛЖ [13]. Более того, есть данные в литературе, что отсутствие трабекул требует большей нагрузки для поддержания ударного объема, а трабекулы могут способствовать увеличению ударного объема, без увеличения напряжения стенки ЛЖ [14]. Таким образом, наличие трабекул и ПМ обеспечивает создание благоприятных условий для поддержания закрученного движения крови, лучшего тока крови в области верхушки ЛЖ и оптимизации систолы ЛЖ.

Однако в литературе есть и противоположная точка зрения, согласно которой внутренние структуры ЛЖ способствуют застою крови и тромбозу [15, 16]. В исследовании S. Miyauchi et al. (2023) авторы сде-

лали выводы, что сухожильные хорды ослабляли вихревой поток в области верхушки ЛЖ, тем самым способствуя застою [16]. Примечательно, что ПМ в данном исследовании также благоприятно влияли на гемодинамику, но только в непосредственной близости к ним.

Клиническое значение закрученного потока

Прежде чем перейти к обсуждению клинического значения закрученного потока в ЛЖ, необходимо проанализировать персонализированные свойства гемодинамики у разных возрастных групп пациентов. По данным метода визуализации 4D flow MPT, с возрастом происходит уменьшение количества вихрей в ЛЖ [17]. JSK Chan et al. (2023) установили, что по мере старения происходит уменьшение силы вихревого потока в фазу быстрого наполнения, в то время как позднедиастолический (фаза медленного наполнения) вихрь становится доминирующим [18]. Такие изменения сопровождаются сохранением энергетической эффективности и объясняются возрастным увеличением наполнения ЛЖ за счет систолы ЛП [18]. У женщин выявлены меньшие вихри в основании ЛЖ и, напротив, большее количество вихрей в средней части левого желудочка и более длительная циркуляция вихрей в области верхушки ЛЖ, по сравнению с мужчинами [17, 19]. Обращают на себя внимание результаты исследования A. Fiorencis et al. (2022), где с помощью эхокардиографического метода HyperDoppler оценили особенности гемодинамики у трех групп пациентов: здоровые пациенты с малоподвижным образом жизни, атлеты и пациенты с хронической сердечной недостаточностью (ХСН) [20]. У атлетов были выявлены более высокие значения площади вихря и показателя рассеивания кинетической энергии по сравнению с людьми, ведущими малоподвижный образ жизни, хотя и с одинаковой длиной вихревого потока. А у пациентов с ХСН и дисфункцией ЛЖ профиль вихревого потока характеризовался большей площадью и глубиной вихря по сравнению с остальными, что указывает на аномальное расположение более крупного вихря, смещенного к верхушке ЛЖ. Этот геометрический профиль вихря отличается от такового у спортсменов, у которых наблюдалась такая же увеличенная площадь вихря, но с нормальным расположением. Таким образом, существуют различия организации движения крови в ЛЖ у разных групп пациентов, распределенных по полу, возрасту и образу жизни.

Неустойчивость и аномальное расположение закрученного потока крови в ЛЖ приводит к турбулентности и нарушению функции ЛЖ, поэтому оценка формирования вихревых потоков может являться важным методом диагностики различных заболеваний.

Кардиомиопатии

Дилатационная кардиомиопатия (ДКМП) является этиологически гетерогенным заболеванием миокарда, которое определяется дилатацией ЛЖ при отсутствии других факторов гемодинамической нагрузки (гипертензия, клапанные пороки или ишемическая болезнь сердца) [21]. В исследовании J. O. Mangual et

al. (2013) у пациентов с ДКМП было выявлено снижение энергетической эффективности и ослабление вихревого потока, возникающего в диастолу, который в данных условиях менее глубоко проникает в расширенную полость ЛЖ и не способствует перенаправлению потоков крови в выносящий тракт [22]. В другом, более крупном исследовании, J. Bermejo et al. (2014) у пациентов с ДКМП наблюдали более крупные и сильные вихревые потоки, чем в контрольной группе [23]. Предполагается, что из-за ремоделирования полости ЛЖ образующиеся увеличенные вихри способствуют улучшению конвективных потерь давления и облегчению транспорта крови [23]. Данное противоречие между выводами исследования J. O. Mangual et al. (2013) и J. Bermejo et al. (2014) можно объяснить небольшим количеством пациентов в первом исследовании, кроме этого в последних исследованиях сообщается об увеличении площади вихревых потоков при ДКМП [24, 30]. Особый интерес представляет использование методов оценки закрученного движения крови в контроле лечения пациентов с ДКМП. Так, до начала лечения у пациента с ДКМП в ЛЖ наблюдался большой вихрь во время диастолы, который после приема препаратов уменьшился и располагался в базальной части, способствуя более плавному оттоку крови [24]. Таким образом, при ДКМП во время диастолы в центре полости ЛЖ, как правило, наблюдается одиночный вихрь, который крупнее, округлее и устойчивее, чем у здоровых людей, с большей кинетической энергией [23, 24].

При другом виде кардиомиопатии – гипертрофической (ГКМП), проявляющейся гипертрофией миокарда при отсутствии других гемодинамических факторов нагрузки, также изменяются условия гемодинамики [21]. Е. Ю. Глазкова и др. (2021) с помощью метода 4D flow фазово-контрастной МРТ продемонстрировали, что у пациентов с ГКМП происходит уменьшение площади и скорости вихревого потока в обе фазы диастолы [25]. Также в литературе сообщается о снижении закрутки струи, заполняющей полость ЛЖ при гипертрофии, которая частично устраняется хирургическим методом коррекции (миоэктомией) [4].

Инфаркт миокарда

Инфаркт миокарда (ИМ) ассоциируется с возникновением сердечной недостаточности, при которой существенно нарушается гемодинамика и повышается риск тромбообразования. Согласно результатам исследования A. Demirkiran et al. (2022) у пациентов с ИМ отмечается значительно большее количество замедленного и остаточного кровотока и меньшие значения закрученности потоков крови по сравнению с контрольной группой [26]. В то же время у пациентов с ИМ и тромбом в ЛЖ средняя и пиковая систолическая завихренность на базальном уровне были значительно выше, чем у пациентов с ИМ и без тромбов. Результаты данного исследования можно объяснить тем, что у пациентов с тромбозом сам тромб, вероятно, мешает направлениям движения потоков крови. Также вихревое кольцо во время Е-волны (фазы медленного наполнения) было мень-

ше наклонено к ЛЖ в группе с тромбозом по сравнению с группой без него, что может означать то, что у пациентов с ИМ и тромбозом происходит менее эксцентричный приток через митральный клапан [26]. Примечательно, что у пациентов с ИМ с подъемом ST на ранней стадии гемодинамика сразу же изменяется и при этом наблюдается: 1) повышение вихревой кинетики и расхода энергии кровотока у индивидов с сохраненной функцией ЛЖ; 2) значительное снижение энергопотребления и вихревой динамики у индивидов на разных стадиях дисфункции ЛЖ [27]. Также, у пациентов с передним ИМ, анализ вихревого потока ЛЖ (глубина вихря $<0,45$) был полезен для выявления случаев с повышенным риском образования апикального тромба ЛЖ (с чувствительностью 73,3 % и специфичностью 71,1 %) [28].

Сердечная недостаточность

Нормальная анатомия и физиология сердца способствуют оптимизации формирования диастолических вихревых потоков, которые значительно нарушаются при сердечной недостаточности (СН) [29]. У пациентов с диастолической дисфункцией (например, при ДКМП) отмечается увеличение площади вихрей, которое, как полагают M. Sarashina-Motoi et al. (2021), связано скорее с потерей энергоэффективности без оптимального увеличения внешней работы при сердечной недостаточности, чем с эффективным увеличением внешней работы ЛЖ в нормальных сердцах [29, 30].

В исследовании Chan et al. (2021) сравнивали условия внутрижелудочкового кровотока в ЛЖ у пациентов с ХСН со сниженной фракцией выброса (ХСНнФВ) и с группой здоровых пациентов [31]. У пациентов с ХСНнФВ обнаруживались более фрагментированные вихри непропорционального размера с меньшими индексированными площадями вихрей как во время систолы, так и во время диастолы. Кроме того, данные вихри располагались более апикально и свидетельствовали об ухудшении энергоэффективности.

При сравнении пациентов с ХСН с сохранной ФВ (ХСНсФВ) и пациентов с диастолической дисфункцией отмечается: 1) апикальное, более сферическое и более крупное расположение вихрей у пациентов с диастолической дисфункцией; 2) у пациентов с диастолической дисфункцией часть вихревых потоков закручивается преимущественно в области верхушки ЛЖ, тогда как у пациентов ХСНсФВ наблюдается более организованное движение потоков крови в восходящую аорту с ускоренной скоростью потока [10, 32]. Другими словами, у пациентов с тяжелой СН, сопровождающейся диастолической дисфункцией, наблюдается большая масса рециркулирующего потока крови внутри желудочка, где вращающийся поток крови приводит к сохранению скорости, ориентированной в сторону от выводного тракта ЛЖ во время изоволюмического сокращения и ранней систолы [33]. У здоровых людей и у пациентов с ХСН с компенсированной работой ЛЖ вихревые потоки ограничиваются базальным уровнем ЛЖ во время диастолы и в конце диастолы перенаправляются в выносящий тракт [32, 33].

Особый интерес представляет поиск маркеров прогнозирования течения ХСН среди гемодинамических параметров. Так, цель исследования I. S. Kim et al. (2018) заключалась в оценке корреляции параметров вихревых потоков и прогнозирования серьезных неблагоприятных сердечных событий (MACE) [34]. Оценивался такой параметр кровотока как «колебания кинетической энергии» (KEF), который был определен как стандартное отклонение кинетической энергии и представляет собой степень регулярности потока или турбулентности. Низкий KEF свидетельствует о низкой энергоэффективности кровотока у больных с систолической дисфункцией с расширенной камерой. В многомерном анализе более высокий KEF был связан с более низким риском MACE (отношение рисков=0,18, 95 % доверительный интервал: 0,04–0,97, $p=0,046$). Добавление KEF к модели с обычными параметрами (например, возраст, диабет, фракция выброса и отношение E/e') значительно улучшило ее информативность. Повышение количественного параметра вихревого потока левого желудочка, KEF, определяемого с помощью контрастной эхокардиографии, связано с более низким риском MACE и улучшением функционального состояния у пациентов с хронической сердечной недостаточностью [34].

Клапанные пороки сердца

Важной областью исследования внутрисердечной гемодинамики является обследование пациентов с различными пороками и протезами клапанов. В исследовании R. Faludi et al. (2010) было проанализировано, каким образом различные виды протезов митрального клапана изменяют картину кровотока в ЛЖ [35]. У пациентов с двухстворчатыми протезами и биопротезами клапанов наблюдается доминирующий приток крови через отверстие митрального клапана, что приводит к возникновению большого вращающегося вихря в противоположном направлении по сравнению с нормальным [35]. В исследовании K. Nakashima et al. (2017) установлено, что правильное анатомическое расположение протеза митрального клапана приводило к сохранению нормального закрученного движения [36]. В доступной литературе нам удалось найти информацию о влиянии системы для реконструкции митрального клапана «MitraClip» на внутрисердечную гемодинамику ЛЖ. Так, после установки MitraClip наблюдается уменьшение регургитации митрального клапана и возникновение двух расходящихся потоков крови, формирующих закрученный против часовой стрелки поток и зоны рециркуляции ниже протеза, что может повышать турбулентность и риск тромбообразования [37].

Стоит отметить, что методы визуализации закрученного движения потоков крови в ЛЖ могут также быть полезными при диагностике врожденных пороков сердца у детей [38].

Обсуждение

Закрученное движение крови является основным механизмом движения потоков крови в полости левого желудочка. Данный вид движения крови сопро-

вождается образованием совокупности вихрей, которые способствуют закрутке потоков крови и их эффективному перемещению вокруг центральной оси [4, 7, 8]. Вихревое движение крови следует отличать от турбулентного движения, которое представляет собой хаотическое движение вихревых образований с различными характеристиками [7]. Вихри представляют собой динамические структуры, которые модулируют преобразование и передачу КЭ [10]. К преимуществам закрученного движения относят: 1) повышение стабильности ламинарного потока; 2) уменьшение пристеночной турбулентности; 3) торможение тромбообразования; 4) обеспечение эффективного сохранения кинетической энергии крови во время сердечного цикла [10, 39, 40]. При обследовании пациентов, у которых наблюдается образование вихревых потоков, обнаруживается меньше органических заболеваний сердца, меньший объем ЛП и ЛЖ по сравнению с пациентами без вихревых потоков [41].

Слаженный механизм формирования закрученного движения крови в ЛЖ включает: 1) раннее закручивание потока крови в ЛП; 2) эксцентрическое положение устья митрального клапана, которое способствует развитию слоя сдвига на задних краях клапана, особенно на его передней створке, и закручиванию струи; 3) сокращение ЛП, способствующее циркуляции крови в ЛЖ; 4) сокращение двух групп трабекул в ЛЖ, способствующих формированию вторичных вихревых потоков и их циркуляции [4, 7, 9, 10]. Таким образом, координированное сокращение внутренних структур полости ЛЖ в течение всего сердечного цикла представляет собой эффективный механизм циркуляции потоков крови.

Остается неизученным ряд вопросов, в частности роль систолы ЛП в формировании вихревых потоков. Ряд исследователей сообщает, что при сокращении ЛП создается второе вихревое кольцо, которое способствует циркуляции остаточного объема крови [7]. В свою очередь, другие исследователи считают, что систола ЛП гемодинамически незначима и обеспечивает только постоянную вогнутость обтекаемой поверхности, поддерживая, таким образом, условия для формирования закрученного течения и исключая эпизоды пролабирования стенки при быстром опустошении левого предсердия в фазу быстрого изгнания в ЛЖ [4]. Другими словами, остается непонятным, является ли позднее вихревое кольцо вновь образованным за счет систолы ЛП или же это продолжение раннего вихревого кольца. В исследовании M. S. Elbaz et al. (2014) у 88 % пациентов было обнаружено формирование вихревого кольца при систоле ЛП, когда у остальных пациентов его отсутствие, предположительно, было обусловлено возрастной высокой частотой сердечных сокращений и последующей ограниченной продолжительностью фазы медленного наполнения, что может не позволить развиваться градиенту желудочкового давления, необходимому для образования вихревого потока [42]. При этом с возрастом вихрь, возникающий в фазу медленного наполнения, становится доминирующим и, как считают JSK Chan et al., объясняется возрастным увеличением наполнения ЛЖ за счет систолы ЛП.

Другим вопросом, требующим дальнейшего изучения, является анализ роли внутренних структур ЛЖ в тромбообразовании. В литературе представлены противоречивые данные, свидетельствующие как о защитной функции трабекул и сосочковых мышц, так и о создании благодаря им наличию условий для тромбообразования [12–16].

Исследование закрученного движения крови у пациентов с клапанными заболеваниями, ИМ, ХСН, кардиомиопатиями и т.д. в перспективе может являться дополнительным методом диагностики и контроля лечения данных заболеваний, а чувствительные стандартизированные показатели «здорового» вихреобразования предстоит утвердить и проверить в будущих исследованиях.

Конфликт интересов / Conflict of interest

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов. / The authors declare no conflict of interest.

Литература / References

1. Гатаулин Я.А., Смирнов Е.М., Молочников В.М., Михеев А.Н. Структура трехмерного течения с локальной турбулентностью в области разветвления канала круглого сечения // Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета. Сер.: Физико-математические науки. – 2022. – Т. 15, № 4. – С. 81–94. [Gataulin YaA, Smirnov EM, Molochnikov VM, Mikhayev AN. The structure of a 3D flow with local turbulence in the branching juncture of a circular-section channel. St. Petersburg State Polytechnical University Journal. Physics and Mathematics. 2022;15(4):81-94. (In Russ.)]. Doi: 10.18721/JPM.15406.
2. Parker LP, Svensson Marcial A, Brismar TB, Broman LM, Prahl Wittberg L. Computational Fluid Dynamics of the Right Atrium: A Comparison of Modeling Approaches in a Range of Flow Conditions. *ASME J of Medical Diagnostics*. 2022;5(3):031108. Doi: 10.1115/1.4054526.
3. Saqr KM, Tupin S, Rashad S et al. Physiologic blood flow is turbulent. *Sci Rep*. 2020;10(1):15492. Doi: 10.1038/s41598-020-72309-8.
4. The Hydrodynamics of a Swirling Blood Flow in the Left Heart and Aorta / Agafonov AV, Talygin EA, Bockeria LA, Gorodkov AY. *Acta Naturae*. 2021;13(4):4-16. Doi: 10.32607/actanaturae.11439.
5. Kilner P, Yang GZ, Wilkes A et al. Asymmetric redirection of flow through the heart. *Nature*. 2000;404(6779):759-776. Doi: 10.1038/35008075.
6. Kheradvar A, Pedrizzetti G. *Vortex formation in the heart. Vortex formation in the cardiovascular system*. London, Springer. 2012:45-53. Doi: 10.1007/978-1-4471-2288-3_3.
7. Mele D, Smarrazzo V, Pedrizzetti G et al. Intracardiac Flow Analysis: Techniques and Potential Clinical Applications. *J Am Soc Echocardiogr*. 2019;32(3):319-332. Doi: 10.1016/j.echo.2018.10.018.
8. Baysan O, Ocakli EP, Saglam Ya, Altuner TK. Advances in echocardiography: global longitudinal strain, intra-cardiac multidirectional flow imaging and automated 3d volume analysis. *Heart, Vessels and Transplantation*. 2018;2(4):113-122. Doi: 10.24969/hvt.2018.83.
9. Sperlongano S, D'Andrea A, Mele D et al. Left Ventricular Deformation and Vortex Analysis in Heart Failure: From Ultrasound Technique to Current Clinical Application. *Diagnostics (Basel)*. 2021;11(5):892. Doi: 10.3390/diagnostics11050892.
10. Pedrizzetti G, La Canna G, Alfieri O, Tonti G. The vortex—an early predictor of cardiovascular outcome? *Nat Rev Cardiol*. 2014;11(9):545-553. Doi: 10.1038/nrcardio.2014.75.
11. Rodríguez Muñoz D, Moya Mur JL, Fernández-Golfin C et al. Left ventricular vortices as observed by vector flow mapping: main determinants and their relation to left ventricular filling. *Echocardiography*. 2015;32(1):96-105. Doi: 10.1111/echo.12584.
12. Vedula V, Seo JH, Lardo AC, Mittal R. Effect of trabeculae and papillary muscles on the hemodynamics of the left ventricle. *Theor Comput Fluid Dyn*. 2016;30:3-21. Doi: 10.1007/s00162-015-0349-6.
13. Sacco F, Paun B, Lehmkühl O et al. Left Ventricular Trabeculations Decrease the Wall Shear Stress and Increase the Intra-Ventricular Pressure Drop in CFD Simulations. *Front Physiol*. 2018;9:458. Doi: 10.3389/fphys.2018.00458.
14. Paun B, Bijmens B, Butakoff C. Relationship between the left ventricular size and the amount of trabeculations. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2018;34(3). Doi: 10.1002/cnm.2939.
15. Yamada T, Hayase T, Miyauchi S et al. Numerical analysis of the effect of trabeculae carneae models on blood flow in a left ventricle model constructed from magnetic resonance images. *JBSE*. 2018;13(2):00517-00597. Doi: 10.1299/jbse.17-00597.
16. Miyauchi S, Hosoi K et al. Numerical analysis of hemodynamic changes and blood stagnation in the left ventricle by internal structures and torsional motion. *AIP Advances*. 2023;13(4):045105. Doi: 10.1063/5.0143833.
17. Föll D, Taeger S, Bode C, Jung B, Markl M. Age, gender, blood pressure, and ventricular geometry influence normal 3D blood flow characteristics in the left heart. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2013;14(4):366-373. Doi: 10.1093/ehjci/jes196.
18. Chan JSK, Lau DHH, Fan Y, Lee AP. Age-Related Changes in Left Ventricular Vortex Formation and Flow Energetics. *J Clin Med*. 2021;10(16):3619. Doi: 10.3390/jcm10163619.
19. Rutkowski DR, Barton GP, François CJ, Aggarwal N, Roldán-Alzate A. Sex Differences in Cardiac Flow Dynamics of Healthy Volunteers. *Radiol Cardiothorac Imaging*. 2020;2(1):e190058. Doi: 10.1148/ryct.2020190058.
20. Fiorencis A, Pepe M, Smarrazzo V et al. Noninvasive Evaluation of Intraventricular Flow Dynamics by the Hyper-Doppler Technique: First Application to Normal Subjects, Athletes, and Patients with Heart Failure. *J Clin Med*. 2022;11(8):2216. Doi: 10.3390/jcm11082216.
21. Elliott P, Andersson B, Arbustini E et al. Classification of the cardiomyopathies: a position statement from the European Society of Cardiology Working Group on Myocardial and Pericardial Diseases. *Eur Heart J*. 2008;29:270-276. Doi: 10.1093/eurheartj/ehm342.
22. Mangual JO, Kraigher-Krainer E, De Luca A et al. Comparative numerical study on left ventricular fluid dynamics after dilated cardiomyopathy. *J Biomech*. 2013;46(10):1611-1617. Doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.04.012.
23. Bermejo J, Benito Y, Alhama M et al. Intraventricular vortex properties in nonischemic dilated cardiomyopathy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2014;306(5):H718-H729. Doi: 10.1152/ajpheart.00697.2013.
24. Nabeta T, Itatani K, Miyaji K, Ako J. Vortex flow energy loss reflects therapeutic effect in dilated cardiomyopathy. *Eur Heart J*. 2015;36(11):637. Doi: 10.1093/eurheartj/ehu394.
25. Глазкова Е.Ю., Дарий О.Ю., Александрова С.А. и др. 4D flow MPT в оценке диастолического кровотока в левом желудочке у пациентов с гипертрофической кардиомиопатией // Мед. визуализация. – 2019. – Т. 23,

№ 4. – С. 42–49. [Glazkova EU, Dariy OYu, Aleksandrova SA, Makarenko VN, Bockeria LA. Assessment of left ventricular diastolic flow in hypertrophic cardiomyopathy by 4D flow MRI. Med. Visualization. 2019;23(4):42-49. (In Russ.)]. Doi: 10.24835/1607-0763-2019-4-42-49.

26. Demirkiran A, Hassell MECJ, Garg P et al. Left ventricular four-dimensional blood flow distribution, energetics, and vorticity in chronic myocardial infarction patients with/without left ventricular thrombus. *Eur J Radiol.* 2022;150:110233. Doi: 10.1016/j.ejrad.2022.110233.

27. Agati L, Cimino S, Tonti G et al. Quantitative analysis of intraventricular blood flow dynamics by echocardiographic particle image velocimetry in patients with acute myocardial infarction at different stages of left ventricular dysfunction. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2014;15(11):1203-1212. Doi: 10.1093/ehjci/jeu106.

28. Son JW, Park WJ, Choi JH et al. Abnormal left ventricular vortex flow patterns in association with left ventricular apical thrombus formation in patients with anterior myocardial infarction: a quantitative analysis by contrast echocardiography. *Circ J.* 2012;76(11):2640-2646. Doi: 10.1253/circj.cj-12-0360.

29. Arvidsson PM, Kovács SJ, Töger J et al. The shape of the healthy heart is optimized for vortex ring formation. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2016;18(1):O23. Doi: 10.1186/1532-429X-18-S1-O23.

30. Sarashina-Motoi M, Iwano H, Motoi K et al. Functional significance of intra-left ventricular vortices on energy efficiency in normal, dilated, and hypertrophied hearts. *J Clin Ultrasound.* 2021;49(4):358-367. Doi: 10.1002/jcu.22938.

31. Chan JSK, Lau DHH, Fan Y, Lee AP. Fragmented Vortex in Heart Failure With Reduced Ejection Fraction: A Prospective Vector Flow Mapping Study. *Ultrasound Med Biol.* 2023;49(4):982-988. Doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2022.12.001.

32. Suwa K, Saitoh T, Takehara Y et al. Intra-left ventricular flow dynamics in patients with preserved and impaired left ventricular function: Analysis with 3D cine phase contrast MRI (4D-flow). *J Magn Reson Imaging.* 2016;44(6):1493-1503. Doi: 10.1002/jmri.25315.

33. Carlhäll CJ, Bolger A. Passing strange: flow in the failing ventricle. *Circ Heart Fail.* 2010;3(2):326-331. Doi: 10.1161/CIRCHEARTFAILURE.109.911867.

34. Kim IC, Hong GR, Pedrizzetti G, Shim CY, Kang SM, Chung N. Usefulness of Left Ventricular Vortex Flow Analysis for Predicting Clinical Outcomes in Patients with Chronic Heart Failure: A Quantitative Vorticity Imaging Study Using Contrast Echocardiography. *Ultrasound Med Biol.* 2018;44(9):1951-1959. Doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2018.05.015.

35. Faludi R, Szulik M, D'hooge J et al. Left ventricular flow patterns in healthy subjects and patients with prosthetic mitral valves: an in vivo study using echocardiographic particle image velocimetry. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2010;139(6):1501-1510. Doi: 10.1016/j.jtcvs.2009.07.060.

36. Nakashima K, Itatani K, Kitamura T et al. Energy dynamics of the intraventricular vortex after mitral valve surgery. *Heart Vessels.* 2017;32(9):1123-1129. Doi: 10.1007/s00380-017-0967-6.

37. Gooden SC, Hatoum H, Boudoulas KD, Vannan MA, Dasi LP. Effects of MitraClip Therapy on Mitral Flow Patterns and Vortex Formation: An In Vitro Study. *Ann Biomed Eng.* 2022;50(6):680-690. Doi: 10.1007/s10439-022-02944-x.

38. Marchese P, Cantinotti M, Van den Eynde J et al. Left ventricular vortex analysis by high-frame rate blood speckle tracking echocardiography in healthy children and in congenital heart disease. *Int J Cardiol Heart Vasc.* 2021;37:100897. Doi: 10.1016/j.ijcha.2021.100897.

39. Li Y, Shi G, Du J, Wang J, Bian P. Analysis and preparation of rotational flow mechanism of artificial blood vessel with spiral folds on inner wall. *Biomech Model Mechanobiol.* 2019;18(2):411-423. Doi: 10.1007/s10237-018-1092-x.

40. Kim I-C, Hong G-R. Intraventricular Flow: More than Pretty Pictures. *Heart failure clinics.* 2019;15(2):257-265. Doi: 10.1016/j.hfc.2018.12.005.

41. Suwa K, Saitoh T, Takehara Ya et al. Characteristics of intra-left atrial flow dynamics and factors affecting formation of the vortex flow – analysis with phase-resolved 3-dimensional cine phase contrast magnetic resonance imaging. *Circulation journal: official journal of the Japanese Circulation Society.* 2015;79(1):144-152. Doi: 10.1253/circj.CJ-14-0562.

42. Elbaz MS, Calkoen EE, Westenberg JJ, Lelieveldt BP, Roest AA, van der Geest RJ. Vortex flow during early and late left ventricular filling in normal subjects: quantitative characterization using retrospectively-gated 4D flow cardiovascular magnetic resonance and three-dimensional vortex core analysis. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2014;16(1):78. Doi: 10.1186/s12968-014-0078-9.

Информация об авторах

Милиуков Владимир Ефимович – д-р. мед. наук, профессор, исполняющий обязанности зав. кафедрой топографической анатомии и оперативной хирургии, Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова, Москва, Россия, e-mail: Milyucov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-8552-6727.

Брюханов Валерий Александрович – студент Института клинической медицины им. Н. В. Склифосовского, Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова (Сеченовский университет), Москва, Россия, E-mail: bryuhanov02@mail.ru, ORCID: 0000-0001-8445-3688.

Нгуен Као Кыонг – канд. мед. наук, декан факультета фармако-медсестринского дела, университет им. Йерсена, г. Далат, Вьетнам, e-mail: nguyencaocuong2712@gmail.com, ORCID: 0000-0003-2190-6648.

Authors information

Milyukov Vladimir Ye. – Doctor of Medical Sciences, Professor, Acting Head, Department of Topographic Anatomy and Operative Surgery, Pirogov Russian National Research Medical University (RNRMU), Moscow, Russia, e-mail: Milyucov@mail.ru, ORCID: 0000-0002-8552-6727.

Bryukhanov Valery A. – Student, Institute of Clinical Medicine named after N. V. Sklifosovsky, First Moscow State Medical University named after I. M. Sechenov, Moscow, Russia, e-mail: bryuhanov02@mail.ru, ORCID: 0000-0001-8445-3688.

Nguyen Cao Cuong – PhD in Medicine, Dean, Faculty of Pharmacy and Nursing, Yersin university of Da Lat of Viet Nam, Da Lat city, Viet Nam, e-mail: nguyencaocuong2712@gmail.com, ORCID: 0000-0003-2190-6648.