

УДК 531/534:57+612.7

С.Н. Багаев, В.Н. Захаров, В.А. Орлов

Институт лазерной физики Сибирского отделения Российской академии наук, проспект академика Лаврентьева, 13/3, 630090, Новосибирск, Россия, e-mail: lss@laser.nsc.ru

О НЕОБХОДИМОСТИ ВИНТОВОГО ДВИЖЕНИЯ КРОВИ

Аннотация. В работе показаны новые представления о биомеханике кровообращения, развитые на основе научных открытий авторов в этой области знания. В гидродинамических исследованиях системы кровообращения использованы физические законы сохранения с применением локального динамического подхода для воронкообразных каналов, какими представляются полости сердца и артериальные кровеносные сосуды. Найдены неизвестные ранее явления, законы и свойства в биомеханике кровообращения. Обнаружены: явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе, универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных каналах организма, свойство закрученного потока жидкости создавать силу тяги в воронкообразных каналах. Установлен закон гемодинамики в артериальном русле. Раскрыты физические механизмы транспортной функции сердечно-сосудистой системы. Выдвинута концепция «распределенного сердца» по ходу артерий, обоснованная активной деятельностью артерий в поддержании винтового потока крови. Расшифрована природа артериального диастолического давления. Рассмотрена последовательность процессов в сердечно-сосудистой системе за период одного сердечного цикла с позиций новой концепции биомеханики кровообращения. Экспериментальные факты хорошо согласуются с теоретическими исследованиями, что позволило авторам создать новое направление в биомеханике кровообращения. Полученные фундаментальные результаты представляют ценность для научной и практической медицины.

Ключевые слова: биомеханика кровообращения, винтовой поток крови, сердечно-сосудистая система, физические механизмы транспортной функции системы кровообращения, систолическое артериальное давление, диастолическое артериальное давление, научные открытия.

Введение

Интерес ученых к проблеме движения крови в сердечно-сосудистой системе привел к возникновению биомеханики кровообращения. До недавнего времени считалось, что раздел, посвященный движению крови в самом сердце и магистральном кровеносном русле, изучен достаточно. Однако, как оказалось, эта проблема до настоящего времени не была решена. Поскольку жизнедеятельность организма человека и животных неразрывно связана с перемещением биологических сред в каналах транспортных систем, необходимо точное знание о главных особенностях их движения. Считалось, что движение крови в системе кровообращения имеет

исключительно поступательный характер. Созданные предшественниками упрощенные модели движения крови не отражали истины и не отвечали на многочисленные вопросы, возникающие в научной медицине и клинической практике. Открытие явления образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе человека и животных внесло коренные изменения в уровень познания биомеханики кровообращения [1–17]. В ходе научных исследований было обнаружено универсальное явление образования закрученного потока биологических сред на примере сердечно-сосудистой, пищеварительной и мочевыделительной систем. Найден общий физический механизм вращательно-поступательного движения биологических сред в транспортных каналах. Открытие этого механизма помогло обосновать активную деятельность артериальных сосудов в обеспечении винтового движения крови. Установлены новые законы, которым подчиняется обнаруженное явление образования винтового потока крови, и раскрыта его сущность. В настоящей работе представлено обобщение результатов исследований авторов с позиций новой концепции биомеханики кровообращения.

Винтовой поток крови в сердечно-сосудистой системе

Началом нового фундаментального направления в биомеханике кровообращения послужило открытие явления образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе человека и животных [1–3]. Структурно-функциональная организация артерий и вен изучена с позиций системного подхода. Авторы обратили внимание на скручивающий характер сокращения желудочков сердца, что позволило предположить существование вращательно-поступательного движения крови в системе кровообращения. Для доказательства и обоснования этого необходимо было визуализировать потоки крови в разных отделах системы кровообращения. Известная традиционная методика, применяемая в рентгенодиагностике пороков сердца и кровеносных сосудов, не позволяла выявить пространственно-динамическую структуру потока крови, поскольку рентгеноконтрастное вещество вводят в кровеносное русло большим объемом и под большим давлением. С целью изучения направления линий тока крови в сердечно-сосудистой системе необходимо было применить другой подход, основанный на локальном введении небольших порций рентгеноконтрастного вещества в поток крови, не нарушая ее течения. Для визуализации реально существующих потоков крови в системе кровообращения была разработана оригинальная методика киноангиокардиографии, которая заключалась в следующем. Рентгеноконтрастное вещество вводилось в полости сердца и кровеносные сосуды малыми порциями при малом давлении с помощью специально сконструированных тонких зондов с двумя отверстиями на загнутом конце. Поведение двух контрастированных линий тока позволило визуализировать поток крови. Регистрация движения крови в системе кровообращения производилась киноангиокардиографией. Такая методика исследования практически не возмущала поток крови и давала возможность наблюдать, что движение крови не поступательное. Впервые клинико-экспериментальными исследованиями доказано существование регулярного винтового движения крови в сердце и кровеносных сосудах, характерной особенностью которого является ламинарное течение. Обнаружено противоположное направление вращения движущейся крови в соответствующих отделах большого и малого кругов

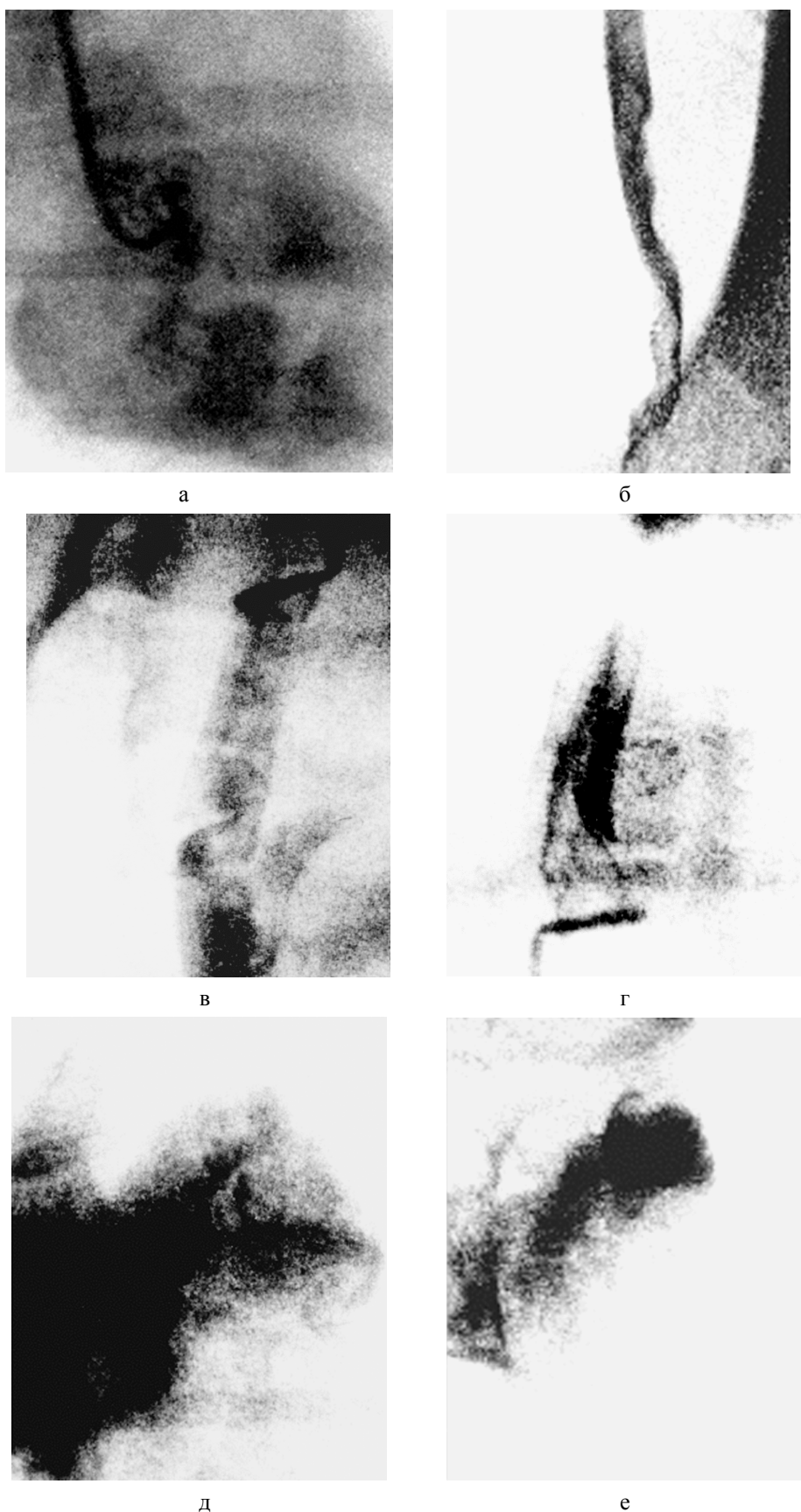


Рис. 1. Киноангиокардиография. Явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе. Разнонаправленное вращение крови в большом и малом кругах кровообращения: а) левый желудочек; б) бедренная артерия; в) верхняя полая вена; г) нижняя полая вена; д) правый желудочек; е) легочная артерия.

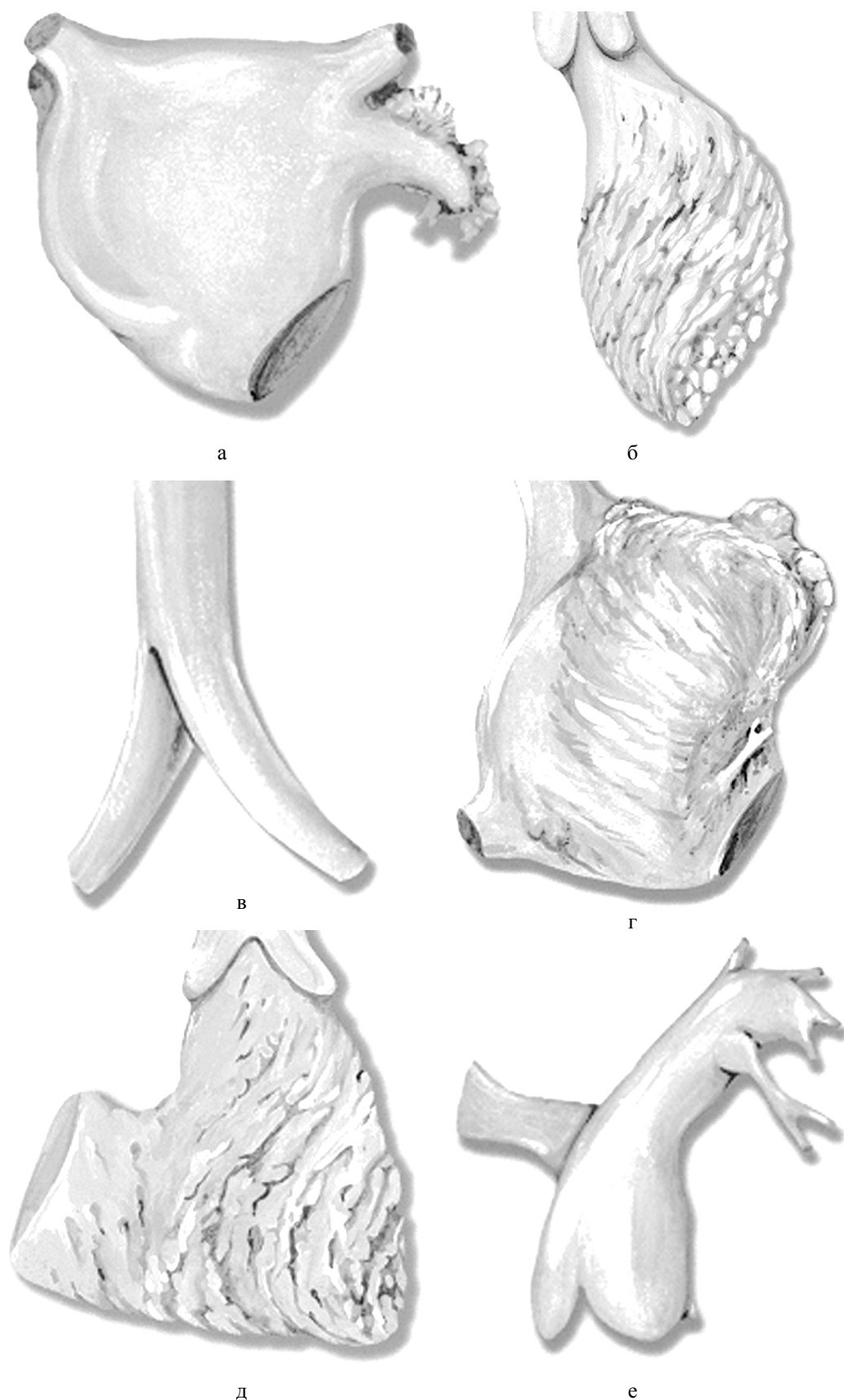


Рис. 2. Протакриловые слепки-отпечатки полостей сердечно-сосудистой системы. Признаки конфигурации полостей сердца и кровеносных сосудов: воронкообразность, тангенциальность, асимметрия, зеркальность; а) левое предсердие; б) левый желудочек; в) бифуркация брюшной аорты; г) правое предсердие; д) правый желудочек; е) легочная артерия.

кровообращения (рис. 1). Для выявления причин организации вращательно-поступательного движения крови необходимо было установить структурно-функциональные связи в кровеносном русле с позиций системного подхода. Для изучения конфигурации каналов сердечно-сосудистой системы изготовлены посмертные слепки-отпечатки полостей сердца и кровеносных сосудов (рис. 2). Оба круга кровообращения заполнялись жидкой протакриловой пластмассой через полые и легочные вены *in situ*. После завершения процесса полимеризации протакриловой пластмассы извлекали сердечно-сосудистый комплекс, удаляли ткани, покрывающие слепок-отпечаток, и проводили анализ объемного отображения полостей сердца и кровеносных сосудов. Эта методика изготовления слепков-отпечатков обеспечила сохранение анатомо-топографических соотношений разных отделов сердца, артерий и вен. Впервые выявлены важнейшие анатомические признаки пространственной конфигурации полостей сердца и кровеносных сосудов, которые заключаются в следующем. Во-первых, выход артерий из сердца и впадение вен в сердце, ветвление кровеносных сосудов – тангенциальное. Во-вторых, полости сердца и кровеносные сосуды представляют собой воронкообразные камеры или каналы переменного сечения с сужением по потоку крови. В-третьих, места стоков в сердце на уровне атриовентрикулярных клапанов расположены асимметрично. В-четвертых, трабекулы миокарда на внутренней поверхности стенок желудочков сердца образуют винтообразный гофрированный рельеф с разным направлением закрутки для левого и правого желудочка. В-пятых, пространственное соотношение соответствующих отделов большого и малого кругов кровообращения имеет зеркальную асимметрию. Несмотря на то, что спиральная упаковка мышечных элементов сердца [18] и кровеносных сосудов [19] была известна, эти факты не были возведены в функциональный принцип при изучении биомеханики кровообращения, поскольку этот известный признак никак не учитывался при изучении потоков крови. Фундаментальные исследования структурно-функциональной организации сердечно-сосудистой системы позволили авторам сделать научное открытие, которое формулируется следующим образом.

Экспериментально обнаружено неизвестное ранее явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе человека и животных, заключающееся в том, что в сердце и кровеносных сосудах (в предсердиях и желудочках сердца, артериях и венах) возникает вращательно-поступательное движение крови с противоположным направлением вращения в соответствующих отделах большого и малого кругов кровообращения, обусловленное спиральной ориентацией мышечных элементов сердца и кровеносных сосудов.

Далее требовалось расшифровать физический механизм организации винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе и раскрыть сущность изучаемого явления.

Закрученный поток биологических сред в транспортных системах живого организма

Устройство и функциональная организация систем живого организма интересовали человечество с древнейших времен. К настоящему времени накоплен огромный материал, позволяющий научно объяснять поведение этих систем, несмотря на сложность их организации. Спецификой живых систем, в отличие от неживых, является самоорганизация и самообеспечение. В процессе длительной эволюции живые

системы создали транспортные системы на основе действующих в природе общих законов, проявляющихся в оптимальном функционировании. Единство и простота природы подсказывали, что должны существовать общие принципы организации живых транспортных систем. Для этого требовалось выявить общие структурно-функциональные связи в них и понять законы, которым подчиняется изучаемое явление. Исследование биомеханики пищеварительной и мочевыделительной систем, наряду с сердечно-сосудистой, помогло авторам найти общий физический механизм вращательно-поступательного движения биологических сред в транспортных каналах, что способствовало раскрытию сущности изучаемого явления.

Традиционные представления о биомеханике пищеварительной системы основывались исключительно на перистальтическом механизме, в котором подразумевалось только поступательное движение среды. Однако наши экспериментальные исследования показали несостоятельность старых представлений. С помощью рентгеноконтрастного метода мы существенно уточнили механизм транспортирования химуса в пищеварительной системе. Известно, что мышечные элементы в стенках желудочно-кишечного тракта ориентированы по спирали. Наличие винтообразного гофрированного рельефа на внутренней поверхности желудка и кишечника со стороны слизистой оболочки подтверждается эндоскопией. Кроме того, для возникновения в этой системе закрученного движения среды имелись другие предпосылки. На это указывал анализ данных рентгеноконтрастных исследований желудочно-кишечного тракта. Желудок представляет собой воронкообразную камеру, место стока которой в двенадцатиперстную кишку асимметрично и тангенциально. Впадение подвздошной кишки в слепую кишку также асимметрично и тангенциально. Визуализация потока химуса в пищеварительной системе рентгеноконтрастным методом показала, что во всех ее отделах существует вращательно-поступательное движение биологической среды. Как следствие структурно-функциональных взаимоотношений направление вращения химуса в желудке и тонком кишечнике – левое, а в толстом кишечнике – правое по ходу движения среды (рис. 3).

Биомеханика мочевыделительной системы, связанная с особенностями движения среды в ее каналах, оказалась также не изученной. Для выявления особенностей структурно-функциональной организации этой системы мы использовали ту же методологию в исследовании. Визуализация движения содержимого в полостях мочевыделительной системы достигнута применением рентгеноконтрастной внутривенной урографии. Анализ рентгеновских снимков показал, что в каналах мочевыводящих путей существует вращательно-поступательное движение среды. Конфигурация полостей этой системы создает предпосылки для образования закрученного потока движущейся в них мочи: чашечки первого, второго порядка и лоханка представляют собой воронкообразные камеры, а мочеточник выходит из лоханки асимметрично и тангенциально. Известная спиральная ориентация мышечных элементов в стенках мочеточников также является характерным признаком, указывающим на необходимость существования вращательно-поступательного движения среды (рис. 4).

Следует отметить, что процесс рождения человека и животных также сопровождается вращательно-поступательным движением плода в родовых путях (рис. 5). Однако до настоящего времени не дано правильной интерпретации такому движению плода в родовых путях с позиций биомеханики.

Кроме того, мы нашли подтверждение эволюционной преемственной связи в организации винтового потока биологических сред в транспортных каналах живого организма. У такого примитивного организма, как дождевой червь, также существует вращательно-поступательное движение химуса в пищеварительной системе (рис. 6).

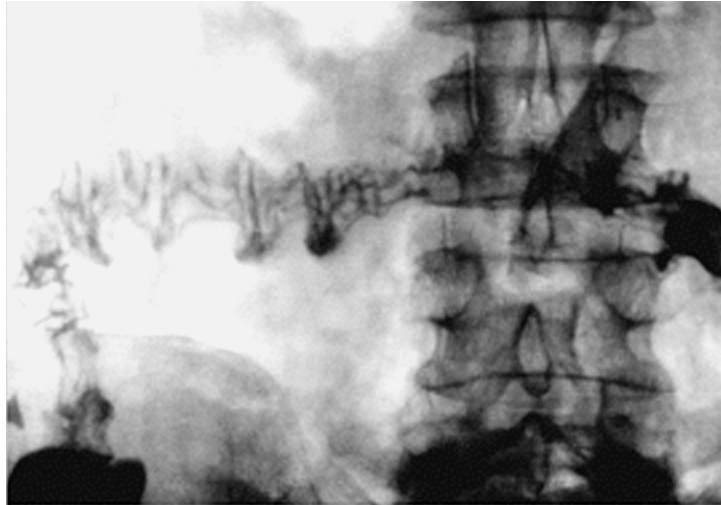


Рис.3. Колонография. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Вращательно-поступательное движение среды в пищеварительной системе. Поперечно-ободочная кишка.



Рис. 4. Урография. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Вращательно-поступательное движение среды в мочевыводящей системе. Чашечки первого и второго порядка, лоханка и мочеточник.

Этот впервые обнаруженный нами факт показывает, что винтовой характер движения биологических сред существует в природе не случайно. Его повторяемость указывает на наличие закономерных связей в структурно-функциональной организации транспортных систем живого организма, которые нами найдены и объяснены.

Универсальность установленного явления позволила расшифровать общий физический механизм образования винтового потока биологических сред на основе анализа структурно-функциональных связей транспортных систем живого организма. Устройство транспортных каналов характеризуется морфологическим и функциональным сходством. Доминирующим общим морфологическим признаком транспортных каналов живых систем является спиральная ориентация мышечных элементов в их стенках. Общий функциональный принцип заключается в существовании винтового потока биологических сред в транспортных системах. Основу общего физического механизма образования вращательно-поступательного

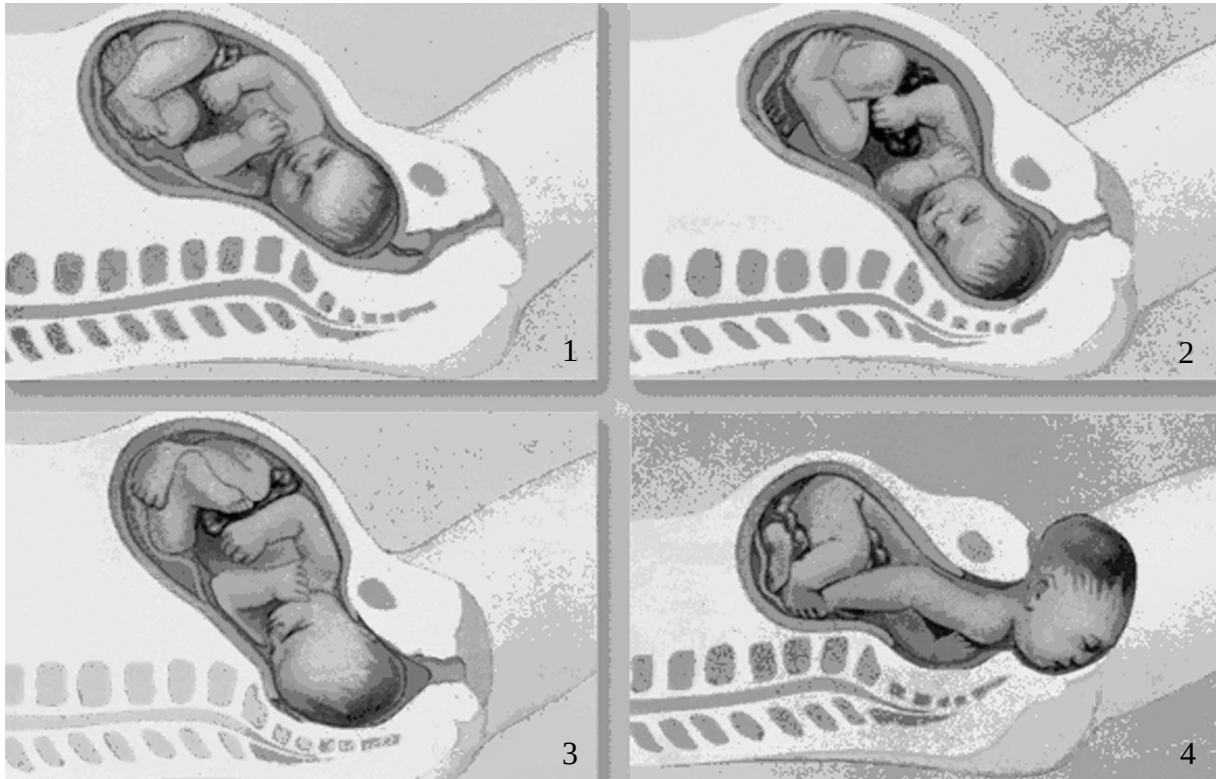


Рис. 5. Рождение человека. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Последовательные фазы вращательно-поступательного движения плода при рождении [20]

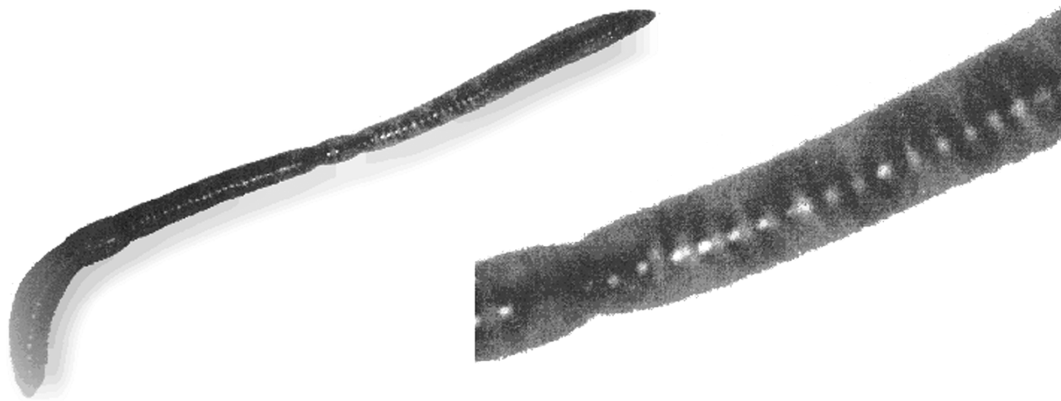


Рис. 6. Пищеварительная система дождевого червя. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Вращательно-поступательное движение химуса в пищеварительной системе дождевого червя

движения биологических сред представляет активное взаимодействие стенок транспортных каналов со средой за счет волны скручивания, связанной с сокращением мышечных и эластических элементов стенок каналов [4, 5, 9]. Это научное открытие формулируется следующим образом.

Теоретически и экспериментально обнаружено неизвестное ранее универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных каналах человека и животных на примере сердечно-сосудистой, пищеварительной и мочевыделительной систем, заключающееся в том, что в процессе жизнедеятельности организма происходит вращательно-поступательное движение сред, обусловленное возникновением за счет трения соответствующих этому движению двух составляющих

касательных напряжений при взаимодействии среды с волной скручивания, возбуждаемой в стенке канала сокращением спирально ориентированных мышечных и эластических элементов.

Полученные результаты исследований еще раз показали, как опыт позволяет предвидеть и делать обобщение. Это подтверждается открытием универсального явления образования закрученного потока биологических сред в транспортных каналах живого организма.

Концепция «распределенного сердца» по ходу артерий

Транспортная функция сердечно-сосудистой системы реализуется в звене микрогемоциркуляции, где происходит транкапиллярный обмен, создающий необходимый для жизни гомеостаз. Исследователи обращали внимание на то, что одного сердца недостаточно для доставки крови в микрососудистое русло. В связи с этим была предложена идея о существовании «периферического сердца». Под этим подразумевалось, что артериальные сосуды активно участвуют в обеспечении кровотока [21, 22]. Однако эта идея не получила развития из-за отсутствия подтверждений. Существуют работы, в которых доказана роль «венозной помпы» в осуществлении возврата крови в сердце [23]. Механизм возврата крови осуществляется периодическим пережиманием венозных сосудов скелетными мышцами. Открытие явления образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе и развитие этого нового направления в биомеханике кровообращения позволили доказать и обосновать активную роль артериальных сосудов в обеспечении и поддержании такого вида движения среды. Сравнительно недавно установлено, что диастола желудочков сердца – активный процесс. В период систолы желудочков происходит деформация упругоэластического каркаса миокарда, в котором накапливается потенциальная энергия за счет сокращения желудочков. В период диастолы желудочков, сопровождающейся расслаблением кардиомиоцитов, потенциальная энергия, накопленная в упругоэластическом каркасе, преобразуется в кинетическую энергию, реализующую активное расширение камер желудочков сердца. В полостях желудочков сердца создается разрежение, обеспечивающее присасывающий эффект для крови из предсердий [24]. Мы впервые обратили внимание на то, что именно присасывающий эффект желудочков сердца лежит в основе механизма открытия атриовентрикулярных клапанов в диастолической фазе сердечного цикла. Во время активной диастолы левого желудочка аортальный клапан закрывается, что обусловлено присасывающим действием разрежения в полости левого желудочка и диастолическим давлением со стороны канала аорты. Заполнение желудочков сердца кровью обеспечивается за счет энергии, запасенной в упругоэластическом каркасе в период систолы. Роль мышечных элементов предсердий ничтожна в опорожнении их камер от крови, поскольку их объем мало меняется в систолу и диастолу сердца. При перемещении крови из предсердий в желудочки одновременно происходит приток крови из вен в предсердия, поскольку разрежение, создаваемое желудочками, передается не только в камеры предсердий, но и в венозное пространство. Во время сердечной диастолы желудочек, предсердие и вены представляют собой сообщающиеся камеры, между которыми нет преград. По существу, предсердия играют роль промежуточных камер между желудочками сердца и венами, несущими кровь в предсердия.

Рассмотрим механизм вращательно-поступательного движения крови с позиций активного взаимодействия стенок каналов и среды за период одного сердечного цикла. Последовательность событий, происходящих в большом и малом круге кровообращения, одинакова, поэтому покажем их на примере большого круга кровообращения. Левое предсердие представляет собой воронкообразную камеру с тангенциальным впадением легочных вен, несущих кровь от правого и левого легких, и с асимметричным расположением места стока в области фиброзного кольца митрального клапана. Такая конфигурация камеры левого предсердия напоминает циклонную камеру, где формируется мощное вращение всего объема крови. Со стороны внутренней поверхности левого желудочка миокард образует винтообразный гофрированный рельеф. Закрученный поток крови с правым вращением из левого предсердия поступает в левый желудочек по направляющим винтообразного рельефа, имеющего правую закрутку, что не препятствует сохранению момента вращения крови в левом желудочке. Место стока левого желудочка в области фиброзного кольца аортального клапана также асимметрично и тангенциально. В период диастолы конфигурация камеры левого желудочка меняется – происходит ее расширение в поперечном и укорочение в продольном направлении, в результате чего верхушка желудочка смещается в сторону основания сердца навстречу втекающей в него крови. В следующую фазу сердечного цикла возникает мощное активное сокращение миокарда левого желудочка – систола. Спиральное расположение сократительных элементов миокарда обеспечивает скручивающий характер сокращения левого желудочка и при взаимодействии внутренней поверхности его стенки с кровью за счет трения усиливает закручивание потока. Аортальный клапан открывается практически в период выравнивания давления в полости левого желудочка и аорты в фазе изометрического сокращения. Закрученный поток крови поступает в аорту. Такая импульсная деятельность желудочка синхронизирует сокращение гладкомышечных элементов артерий, возбуждая в них волну скручивания. Существование такой волны обеспечивает активное взаимодействие стенок артерий и транспортируемой крови. Так же, как в желудочках сердца, в стенках артерий имеется упругоэластический каркас, связанный с гладкомышечными элементами и составляющий с ними единое целое в стенке кровеносного сосуда. Сердечный выброс крови растягивает упругоэластический каркас и гладкомышечные элементы одновременно, раздражая и возбуждая последние. Анатомические особенности ориентации гладкомышечных элементов в стенке кровеносного сосуда обеспечивают возникновение спиральной волны их возбуждения. Сокращение этих элементов имеет скручивающий характер. Волна скручивания в виде сокращения спирально упакованных гладкомышечных элементов в стенке артерий распространяется от сердца к периферии артериального дерева в направлении движения крови. Поведение каждого участка артерий аналогично деятельности желудочка сердца. Сокращение сердца и сосудов чередуется с их расслаблением, образуя один сердечно-сосудистый цикл. Активная работа артерий, обусловленная их сократительной способностью, в основе которой заключен автоматизм, синхронизована деятельностью желудочков сердца. Каждому сокращению желудочка сердца автоматически соответствует сокращение артерий. Отметим, что упругоэластический каркас миокарда накапливает потенциальную энергию при сокращении желудочка, а упругоэластический каркас артерии – при ее растяжении систолическим выбросом. Сложение энергии, накопленной в упругоэластическом каркасе, и энергии активного сокращения гладкомышечных элементов создает волну скручивания, обеспечивающую поддержание винтового потока крови в артериальном русле благодаря активному взаимодействию стенки артерии с кровью.

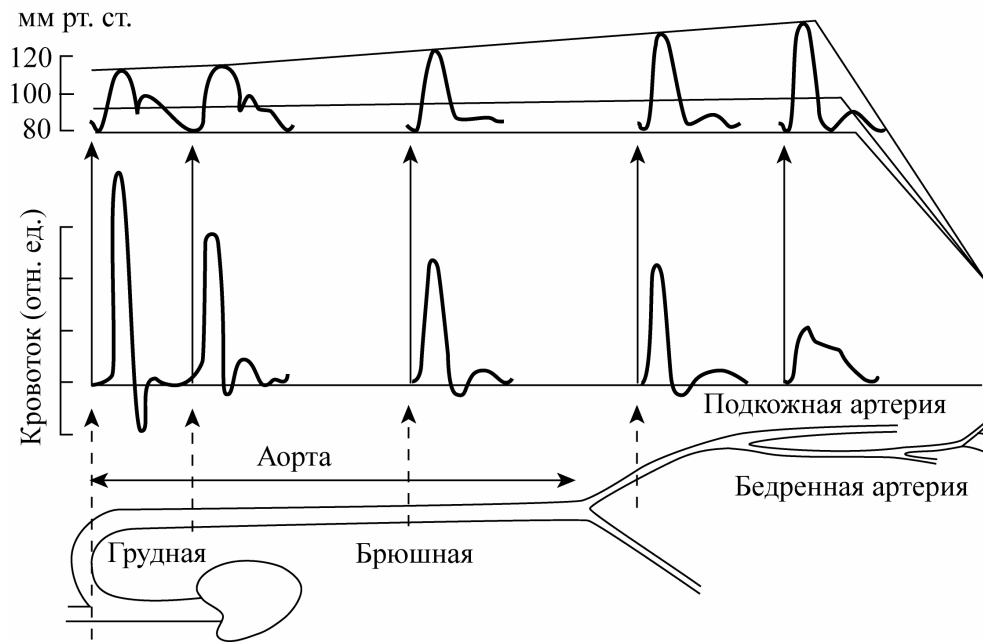


Рис. 7. Изменения среднего и пульсового давления и кровотока в разных отделах артериального дерева. Сверху вниз: давление, кровоток, схема артериального дерева [25]

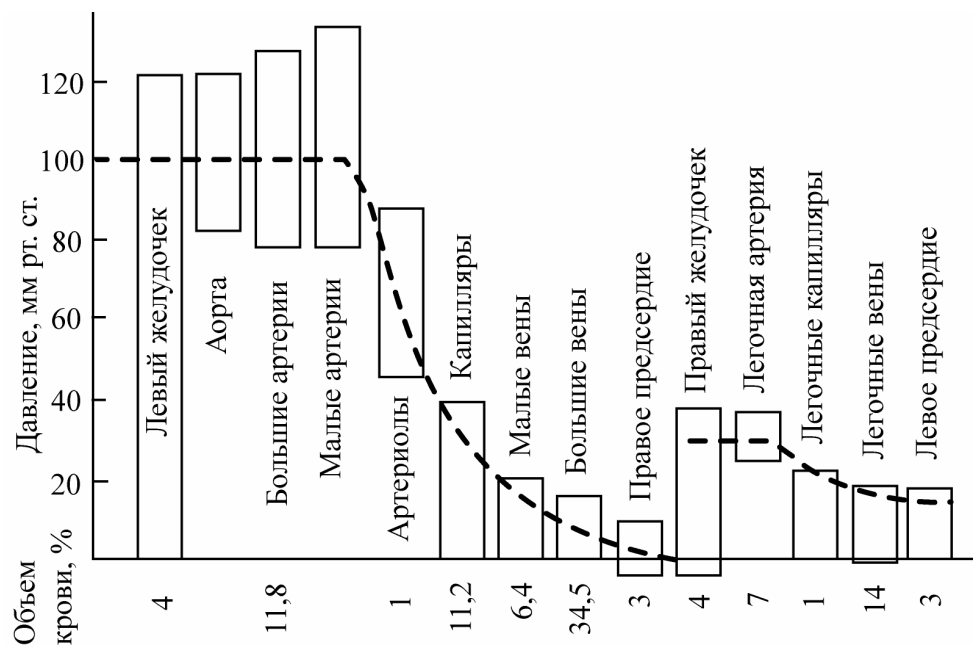


Рис. 8. Внутрисосудистое давление: среднее (прерывистая линия), пульсовое (прямоугольники), и объем крови (% к общему объему) в различных отделах сердечно-сосудистой системы [26]

Взаимодействие волны скручивания с кровью за счет трения имеет две составляющие касательных напряжений, создающих соответственно вращательное и поступательное движение крови. Работа гладкомышечных элементов артерий является мощным интегральным источником энергии, дополнительной к работе сердца. Во-первых, существует экспериментально наблюдаемый незатухающий закрученный поток крови по ходу артерий. Во-вторых, существует импульсный прирост систолического давления в артериях по мере удаления от сердца. Этот экспериментальный факт не имел правильной интерпретации. Импульсный прирост дополнительной энергии в кровотоке адекватно объясняется работой мышечных элементов артерий. В-третьих, существует анатомический факт возрастания

относительной толщины мышечного слоя по ходу артерий. Роль последнего факта демонстрируется следующим образом. Действительно, толщина H стенки артерии вплоть до артериол подчиняется простой зависимости $H = \gamma\sqrt{d}$, где d – диаметр сосуда, а γ – некоторая постоянная величина. Таким образом, прирост пульсового давления $\Delta P \sim (H/d)^2 \sim \gamma^2/d$ на каждом участке кровеносного сосуда пропорционален работе мышечного слоя артерии. Эта зависимость, указывающая на возрастание пульсового давления при уменьшении диаметра кровеносного канала в артериальном звене по мере удаления от сердца, не противоречит экспериментальным фактам (рис. 7, 8). В рамках предложенного физического механизма легко объяснить представленное на рис. 7 падение амплитуды пульсовой скорости крови по мере уменьшения диаметра сосуда, в котором она движется. Подтвердим это аналитически, воспользовавшись известным выражением для расхода $M = \frac{P_2 - P_1}{r}$, где $M = \frac{\pi}{4} \rho d^2 U$ – массовый расход, U – скорость движения крови, $(P_2 - P_1)$ – разность давлений на рассматриваемом участке русла, а r – его сопротивление. Учитывая, что $\Delta P \sim \gamma^2/d$, $r \sim 1/d^4$, получим искомую связь $\Delta U \sim \frac{\Delta M}{d^2} \sim \frac{\Delta P}{rd^2} \sim \Delta P \cdot d^2 \sim \gamma^2 d$. Найденная зависимость показывает, что наряду с возрастанием пульсового давления в артериях вследствие активной роли их мышечных элементов, сопротивление кровотоку из-за вязкости крови увеличивается в узких сосудах гораздо сильнее, обуславливая при одновременном действии обоих механизмов падение амплитуды пульсовой скорости в соответствии с экспериментальными данными [25, 26].

На основе выявленных структурно-функциональных связей мы выдвинули и обосновали концепцию «распределенного сердца» по ходу артерий. Она не противоречит экспериментально наблюдаемому явлению образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе.

Свойство закрученного потока жидкости создавать силу тяги в воронкообразных каналах

Известно, что артериальные магистрали представляют собой каналы с сужением по потоку крови. В основу теоретического рассмотрения, используемого в поиске закономерных математических связей между морфометрическими параметрами артерий и характеристиками потоков в них, был положен локальный динамический подход. Методология этого подхода состоит в следующем. Несмотря на большую протяженность гидродинамических трубчатых каналов, в которых, как правило, исследуется движение жидкости, важные характеристики и свойства рассматриваемых потоков можно получить при локальном описании. В нем использованы фундаментальные законы сохранения некоторых физических величин на участке канала малой протяженности.

Проиллюстрируем это на примере описания закрученного потока жидкости в канале с переменным круглым сечением (рис. 9). Закрученный поток будем характеризовать тремя параметрами движения U , V , W , соответствующими осредненным по радиусу скоростям поступательного, радиального и вращательного движения жидкости с плотностью ρ в любом произвольном сечении канала радиуса R с

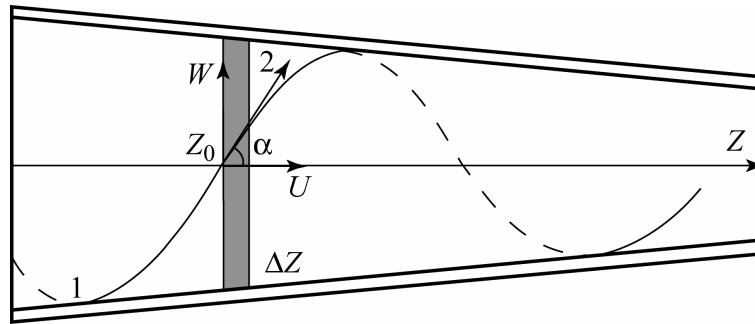


Рис. 9. Канал переменного поперечного сечения: Z – ось канала, ΔZ – шаг вдоль координаты Z , U – скорость поступательного движения жидкости, 1 – винтовая траектория закрученного потока, 2 – вектор результирующей скорости, направленный по касательной винтовой траектории, и α – угол между полной скоростью и осью канала

координатой Z вдоль его оси. Для того, чтобы определить, как изменяются параметры закрученного потока dU , dV и dW , если отступить от координаты Z на малую величину dZ , в [4–6, 9] мы использовали следующие законы сохранения:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\rho U^2}{2} + \frac{\rho V^2}{2} + \frac{\rho W^2}{2} = \text{const}, \\ \rho R^3 W U = \text{const}, \\ \rho \sqrt{U^2 + V^2} U R^2 = \text{const}. \end{array} \right. \quad (1)$$

В этой системе первое уравнение является известным законом Бернулли. Ввиду малой протяженности рассматриваемого участка канала представленное уравнение справедливо, когда градиент давления, обусловленный внешними силами, ничтожно мал. Два следующих уравнения отвечают, соответственно, законам сохранения потоков вращательного и поступательного количества движения. Оба закона имеют силу, поскольку на малом участке dZ аксиального канала пренебрегается действием сил и моментов сил на поток со стороны стенки. Свойство закрученного потока жидкости в отсутствие сил трения в равной степени сохранять как поток вращательного, так и поток поступательного количества движения является принципиальным. Важным следствием этого для каналов круглого переменного сечения в идеализированном случае является эффект изменения расхода массы жидкости. Используя наряду с системой (1) выражение для массового расхода в виде:

$$M = \pi \rho U R^2 \quad (2)$$

и математическую процедуру дифференцирования, легко получить в случае несжимаемой жидкости следующую эквивалентную (1) и (2) систему уравнений:

$$U\dot{U}+V\dot{V}+W\dot{W}=0, \quad (3)$$

$$3\overset{\bullet}{R}\overset{\bullet}{U}\overset{\bullet}{W} + \overset{\bullet}{R}\overset{\bullet}{U}\overset{\bullet}{\dot{W}} + \overset{\bullet}{R}\overset{\bullet}{W}\overset{\bullet}{\dot{U}} = 0, \quad (4)$$

$$2(U^2 + V^2)U \dot{R} + UVR \dot{V} + R(2U^2 + V^2)\dot{U} = 0, \quad (5)$$

$$\dot{M} = \pi \rho R [U \dot{R} + 2U \dot{R}], \quad (6)$$

где: $\dot{R} = \frac{dR}{dZ}$; $\dot{U} = \frac{dU}{dZ}$; $\dot{V} = \frac{dV}{dZ}$; $\dot{W} = \frac{dW}{dZ}$; $\dot{M} = \frac{dM}{dZ}$.

Решая систему уравнений (3), (4) и (5) относительно производной $\dot{U}$, нетрудно получить для нее следующее выражение:

$$\dot{U} = -\frac{U \dot{R}}{R} \frac{[2U^2 + 2V^2 + 3W^2]}{W^2 + U^2 + V^2}. \quad (7)$$

Используя (7) в уравнении (6), окончательно находим зависимость локального расхода жидкости от степени изменения площади круглого сечения канала вдоль его оси:

$$\dot{M} = -\pi \rho R \frac{UW^2}{W^2 + U^2 + V^2} \dot{R} = -\frac{\rho}{2} \frac{dS}{dZ} \frac{UW^2}{W^2 + U^2 + V^2}. \quad (8)$$

Согласно полученному выражению, закрученный поток обладает особыми свойствами. Одно из его замечательных свойств состоит в существовании положительной добавки к расходу ($M > 0$) при сужении канала, когда $dS/dZ < 0$. В соответствии с выведенным выражением (8) для закрученного потока в канале с конусоидальным сужением наличие вращательной составляющей движения жидкости приводит к увеличению локального массового расхода за счет ускорения потока. Полученный идеализированный результат – есть следствие реализации градиента динамического давления, когда потерями на сопротивление в канале полностью пренебрегается. Используя уравнения (1) и (2) при условии $M = \text{const}$ и $P \neq \text{const}$, несложно показать, что математически этот градиент выражается следующим образом:

$$\frac{dP}{dZ} = \rho \frac{W^2}{2} \frac{1}{S} \frac{dS}{dZ}. \quad (9)$$

Впервые обнаруженное гидродинамическое свойство формулируется следующим образом [4–7,12].

Обнаружено неизвестное ранее свойство возникновения силы тяги для закрученного потока жидкости в воронкообразных каналах, заключающееся в том, что в винтовом потоке жидкости существует градиент давления, направленный по ходу сужения канала, и обусловленное физическими законами сохранения массового расхода, динамического давления, а также потоков вращательного и поступательного количества движения жидкости.

Другое, не менее важное свойство закрученного потока заключается в возможности достижения максимального увеличения расхода при одной той же плотности кинетической энергии в нем. Как нами было показано ранее [4], выражение (8) имеет экстремум, когда выполняется условие:

$$W^2 = 2U^2. \quad (10)$$

При этом соотношении, которое в дальнейших исследованиях использовалось неоднократно, касательная, проведенная в каждой точке винтовой траектории, образует с осью потока угол, удовлетворяющий уравнению:

$$\text{tg} \alpha = \frac{W}{U} = \sqrt{2}. \quad (11)$$

Как оказалось, решением уравнения (11) является угол $\alpha = 54,7^\circ$, который в среднем образуют спирально ориентированные гладкомышечные элементы магистрального кровеносного сосуда с его осью. Это подтверждено гистофизиологическими данными о спиральной упаковке гладкомышечных элементов в стенках сосудов [19]. Найденному угловому параметру соответствует экспериментально наблюдаемый шаг винтовой линии тока, описываемый движущейся кровью. Установленные факты также подтверждают идею «распределенного сердца» по ходу артерий. Действительно, существование дополнительной работы,

производимой стенкой канала путем последовательного спирального сокращения его мышечных элементов, приводит благодаря трению к активному воздействию кровеносного сосуда на кровь. За счет такого механизма поддерживается необходимое соотношение между скоростями вращательного и поступательного движения крови, обеспечивая оптимальную производительность сердечно-сосудистой системы при равномерной физической нагрузке на транспортные каналы.

Природа внутрисосудистого артериального диастолического давления

Обоснованы целесообразность существования винтового потока крови, связь свойства дополнительной силы тяги с вращательно-поступательным движением крови в магистральном артериальном русле, параметры закрученного потока крови, при которых реализуется его оптимальный массоперенос в многочисленных воронкообразных участках кровеносных каналов системы кровообращения.

Закрученный поток крови есть результат ее взаимодействия со стенками транспортных каналов. Основу этого взаимодействия представляет волна скручивания как процесс последовательного сокращения мышечных элементов сосудов по ходу кровотока. За один цикл сердечно-сосудистой деятельности фаза расслабления миоцитов сменяется фазой их активного сокращения, вовлекая в работу все артериальное русло, начиная от миокарда желудочков сердца и заканчивая мелкими кровеносными сосудами, имеющими мышечный слой, вплоть до микроциркуляторного звена. Более того, как следовало из наших экспериментальных данных, прямые измерения шага винтовой линии кровотока в различных отделах магистрального артериального русла указывали на превышение плотности энергии вращательного движения над поступательным. На первый взгляд, отдавая предпочтение винтовой линии тока, живая природа, казалось бы, сделала досадную ошибку, выбрав не самый кратчайший путь для движения крови. Но поскольку в такой транспортной системе, как сердечно-сосудистая, все должно быть организовано с максимальной оптимальностью, то существование в ней винтового движения крови является необходимостью. Для того, чтобы обосновать необходимость такого вида движения и далее продвинуться в понимании механизмов функционирования сердечно-сосудистой системы, обратимся к вопросу о происхождении диастолического давления. Нам было интересно выяснить, какую функцию оно выполняет. Согласно известным традиционным представлениям диастолическое давление является минимальным артериальным кровяным давлением, соответствующим фазе расслабления миокарда желудочков сердца, во время которой сердце заполняется кровью. Очевидно, что такое определение артериального диастолического давления не несет никакой информации о его причинной обусловленности. Известно также, что этот динамический параметр кровотока в различных отделах артериального русла имеет не постоянное значение. В норме у взрослого человека он достигает максимальной величины ~80 торр в начальных отделах аорты и ветвях магистральных артерий, а по мере удаления от сердца плавно убывает, постепенно приближаясь к существенно меньшему значению на подходе к звену микрогемодикуляции. Как показывают оценки с использованием закона Пуазейля для секундного объемного расхода жидкости:

$$Q = \frac{\pi}{128} \frac{\Delta p}{l} \frac{d^4}{\eta} = \frac{\pi d^2 \bar{U}}{4}, \quad (12)$$

при известных характеристиках капилляров: диаметре $d \approx 10$ мкм, длине $l \approx 1$ мм и средней скорости крови $\bar{U} \approx 500$ мкм/с, перепад давления на концах микрососуда должен составлять величину $P \sim 1$ торр, а его градиент, соответственно, $\Delta P / \Delta Z \approx 10$ торр/см. Приведенные значения хорошо согласуются с известными экспериментальными данными. В отличие от самого диастолического давления, градиент рассматриваемого параметра имеет минимальное значение в начале кровеносного русла и, соответственно, максимальное на периферии. До сих пор авторы многих публикаций интерпретировали диастолический показатель давления на основе модели «компрессионной камеры», рассматривая его как остаточное давление крови после прохождения пульсовой волны, поддерживаемое медленной тонической работой артериальных сосудов [25]. Однако такой взгляд на природу диастолического давления явно ограничен, поскольку, согласно закону Паскаля, выравнивание постоянной составляющей давления крови в протяженной транспортной магистрали не должно в этом случае приводить к его градиенту, наблюдаемому в опыте [26] (рис. 8). Это говорит о том, что ясного понимания затронутого вопроса не было. Интуитивно существование протяженного безградиентного диастолического пьедестала в кровеносном русле оправдывалось как средство преодоления сопротивления, обусловленного исключительно потерями на трение в периферическом звене [25]. Однако до настоящего времени не был выявлен физический механизм этого процесса.

С нашей точки зрения, наличие градиента диастолического давления как раз указывает на факт существования распределенного гидродинамического сопротивления в артериях. Суммируясь на каждом малом участке кровеносного русла на пути от мелких сосудов к сердцу, в направлении навстречу кровотоку, это сопротивление становится внушительным при подходе к начальному отделу аорты. Показателем этого суммарного сопротивления в нормальных физиологических условиях здорового взрослого человека служит диастолическое давление ~ 80 торр. Таким образом, импульсный поток крови в артериях существует тогда, когда давление, создаваемое сокращением желудочков сердца, превысит указанный предел.

Далее покажем, при помощи какого механизма сердечно-сосудистая система преодолевает столь большое гидродинамическое сопротивление сосудистого русла, показателем которого является внутрисосудистое артериальное диастолическое давление. В качестве отправной точки будем использовать эффект дополнительной силы тяги, возникающий в закрученном потоке жидкости в каналах переменного сечения с сужением. Теоретическое описание этого эффекта дано авторами в [4, 5, 7]. Отметим указанную выше очень важную особенность артериального русла человека и животных. Она состоит в том, что аорта, легочная артерия и все артерии большого и малого кругов кровообращения имеют ярко выраженную тенденцию сужаться по длине вниз по кровотоку, представляя собой воронкообразные камеры или каналы переменного сечения.

Как следует из (9), эффект дополнительной силы тяги, приводящей в идеализированном случае к увеличению расхода, не зависит от направления вращения жидкости и может быть значительным при высокой плотности энергии вращательного движения, малой площади локального сечения канала и резком его сужении. Теперь обратим более пристальное внимание на случай, когда градиент давления, обеспечивающий дополнительную силу тяги, существует, а увеличения локального массового расхода в единицу времени не происходит. Именно этот случай соответствует реальным физиологическим условиям в живом организме ($M = \text{const}$, $dM/dZ = 0$). Это объясняется следующим образом. Поскольку в транспортной системе существует сопротивление, то указанный, согласно (9), градиент

давления направлен на борьбу с ним. Мы считаем, что кровоток в сужающемся артериальном русле преодолевает распределенное сосудистое сопротивление именно посредством силы тяги, существующей в закрученном потоке крови. Другими словами, сердце и кровеносные сосуды генерируют в кровеносном русле ровно столько вращательной энергии, сколько необходимо транспортной системе для компенсации в ней потерь на вязкое сопротивление. Если количество этой энергии больше или меньше требуемой величины, то работа транспортной системы становится менее эффективной. Таким образом, для любого локального участка артериального русла градиент динамического давления, связанный с вращательной составляющей скорости кровотока, есть не что иное, как градиент диастолического давления. С учетом (9) такую тождественность на математическом языке можно выразить следующим образом:

$$\frac{dP_d}{dZ} \equiv \gamma W^2, \quad (13)$$

где P_d – диастолическое давление, а $\gamma = \frac{\rho}{2S} \frac{dS}{dZ}$. Совокупность установленных фактов,

связанных с вращательно-поступательным движением крови в сердечно-сосудистой системе, показывает, что имеющийся градиент диастолического давления обеспечивает в ней непрерывный кровоток, скорость которого в крупных артериях много меньше, чем в период систолы. За период между сердечными сокращениями через звено микрогемоциркуляции в венозное русло входит определенный объем крови. Систолический выброс восполняет этот объем в артериальном звене. Во время систолы в магистральных артериях существует градиент давления, по абсолютной величине превышающий градиент диастолического давления, чем обеспечивается в них дополнительный импульсный кровоток, средняя поступательная скорость которого U уже значительна. Для случая, когда в артериальном русле превышение $\frac{d(P - P_d)}{dZ}$

имеет одно и то же значение, не зависящее от времени, использование закона Бернулли с учетом (13) и постоянства среднего расхода позволяет легко получить соотношение:

$$\frac{d(P - P_d)}{dZ} = 2\gamma \bar{U}^2. \quad (14)$$

Учитывая, что реальный кровоток имеет импульсный характер, перепишем (14) в следующем виде:

$$\frac{d(P_s - P_d)}{dZ} = \gamma U^2, \quad (15)$$

где P_s – систолическое артериальное давление крови, а U – амплитудное значение ее скорости. Сравнивая два выражения (13) и (15), получим неизвестную ранее связь между динамическими и кинематическими характеристиками кровотока, описываемую следующим выражением:

$$\frac{d(P_s - P_d)}{dP_d} = \frac{U^2}{W^2} = \frac{1}{\varepsilon^2}. \quad (16)$$

Если отношение величин поступательной и вращательной скоростей в потоке сохраняет свое значение на достаточно протяженном отрезке транспортной магистрали, то дифференциальная форма выражения (16) эквивалентна более простому виду:

$$\frac{P_s - P_d}{P_d} = \frac{U^2}{W^2} = \frac{1}{\varepsilon^2}. \quad (17)$$

Переходом от (16) к (17) учтена равномерность силовой нагрузки в протяженном кровеносном русле на стенки его каналов. Для оптимального сердечного выброса крови, необходимость которого следует потребовать именно в начале артериального русла, должно выполняться условие $\varepsilon^2 = 2$ (см. (10)). Тогда, согласно (17), это соответствует известному соотношению давлений, наблюдаемому в живом организме: $P_s = 3/2 P_d$. В начале артериальной магистрали большого круга кровообращения у здорового взрослого человека для среднего диастолического артериального давления $P_d \approx 80$ торр, оптимальным является систолическое артериальное давление $P_s \approx 120$ торр. Отношение «три» к «двум» закономерным образом повторяется и для артериальных давлений малого круга кровообращения, поскольку абсолютные значения систолического и диастолического давлений на входе в легочную артерию, соответственно, равны ~ 30 торр и ~ 20 торр. Разные показатели диастолического давления в большом и малом кругах кровообращения легко объясняются отличием сопротивлений длинной и короткой транспортных магистралей. В связи с этим необходимо подчеркнуть следующее. Для начального отдела аорты и легочной артерии соотношение систолического и диастолического давления $3/2$, эквивалентное соотношению $2/1$ по энергиям вращательного и поступательного компонентов винтового потока крови, является оптимальным для массового расхода при сердечном выбросе в соответствии с (10). Несмотря на то, что существует «распределенное сердце по ходу артерий», максимальная нагрузка приходится на желудочки сердца при сердечном выбросе. Оптимальность наблюдаемых соотношений сохраняется в условиях покоя и при физической нагрузке, обеспечивая наивысшую производительность системы при минимуме энергетических затрат.

Полученная связь (17) показывает также, что по измеряемым показателям систолического и диастолического артериальных давлений в конкретном участке любой артерии можно судить о соотношении вращательной и поступательной скоростей движения крови. Например, отношение рассматриваемых давлений в брюшной аорте перед ее ветвлением на подвздошные артерии соответствует значению $P_s/P_d \approx 2$. Согласно (17) это означает, что $W^2/U^2 \approx 1$. Отметим, что для эффективной работы сердечно-сосудистой системы в целом ей приходится постоянно поддерживать необходимый уровень вращательной составляющей движения крови. Приведем простые оценки, показывающие, что кровеносная транспортная система не может выполнить такую задачу, используя исключительно работу одного миокарда желудочков сердца. Для этого воспользуемся известным уравнением, описывающим вращение жидкости в цилиндрической трубке с учетом вязкого трения на ее стенке:

$$\rho R^2 \frac{dW}{dt} = -4\eta W. \quad (18)$$

Решение (18) показывает, что в отсутствие постоянной энергетической подкачки вязкое трение на любом участке канала круглого сечения с радиусом R приводит к затуханию такого вида движения по экспоненциальному закону:

$$W = W_0 e^{-\frac{4\eta t}{\rho R^2}}. \quad (19)$$

Как следует из (19), время релаксации вращательной скорости следующим образом зависит от радиуса канала:

$$\tau = \frac{\rho R^2}{4\eta}. \quad (20)$$

Если при $R=1$ см оценка для времени затухания дает значение $\tau \approx 25$ с, то уже для $R=1$ мм величина указанного параметра составляет $\tau \approx 0,25$ с. Во втором случае время затухания вращательной скорости меньше периода сердечных сокращений. Для компенсации потерь на затухание вращательного движения крови необходима дополнительная активная сократительная работа мышечных элементов артерий, о которой говорилось выше.

В заключение данного раздела вернемся к соотношению (17) и поясним наглядный физический смысл полученной связи между внутренними кинематическими характеристиками кровотока U , W и его внешне проявляемыми динамическими параметрами P_s и P_d . Активная сократительная работа спирально упакованных мышечных элементов желудочков сердца и артерий создает закрученный поток крови, в котором заключено вращательное и поступательное движение. Такой поток крови имеет естественную пространственную структуру, линейный масштаб которой представляет собой шаг винтовой линии тока Λ . Учитывая равномерность силовой нагрузки на артериальный сосуд, можно оценить средний градиент диастолического давления величиной P_d/L , где L – длина сосуда. Соответственно, для градиента систолического скачка давления значением $(P_s - P_d)/L$. Тогда идея о разделении функций (первая – преодоление сопротивления, вторая – накачка артериального звена) между составляющими вращательного и поступательного движения в закрученном потоке крови состоит в следующем. На шаге Λ винтовой траектории частиц крови, с точностью до коэффициента порядка единицы, плотность вращательной энергии $\rho W^2/2$ на одном ее витке равна $\Lambda P_d/L$, а плотность поступательной кинетической энергии $\rho U^2/2$, соответственно, равна $\Lambda(P_s - P_d)/L$. Это согласуется с законом (17), который формулируется следующим образом.

Установлен неизвестный ранее закон гемодинамики, заключающийся в том, что в любой артерии человека и животных отношение пульсового давления к диастолическому давлению равно отношению квадрата поступательной скорости к квадрату вращательной скорости винтового потока крови, обусловленный свойством закрученного потока создавать силу тяги по ходу сужения каналов артериального русла, направленную на преодоление сосудистого сопротивления.

Известно, что транспортная функция сердечно-сосудистой системы человека и животных реализуется в микрососудистом русле в виде транскапиллярного обмена. До настоящего времени биомеханика этого звена системы кровообращения недостаточно исследована. Очевидно, что изучение микроциркуляции нужно проводить с использованием неинвазивных физических методик. Такой методикой является фазочувствительная лазерная спектроскопия светового рассеяния, развиваемая авторами, в том числе и для изучения микрогемодикуляции [14–16]. С помощью этой методики нами обнаружено явление образования акустического поля в просвете микрососудов [17]. Дальнейшее изучение этого явления позволит раскрыть механизмы транскапиллярного обмена, важнейшей функции жизнедеятельности организма. Такие исследования с необходимостью должны быть преимущественно связаны с биомеханикой магистрального кровеносного русла.

Экспериментальные и теоретические исследования, представленные в работе, имеют фундаментальный характер, поскольку научные открытия, сделанные авторами, вносят коренные изменения в уровень познания биомеханики кровообращения.

Заключение

Создано новое направление в биомеханике кровообращения на основе следующих научных открытий авторов.

Обнаружено явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе человека и животных с разнонаправленным вращением в большом и малом кругах кровообращения, раскрывающее структурно-функциональные связи в сложно организованной транспортной системе живого организма.

Открыто универсальное явление образования закрученного потока сред в транспортных каналах организма, связанное с общим физическим механизмом организации вращательно-поступательного движения биологических сред на примере сердечно-сосудистой, пищеварительной, мочевыделительной и других систем.

Обоснована концепция «распределенного сердца» по ходу артерий на основе функционального свойства ритмичной работы их гладкомышечных элементов, синхронизированной деятельностью желудочков сердца.

Установлено свойство закрученного потока жидкости создавать силу тяги в воронкообразных каналах, раскрывающее природу артериального диастолического давления, направленного на преодоление сосудистого сопротивления.

Открыт закон гемодинамики в артериях, раскрывающий математическую связь между динамическими и кинематическими характеристиками винтового потока крови.

Новые знания о биомеханике кровообращения демонстрируют, как на самом деле организована транспортная функция сердечно-сосудистой системы.

Фундаментальные результаты, полученные на междисциплинарном уровне исследований, представляют ценность для научной и практической медицины.

Список литературы

1. *Zakharov V.N.* New principles of circulation mechanics // *European J Cardiac Interventions*. 1995. V. 4. № 1. P. 3-13.
2. *Zakharov V.N.* The New conception of blood circulation mechanics // *Cardiovascular Engineering*. 1998. V. 3. № 2. P. 100-104.
3. *Zakharov V.N.* et al. Universal phenomenon of helical motion of the media in the transport canals of the living organism // *Cardiovascular Engineering*. 1998. V.3. № 3-4. P. 185-188.
4. *Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А.* Физические механизмы транспортных систем живого организма; Препринт № 1 / Российская академия наук, Сибирское отделение, Институт лазерной физики, ИПП «Офсет». М., 1999.
5. *Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А.* Универсальный физический механизм транспортных систем живого организма. // Численные методы решения задач теории упругости и пластичности: Новосибирск, 1999. С. 26-31.
6. *Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А.* Закономерности ветвления кровеносного русла: Препринт № 2 / Российская академия наук, Сибирское отделение, Институт лазерной физики, ИПП «Офсет». М., 2000.
7. *Zakharov V.N., Bagayev S.N., Orlov V.A.* On Biophysical Mechanism of Helical Blood Flow. 10th World Congress World Society of Cardio-Thoracic Surgeons, Vancouver-BC- Canada. *Cardiovascular Engineering*. 2000. V.5. № 2. P. 102.
8. *Orlov V.A., Bagayev S.N., Zakharov V.N.* Laws of Blood Vessel Branching at the Macro- and Microlevel. 10th World Congress World Society of Cardio-Thoracic Surgeons, Vancouver-BC- Canada // *Cardiovascular Engineering*. 2000. V.5. № 2. P. 103.
9. *Bagayev S.N., Zakharov V.N., Orlov V.A.* On a Universal Mechanism of Motion of Biological Media in Transport System of an Organism // *Laser Physics*. 2001. V. 11. № 11. P. 1228-1231.

10. Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А. Новые явления и законы в биомеханике кровообращения // Медицинская физика: техника, биология, клиника. Материалы I Евразийского конгресса. М., 2001. № 11. С. 49-50.
11. Zakharov V.N., Bagayev S.N., Orlov V.A. On Rationality of Helical Blood Motion. 11th World Congress World Society of Cardio-Thoracic Surgeons. Sao Paulo. Brazil. 2001. P. 50.
12. Orlov V.A., Bagayev S.N., Zakharov V.N. The Nature of Arterial Diastolic Pressure. 11th World Congress World Society of Cardio-Thoracic Surgeons, Sao Paulo, Brazil, 82, 2001.
13. Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А. Новые представления о биомеханике кровообращения. // Международная конференция «Лазерные и информационные технологии в медицине XXI века». II часть. СПб., 2001. С. 520-521.
14. Bagayev S.N., Zakharov V.N., Orlov V.A. New in Biomechanics of Blood Circulation and Possibilities of Precision Laser Measurements. XVII International Conference on Coherent and Nonlinear Optics ICONO-2001. Minsk. Belarus. 2001. P. 45.
15. Orlov V.A., Bagayev S.N., Fomin Yu.N., Obratsov Yu.D., Panov S.V., Zakharov V.N. Phase-Sensitive Laser Spectroscopy for Investigation of Physical Mechanism of Microhemocirculation and Transcapillary Exchange. Russian-French Laser Symposium. Vladimir. Suzdal. 2001. P. 63.
16. Bagayev S.N., Zakharov V.N., Markel A.L., Obratsov Yu.D., Orlov V.A., Panov S.V., Parygin A.A., Fomin Yu.N. Investigation of the Biomechanics of Microhemocirculation By a Phase-Sensitive Laser Method. LAT-2002. Technical Digest. Conference of Laser, Applications and Technologies. 2002. P. 147.
17. Bagayev S.N., Zakharov V.N., Orlov V.A., Obratsov Yu.D., Panov S.V., Fomin Yu.N. The Phenomenon of Formation of an Acoustic Field in The Lumens of Microvessels of the Blood Circulation System. 2002 6th International Conference on actual Problems of electronic Instrument Engineering Proceedings, APEIE-2002. Novosibirsk. 2002. V.1. P. 195-199.
18. Рашмер Р. Динамика сердечно-сосудистой системы. М.: Медицина, 1981.
19. Куприянов В.В. Спиральное расположение мышечных элементов в стенке кровеносных сосудов и его значение для гемодинамики // Архив анатомии гистологии и эмбриологии. 1983. № 9. С. 46-54.
20. Bean J. A Pictorial Handbook of Anatomy and Physiology. London: Mitchell Bearley Publishers Ltd., 1978.
21. Яновский М.В. Клинические данные по вопросу о периферическом артериальном сердце // Научная медицина. 1922. № 10. С. 121-160.
22. Яновский М.В. О функциональной способности артериального периферического сердца // Научная медицина. 1923. № 11. С. 126-133.
23. Аринчин Н.И., Недвецкая Г.Д. Внутримышечное периферическое сердце. Минск: Наука и техника, 1974.
24. Робинсон Т.Ф., Фэктор С.М., Зонненблик Э.Г. Активная диастола сердечного сокращения // В мире науки. 1986. № 8. С. 48-56.
25. Фолков Б.Ю., Нил Э. Кровообращение. М.: Медицина, 1976.
26. Руководство по физиологии: физиология кровообращения, физиология сосудистой системы. Л.: Наука, 1984.

S. N. Bagayev, V.N. Zakharov, V.A. Orlov (Novosibirsk, Russia)

ON THE RATIONALITY OF HELICAL BLOOD FLOW

A review of the results of fundamental investigations of important problems of the blood circulation biomechanics made by the authors is presented. A new scientific trend based on the scientific discoveries of the authors in this area of knowledge has been created. Physical conservation laws, with a local dynamic approach, are used in the hydrodynamic investigations of the blood circulation system. Since arterial blood vessels are canals of circular cross-sections with narrowing, the local dynamic approach is used to study flows of liquid in such canals. The detected phenomenon of formation of a twisted flow in the cardiovascular system of humans and animals demonstrates structural-functional relations in the organization of the rotational-translational motion of blood in the heart, arteries, and veins. The detected universal phenomenon of formation of a helical flow of biological media in the cardiovascular, digestive, urinary-excretory, and other systems has made it possible to

reveal the general physical mechanism of the transport systems of a living organism. This mechanism is based on a twisted wave excited in the canal wall by the contraction of spirally oriented muscle and elastic elements. A structural-functional relation between a relative increase in the thickness of the muscle layer in arteries as one moves away from the heart, and their active role in providing the necessary level of rotational-translational blood motion in arterial vessels of the blood circulation system have been revealed. The property of the twisted flow of liquid to create tractive force in funnel-shaped canals revealing the nature of arterial diastolic pressure, which overcomes vascular resistance, has been detected. The established regularity of the hemodynamics of arterial vessels of the blood circulation system reveals the relation between the dynamic and kinematic parameters in the helical blood flow for any artery. The results of the fundamental investigations performed by the authors have radically changed the understanding of the biophysical mechanisms of the transport function of the cardiovascular system. The results obtained are of great value for scientific and practical medicine.

Key words: blood circulation biomechanics, helical blood flow, cardiovascular system, physical mechanisms of the transport function of blood circulation system, systolic arterial pressure, diastolic arterial pressure, scientific discoveries.

Получено 4 ноября 2002 года