

**ОСНОВОПОЛАГАЮЩИЕ ЯВЛЕНИЯ И ЗАКОНЫ В СТРУКТУРНО-ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ
ОРГАНИЗАЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ****С.Н. Багаев, В.Н. Захаров, В.А. Орлов***Учреждение Российской академии наук Институт лазерной физики СО РАН
630090, г. Новосибирск, просп. Академика Лаврентьева, 13/3*

Исследования направлены на изучение биомеханики кровообращения, физических механизмов транспортной функции сердечно-сосудистой системы, закономерностей ветвления, дихотомического деления и слияния потоков крови на уровне бифуркаций кровеносных сосудов магистрального и микрососудистого русла.

При анализе изготовленных протакриловых слепков полостей сердца и кровеносных сосудов выявлены новые анатомические признаки: воронкообразность конфигурации камер сердца и сосудов, тангенциальность рабочих отверстий предсердий и желудочков сердца, тангенциальность ветвления магистральных кровеносных сосудов на уровне бифуркаций.

Разработанный оригинальный метод рентгеноконтрастной киноангиокардиографии позволил впервые на системном уровне визуализировать винтовой характер движения крови в предсердиях и желудочках сердца, артериях и венах. В гидродинамических исследованиях системы кровообращения использованы физические законы сохранения с применением локального динамического подхода для воронкообразных каналов.

Проведенные фундаментальные исследования структурно-функциональной организации сердечно-сосудистой системы позволили авторам сделать ряд научных открытий, сущность которых кратко заключается в следующем. Явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе показывает новые анатомо-функциональные принципы в большом и малом кругах системы кровообращения. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в каналах транспортных систем выявляет общий физический механизм в организации и поддержании винтового кровотока в транспортной функции сердечно-сосудистой системы, связанный с волной скручивания, возбуждаемой в стенках каналов сокращением спирально ориентированных мышечных и эластических элементов. Свойство закрученного потока жидкости создавать силу тяги в воронкообразных каналах переменного круглого сечения раскрывает природу артериального диастолического давления, связанного с энергией вращательного движения винтового потока крови и направленного на преодоление сосудистого сопротивления. Закон гемодинамики в артериях определяет математическую связь между динамическими и кинематическими характеристиками винтового потока крови. Закон ветвления магистральных кровеносных сосудов устанавливает однозначную математическую связь между морфометрическими параметрами кровеносных сосудов, кинематическими и динамическими параметрами винтового кровотока на уровне бифуркаций артерий и вен. Закон ветвления кровеносных микрососудов выявляет однозначную математическую связь между морфометрическими параметрами кровеносных микрососудов, кинематическими и динамическими параметрами пуазейлевского течения крови в артериях, капиллярах и венах.

На основе научных открытий создано новое направление, позволяющее разрабатывать новые технологии диагностики, лечения и профилактики в медицинской практике.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, винтовой поток крови, биомеханика кровообращения.

Багаев Сергей Николаевич — д-р физ.-мат. наук, академик, директор

Захаров Владимир Николаевич — д-р мед. наук, главный научный сотрудник лаборатории прикладной лазерной интерферометрии, e-mail: lss@laser.nsc.ru

Орлов Валерий Александрович — д-р физ.-мат. наук, зав. лабораторией прикладной лазерной интерферометрии

ВВЕДЕНИЕ

Исследования направлены на изучение биомеханики кровообращения, физических механизмов транспортной функции сердечно-сосудистой системы, закономерностей ветвления и дихотомического деления и слияния потоков крови на уровне бифуркаций кровеносных сосудов магистрального и микрососудистого русла.

Интерес ученых к проблемам движения крови в сердечно-сосудистой системе привел к возникновению биомеханики кровообращения. До недавнего времени считалось, что движение крови в сердце и кровеносных сосудах имеет исключительно поступательный характер. Упрощенные модели [1, 2] не отражали истины и не отвечали на многочисленные вопросы, возникающие в научной медицине и клинической практике. Исследованиями функциональной анатомии [3, 4] не найдены закономерности ветвления как магистральных кровеносных сосудов, так и микрососудов, а также дихотомического деления и слияния потоков крови на уровне их бифуркаций. Это связано с тем, что до настоящего времени структурно-функциональная организация системы кровообращения не была изучена на должном уровне. Несмотря на многочисленные публикации в этой области знания, становилось очевидным, что проблема о движении крови не решена.

Жизнедеятельность организма связана с постоянным перемещением биологических сред. Актуальность проведения целенаправленных исследований биомеханики транспортных систем обусловлена необходимостью получения точных знаний о структурно-функциональной организации транспортных систем для разработки новых, эффективных, оптимальных и адекватных для организма технологий диагностики, лечения и профилактики заболеваний в медицинской практике.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Скручивающий характер сокращения желудочков сердца позволил предположить существование вращательно-поступательного движения крови в системе кровообращения.

Для изучения конфигурации каналов сердечно-сосудистой системы изготовлены слепки-отпечатки полостей сердца и кровеносных сосудов. Оба круга кровообращения заполнялись жидкой протакриловой пластмассой через полые и легочные вены. 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 и впервые дала возможность выявить важнейшие анатомические признаки пространственной конфигурации полостей сердца и кровеносных сосудов.

Известная традиционная методика, применяемая в рентгенодиагностике пороков сердца и кровеносных сосудов, не позволяла выявить пространственно-динамическую структуру потока крови, поскольку рентгеноконтрастное вещество вводили в кровеносное русло большим объемом и под большим давлением. С целью изучения направления линий потока крови в сердечно-сосудистой системе необходимо было применить другой подход, основанный на локальном введении небольших порций рентгеноконтрастного вещества в кровоток, не нарушая истинного характера движения крови. Для визуализации реально существующих потоков крови в системе кровообращения 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 повторяло общий характер движения крови и позволило визуализировать особенности потока крови в различных отделах системы кровообращения. Регистрация движения крови производилась киноангиокардиографией. Такая методика исследования практически не возмущала поток крови и впервые давала возможность наблюдать за истинным характером движения контрастированной крови в предсердиях и желудочках сердца, артериях и венах большого и малого кругов кровообращения.

В исследованиях использованы законы сохранения физической гидродинамики и специально разработан локальный динамический подход для воронкообразных каналов.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Явление образования винтового потока 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 [5–11]. Структурно-функциональная организация сердца и кровеносных сосудов изучена с позиций системного подхода.

Изготовлены протакриловые слепки-отпечатки полостей сердца и кровеносных сосудов (рис. 1). Анализ слепков позволил выявить новые анатомические признаки конфигурации полостей сердца и кровеносных сосудов. Выход артерий из сердца, впадение вен в сердце и ветвление кровеносных сосудов – тангенциальное. Полости сердца и кровеносные сосуды представляют собой воронкообразные камеры или каналы переменного сечения с сужением по потоку крови, при этом предсердия представляют собой циклонные камеры. Места стоков в сердце на уровне атриовентрикулярных клапанов расположены асимметрично. Трабекулы миокарда на внутренней поверхности стенок желудочков сердца образуют винтообразный гофрированный рельеф с противоположным направлением закрутки для левого и правого желудочков. Пространственное соотношение соответствующих отделов большого и малого кругов кровообращения имеет зеркальную асимметрию. Несмотря на то что спиральная упаковка мышечных элементов сердца [12] и кровеносных сосудов [13] была известна, эти факты не были

возведены в функциональный принцип при изучении биомеханики кровообращения.

Оригинальным методом киноангиокардиографии достигнута визуализация реально существующих потоков крови в системе кровообращения. Впервые на системном уровне установлено существование регулярного винтового движения крови в предсердиях и желудочках сердца, артериях и венах большого и малого кругов кровообращения, характерной особенностью которого является ламинарное течение. Выявлено противоположное направление вращения движущейся крови в соответствующих отделах большого и малого кругов кровообращения (рис. 2).

Фундаментальными исследованиями структурно-функциональной организации системы кровообращения, проведенными с позиций системного подхода, выявлены новые анатомические признаки конфигурации полостей сердца и кровеносных сосудов и визуализирован особый характер движения крови в предсердиях и желудочках сердца, артериях и венах с разнонаправленным вращением крови в соответствующих отделах большого и малого кругов кровообра-

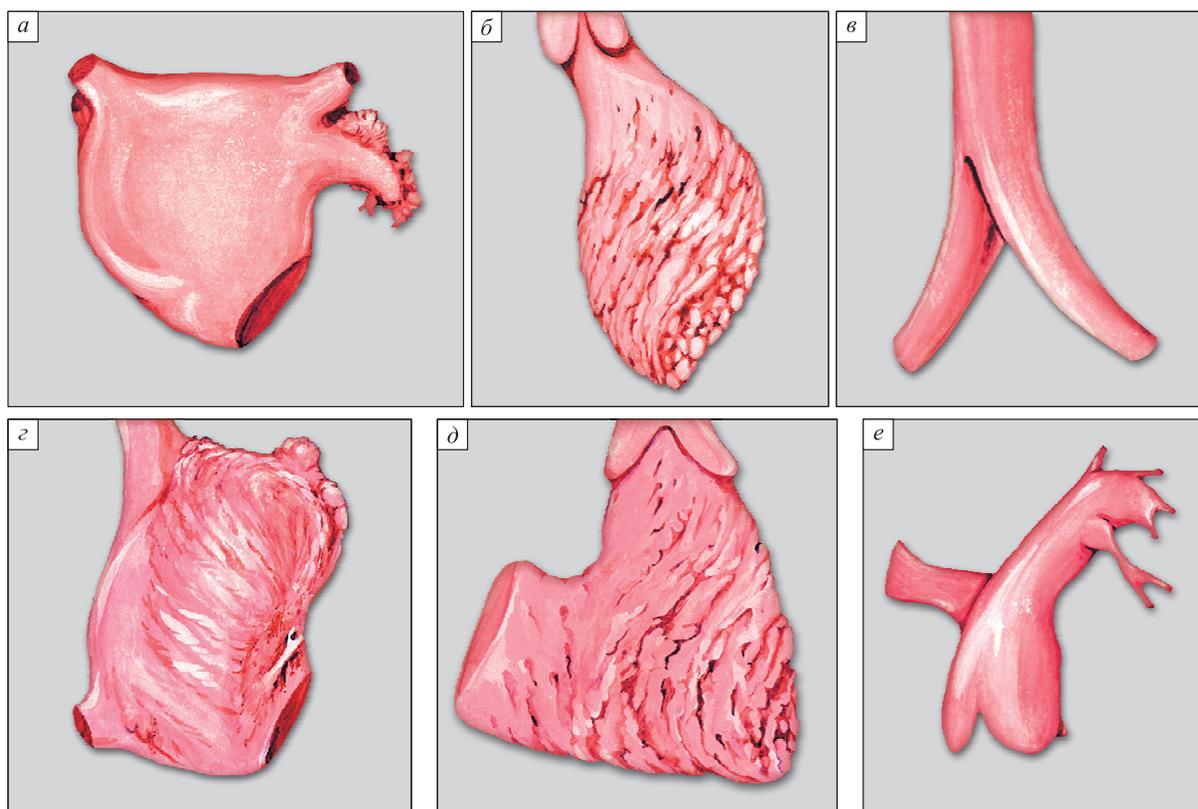


Рис. 1. Протакриловые слепки-отпечатки полостей сердечно-сосудистой системы.

a – левое предсердие; *б* – левый желудочек; *в* – бифуркация брюшной аорты; *г* – правое предсердие; *д* – правый желудочек; *е* – легочная артерия

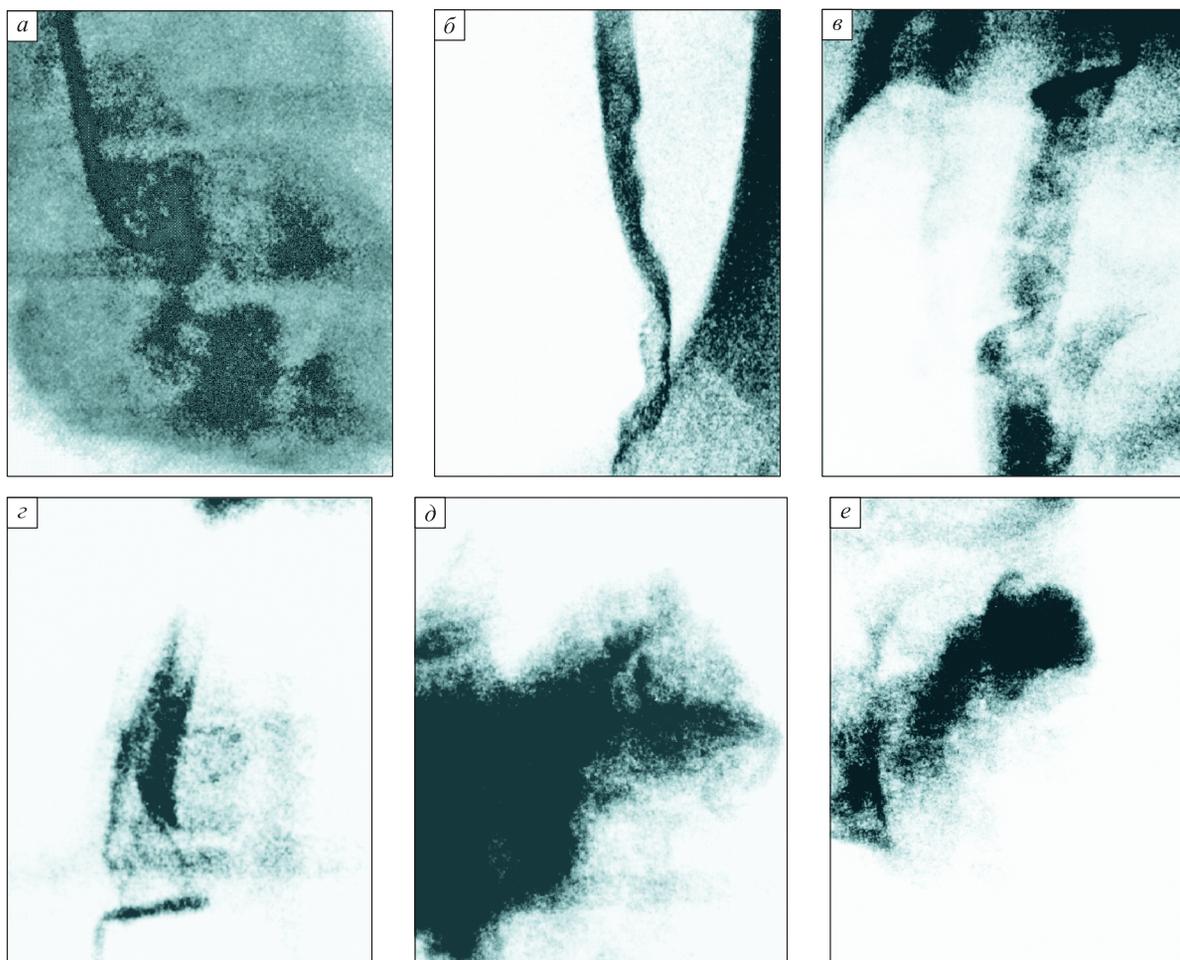


Рис. 2. Киноангиокардиография. Явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе. Разнонаправленное вращение крови в большом и малом кругах кровообращения.

a – левый желудочек; *б* – бедренная артерия; *в* – верхняя полая вена; *г* – нижняя полая вена; *д* – правый желудочек; *е* – легочная артерия

щения. Проведенными исследованиями обнаружено явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе.

Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах. Наряду с обнаруженным явлением образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе авторы существенно уточнили механизм транспортирования биологических сред в различных транспортных системах [6, 10, 14].

Наличие винтообразного гофрированного рельефа на внутренней поверхности желудка и кишечника со стороны слизистой оболочки подтверждается эндоскопией. Анализ данных рентгеноконтрастных исследований желудочно-кишечного тракта показал, что желудок представляет собой воронкообразную камеру, место стока

которой в двенадцатиперстную кишку асимметрично и тангенциально. Впадение подвздошной кишки в слепую кишку также асимметрично и тангенциально. Рентгеноконтрастным методом впервые установлено вращательно-поступательное движение химуса с противоположным направлением вращения в желудке и тонком кишечнике по сравнению с толстым кишечником (рис. 3), что обусловлено анатомическими особенностями перехода одного отдела в другой.

Рентгеноконтрастной внутривенной урографией также установлено вращательно-поступательное движение среды. Конфигурация полостей этой системы создает предпосылки для такого движения: чашечки первого, второго порядка и лоханка представляют собой воронкообразные камеры, а мочеточник выходит из лоханки асимметрично и тангенциально. Известно

тная спиральная упаковка мышечных элементов в стенках мочеточников является характерным признаком в организации вращательно-поступательного движения среды (рис. 4).

Исследованием биомеханики внешнего дыхания видеофибробронхоскопией на внутренней поверхности трахеи и бронхов обнаружен спиралевидный рельеф с правой закруткой. Впервые достигнута визуализация движения газовых сред, которое имеет определенные особенности, поскольку система внешнего дыхания легких непроточная, а движущиеся среды представлены смесью вдыхаемого и выдыхаемого газов, значительно отличающихся по составу. Обнаружено винтовое противоточное движение газовых сред при вентиляции легких (рис. 5) [14].

Спиральная упаковка мышечных элементов лимфатических сосудов также указывает на винтовой характер движения лимфы. Известно, что процесс рождения человека и животных сопровождается вращательно-поступательным движением плода (рис. 6) [15], однако до настоящего времени этому не дано правильной интерпретации. У дождевого червя существует вращательно-поступательное движение химуса в пищеварительной системе, что подтверждает эволюционную преемственную связь в организации винтового потока биологических сред в транспортных каналах (рис. 7). Этот факт не был известен современной биологии. Впервые выявленная повторяемость обнаруженного явления указывает на существование общих закономерных связей в структурно-функциональной организации живых транспортных систем.

Основу общего физического механизма образования вращательно-поступательного движе-

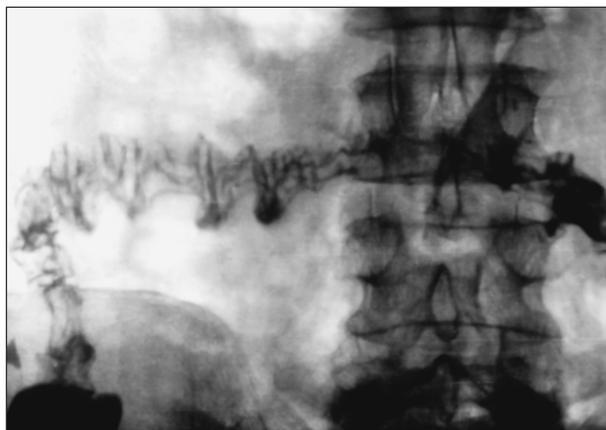


Рис. 3. Колонография. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Вращательно-поступательное движение среды в пищеварительной системе. Поперечно-ободочная кишка

ния биологических сред представляет активное взаимодействие стенок транспортных каналов со средой за счет волны скручивания, связанной с сокращением спирально ориентированных мышечных и эластических элементов стенок каналов. В результате проведенных исследований обнаружено универсальное явление закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма (рис. 8).

Концепция «распределенного сердца» по ходу артерий. 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 [16, 17]. Однако эта идея не получила развития из-за отсутствия подтверждений. Существуют работы, в которых рассматривается механизм возврата кро-



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

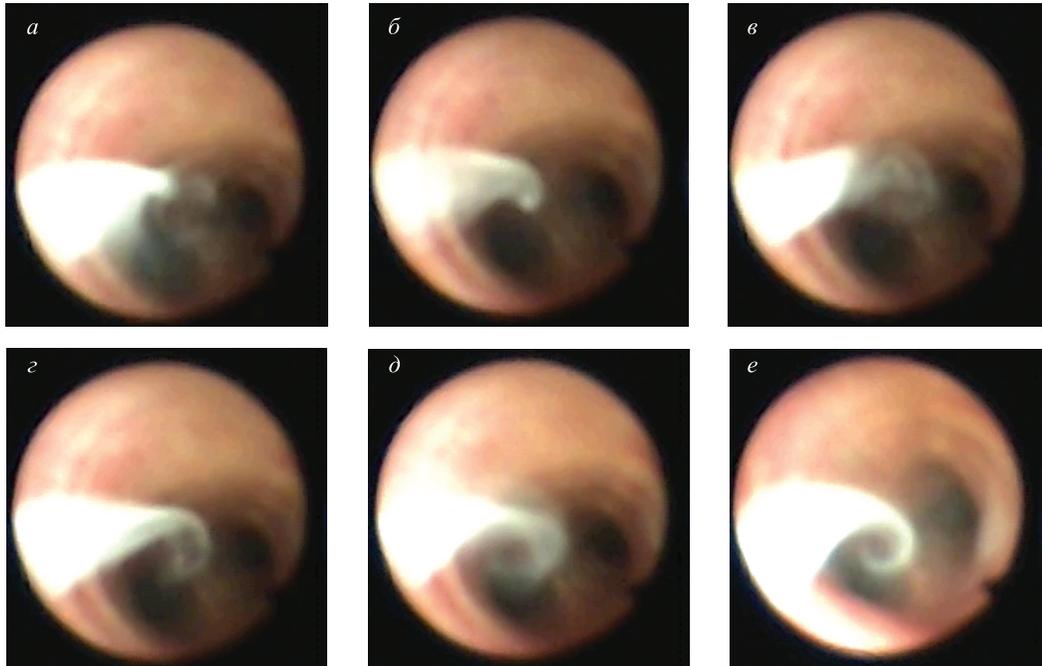


Рис. 5. Видеофибробронхоскопия. Прямая визуализация винтового противоточного движения газовых сред в трахее во время вдоха. Фазы винтового движения дыма с правым вращением в канале трахеи вблизи бифуркации на главные бронхи в динамике

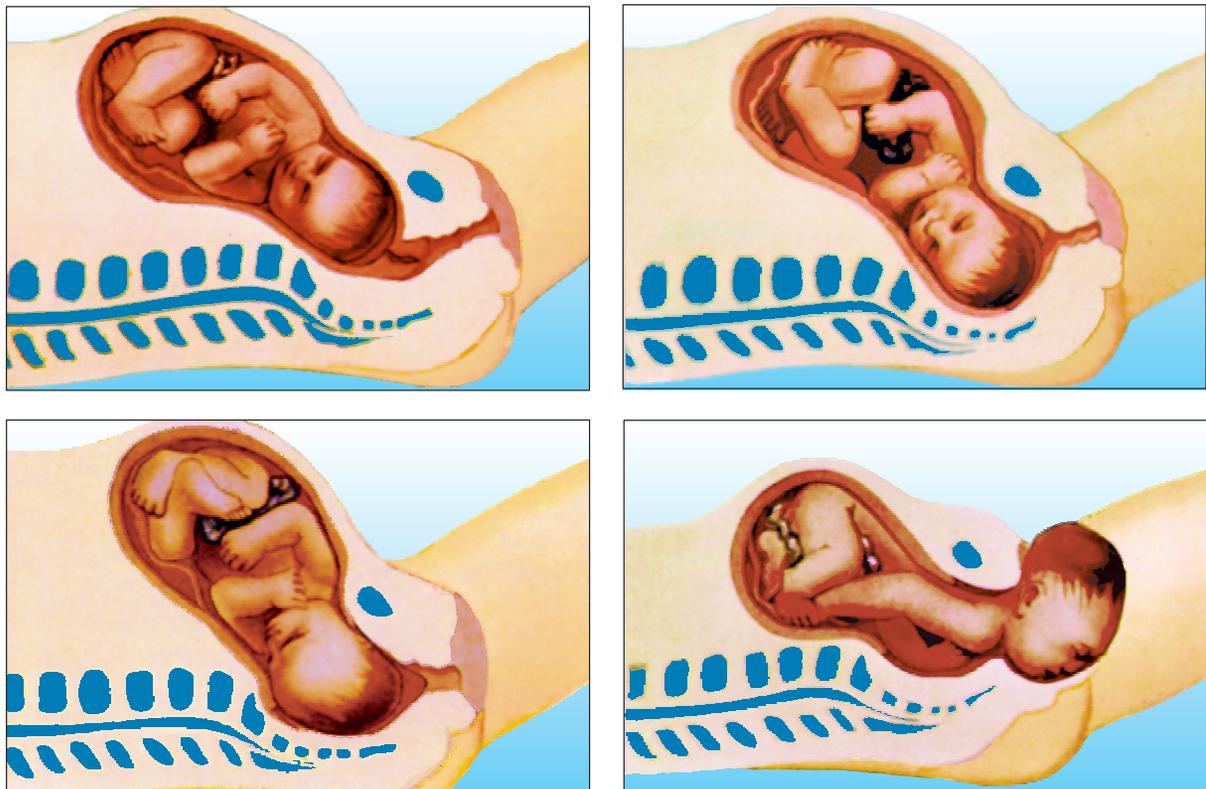


Рис. 6. Рождение человека. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Последовательные фазы вращательно-поступательного движения плода при рождении [15]

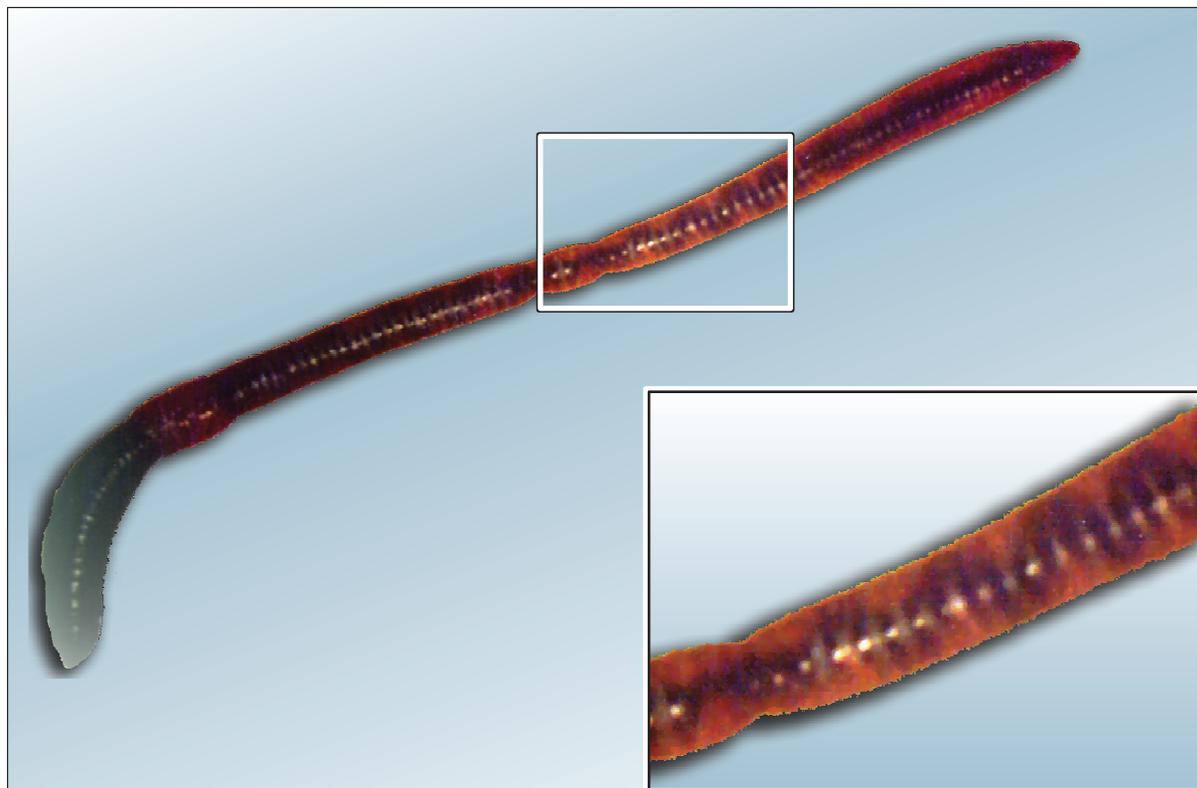


Рис. 7. Пищеварительная система дождевого червя. Универсальное явление образования закрученного потока биологических сред в транспортных системах организма. Вращательно-поступательное движение химуса в пищеварительной системе дождевого червя

ви в правое сердце периодическим пережиманием венозных сосудов скелетными мышцами [18]. Экспериментально наблюдаемый прирост систолического давления крови в артериях по мере удаления от сердца [19] (рис. 9) не получил правильной интерпретации. Сравнительно недавно установлена активная диастола сердца [20]. В период систолы желудочков происходит



Рис. 8. Универсальное явление образования винтового потока биологических сред в транспортных системах организма

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 присасывающий эффект для крови из предсердий. Однако не было обращено внимания на то, что присасывающий эффект желудочков сердца в период «активной диастолы» лежит в основе механизма одновременного открытия атриовентрикулярных клапанов и закрытия полулунных клапанов аорты и легочной артерии, которое также обеспечивается диастолическим давлением со стороны аорты и легочной артерии. Заполнение желудочков сердца кровью во время диастолы 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 пе-

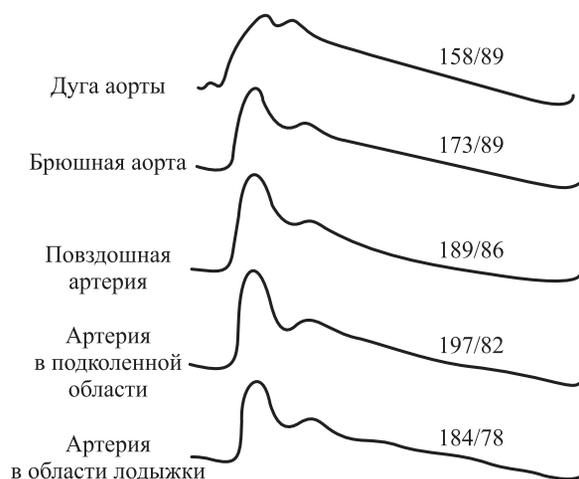


Рис. 9. Кривые артериального давления, зарегистрированные на различных участках артериальной системы собаки, находившейся под анестезией [20]

ремещении 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. Поскольку последовательность событий, происходящих в большом и малом кругах кровообращения, одинакова, покажем их на примере большого круга кровообращения. Левое предсердие представляет собой воронкообразную циклонную 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. Правое направление тангенциальности впадения легочных вен и предсердие образуют циклонную камеру, где формируется мощное правозакрученное вращение 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 направляющему 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, который приобретает левое вращение за счет смены направления потока крови на противоположное. Аортальный клапан открывается практически в период выравнивания давления в полости левого желудочка и аорты в фазе изометрического сокращения. Закрученный поток крови с левым вращением поступает в аорту.

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. Систолический выброс крови растягивает упругоэластический каркас и гладкомышечные элементы одновременно, возбуждая последние. Анатомические особенности спиральной 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 кровотока благодаря активному взаимодействию стенки артерии с кровью.

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, что подтверждается экспериментальными фактами. Во-первых, существует наблюдаемый незатухающий закрученный поток крови по ходу артерий. Во-вторых, существует импульсный прирост систолического давления в артериях по мере удаления от сердца, который 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. На основе выявленных структурно-функциональных связей выдвинута и обоснована концепция «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. О том, что воронкообразные каналы обладают присасывающим свойством для движущейся в них жидкости, многие знают из повседневной жизни. На практике замечено, что указанное свойство, как правило, сопровождается вращательно-поступательным движением жидкости. До недавнего времени оно не имело соответствующего теоретического описания, которое объясняло бы физическую сущность наблюдаемого эффекта. Авторы проявили интерес к закрученным потокам жидкости в связи с разгадкой целесообразности винтового движения крови в системе кровообращения. Визуализация потока крови рентгеноконтрастным методом показала, что энергия вращательного компонента движения крови в артериях соизмерима с энергией поступательного движения, а на выходе из левого и правого желудочков сердца она превышает энергию поступательной составляющей в два раза. На первый взгляд могло показаться,

что деятельность сердечно-сосудистой системы неэкономична в работе. Однако, как выяснилось, энергия вращательного движения крови расходуется на преодоление сосудистого сопротивления и обеспечение кровотока в звене микрогемодиализации. Для понимания физической сущности наблюдаемого эффекта силы тяги в артериальных магистралах, представляющих собой каналы с сужением по потоку крови, был применен локальный динамический подход [7]. Методология этого подхода состоит в следующем. Несмотря на большую протяженность гидродинамических трубчатых каналов, в которых исследуется движение жидкости, важные характеристики и свойства рассматриваемых потоков можно получить при локальном описании.

Проиллюстрируем это на примере описания закрученного потока жидкости в канале с переменным круглым сечением (рис. 10). 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 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 [7, 8] использованы физические законы сохранения. Для описания свойства закрученного потока жидкости создавать силу тяги по ходу сужения канала круглого сечения использована система уравнений:

$$\frac{\rho U^2}{2} + \frac{\rho V^2}{2} + \frac{\rho W^2}{2} + P = \text{const}; \quad (1)$$

$$\rho R^3 W U = \text{const}; \quad (2)$$

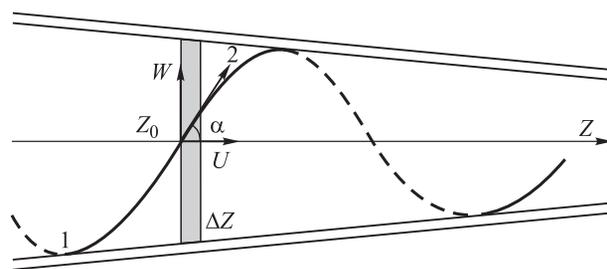


Рис. 10. Канал переменного сечения: Z — ось канала, ΔZ — приращение координаты Z , U — поступательная скорость движения среды, 1 — винтовая траектория закрученного потока, 2 — результирующий вектор скорости, касательный к винтовой траектории, α — угол между полной скоростью и осью канала

$$\rho\sqrt{U^2 + V^2} \cdot UR^2 = \text{const}; \quad (3)$$

$$\rho UR^2 = \text{const}. \quad (4)$$

В этой системе уравнение (1) является известным законом Бернулли. Два следующих уравнения (2) и (3) 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. Уравнение (4) описывает закон сохранения массового расхода.

Проанализируем, в каких случаях система уравнений (1)–(4) внутренне непротиворечива и имеет совместное решение. Для простоты будем считать, что жидкость несжимаема: $\rho = \text{const}$.

Случай 1. $W = 0, R = \text{const}, V = 0$.

В исходной системе уравнений из (3) и (4) следует, что U и U^2 постоянны. С учетом этого уравнение (1) приводит к условию $P = \text{const}$.

Случай 2. $W \neq 0, R = \text{const}, V = 0$.

В этом случае из уравнений (3) и (4) исходной системы следует постоянство U – поступательной скорости винтового потока жидкости. Для уравнения (2) это означает, что $W = \text{const}$. Тогда из уравнения (1) вновь следует, что $P = \text{const}$.

Случай 3. $W = 0, R \neq \text{const}, V \neq \text{const}$.

Исходная система уравнений преобразуется в следующую:

$$\frac{\rho U^2}{2} + \frac{\rho V^2}{2} + P = \text{const}; \quad (5)$$

$$\sqrt{U^2 + V^2} \cdot UR^2 = \text{const}; \quad (6)$$

$$UR^2 = \text{const}. \quad (7)$$

Полученная система так же, как и в случае 1 и 2, имеет решение $P = \text{const}$.

Общий случай. $W \neq 0, R \neq \text{const}, V \neq 0$.

В общем случае из уравнений (3) и (4) следует, что $\sqrt{U^2 + V^2} = \text{const}$, а из уравнений (2) и (4) следует, что $RW = \text{const}$. В итоге получим систему из двух уравнений:

$$\frac{\rho W^2}{2} + P = \text{const}; \quad (8)$$

$$RW = \text{const}. \quad (9)$$

После взятия производных по координате Z от левых и правых частей уравнений (8) и (9) получим $\frac{dP}{dZ} = -\rho W \frac{dW}{dZ}$ и $\frac{dR}{dZ} W = -R \frac{dW}{dZ}$, совместное решение которых приводит к градиенту давления:

$$\frac{dP}{dZ} = \rho \frac{W^2}{2} \frac{1}{S} \frac{dS}{dZ} \quad (10)$$

вдоль оси канала, где $S = \pi R^2$ – площадь его сечения. Если, как и в предыдущих трех случаях, положить в уравнении (1) $P = \text{const}$, то в отсутствие потерь на сопротивление указанный градиент давления при сужении канала ($dS/dZ < 0$) реализуется в увеличении массового расхода:

$$\begin{aligned} \dot{M} &= -\pi \rho R \cdot \frac{UW^2}{W^2 + U^2 + V^2} \cdot \dot{R} = \\ &= -\frac{\rho}{2} \cdot \frac{dS}{dZ} \cdot \frac{UW^2}{W^2 + U^2 + V^2}. \end{aligned} \quad (11)$$

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 [7], выражение (11) имеет экстремум (максимум), когда выполняется условие $W^2 = 2U^2$.

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

$$\text{tg} \alpha = W/U = \sqrt{2}. \quad (12)$$

Как оказалось, решением уравнения (12) является угол $\alpha = 54,7^\circ$, который в среднем образуют спирально ориентированные гладкомышечные элементы магистрального кровеносного сосуда относительно его оси. Это подтверждено гистологическими данными о спиральной упаковке гладкомышечных элементов в стенках сосудов [13]. Найденному угловому параметру соответствует экспериментально наблюдаемый шаг винтовой линии движущейся крови. Установленные факты также подтверждают идею «распределенного сердца» в артериях. 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 стенки транспортных каналов.

Проведенными исследованиями обнаружено свойство закрученного потока жидкости создавать силу тяги в воронкообразных каналах [7, 8].

Природа артериального диастолического давления. Согласно известным традиционным представлениям, артериальное диастолическое давление является минимальным артериальным давлением крови, соответствующим фазе расслабления миокарда желудочков сердца, во время которой сердце заполняется кровью. Очевидно, что такое определение артериального диастолического давления не содержит информации о причинной обусловленности этого гемодинамического показателя. Известно также, что артериальное диастолическое давление не имеет постоянного значения. В норме у взрослого человека оно 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 в звене микроциркуляции.

В отличие от самого артериального диастолического давления, его градиент 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 [1]. Однако такой взгляд на природу диастолического давления 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 [19] (см. рис. 8). Это говорит о том, что не было должного понимания физической природы и функциональной роли артериального диастолического давления.

Градиент диастолического давления 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, противоположном кровотоку, это сопротивление становится внушительным при подходе к начальному отделу аорты. Показателем этого суммарного сопротивления

в нормальных физиологических условиях здорового взрослого человека служит артериальное диастолическое давление ~80 торр. Таким образом, импульсный поток крови в артериях существует тогда, когда давление, создаваемое сокращением желудочков сердца, превысит указанный предел.

Далее покажем, с помощью какого механизма сердечно-сосудистая система преодолевает столь большое гидродинамическое сопротивление сосудистого русла. Для этого необходимо учитывать эффект дополнительной силы тяги, возникающей в закрученном потоке жидкости в каналах переменного сечения с сужением. Важная особенность артериального русла человека и животных заключается в том, что аорта, легочная артерия и все артерии большого и малого кругов кровообращения представляют собой каналы переменного круглого сечения с сужением по потоку крови [7, 8].

Как следует из уравнения (10), 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 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 (10) градиент давления направлен на борьбу с ним. Мы считаем, что кровоток в сужающемся артериальном русле преодолевает распределенное сосудистое сопротивление именно посредством силы тяги, связанной с вращательной энергией винтового потока 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 градиент артериального диастолического давления. С учетом (10) 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 $\gamma = \frac{\rho}{2S} \cdot \frac{dS}{dZ}$.

Совокупность установленных фактов, связанных с вращательно-поступательным движением крови в сердечно-сосудистой системе, показывает, что имеющийся градиент артериального диастолического давления обеспечивает в ней непрерывный кровоток, скорость которого в крупных артериях много меньше, чем в период систолы. За период между сердечными сокращениями через зено 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 не известную 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 систолического выброса крови, необходимость которого следует потребовать именно в начале артериального русла, должно выполняться условие $\varepsilon^2 = 2$, что следует из (11). 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 показателя систолического артериального давления к показателю артериального диастолического давления в пропорции «три» к «двум» закономерным образом повторяется и для артериальных давлений малого круга кровообращения, поскольку абсолютные значения систолического и диастолического давления на входе в легочную артерию соответственно равны ~ 30 и ~ 20 торр. Разные показатели артериального 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 (11). Несмотря на то что существует «распределенное сердце по ходу артерий», максимальная нагрузка приходится на желудочки сердца при сердечном выбросе. Наблюдаемые соотношения сохраняются 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

но (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:

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

Его решение 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

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

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.

Далее 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 артериального диастолического давления величиной P_d/L , где L — длина сосуда. Соответственно,

для градиента пульсового 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 $\Lambda \cdot P_d/L$, а плотность поступательной кинетической энергии $\rho U^2/2$, соответственно, равна $\Lambda \cdot (P_s - P_d)/L$. Это согласуется с (17), которое является установленным авторами законом гемодинамики.

Закономерность ветвления магистральных кровеносных сосудов. Функциональная анатомия сосудистых ветвлений системы кровообращения и сформулированные эмпирические правила конфигурации артериальных ветвлений отражены в [3]. В [4] путем математического моделирования осуществлена попытка объяснить эти правила, используя принцип экономии материала и энергии в живой транспортной системе. Однако первыми и многочисленными последующими исследованиями, посвященными этой проблеме, не найдены закономерности ветвления как магистральных кровеносных сосудов, так и микрососудов.

Крупные артерии и вены являются основными транспортными магистралями сердечно-сосудистой системы живого организма. Их главное назначение в замкнутой транспортной системе — обеспечить необходимый уровень периферического кровотока. От того, насколько ритмично, слаженно и эффективно работает магистральное кровеносное русло, зависит оптимальность обменных процессов, протекающих во всех клетках организма и, в конечном итоге, продолжительность жизни. В данном разделе приводится в общем виде решение задачи о дихотомическом делении винтового потока крови на уровне бифуркации артерии, имеющей винтовую конфигурацию. Именно такую пространственную винтовую конфигурацию имеют ветвления артерий (рис. 11, а) в соответствии с изготовленными протакриловыми слепками-отпечатками их каналов. Задача о слиянии потоков крови в венозном русле решается аналогично.

Решение поставленной задачи состоит в том, чтобы в непосредственной близости от узла бифуркации найти математические связи между геометрическими параметрами каналов и характеристиками вращательно-поступательного движения крови в них. В качестве геометрических параметров будем использовать пло-

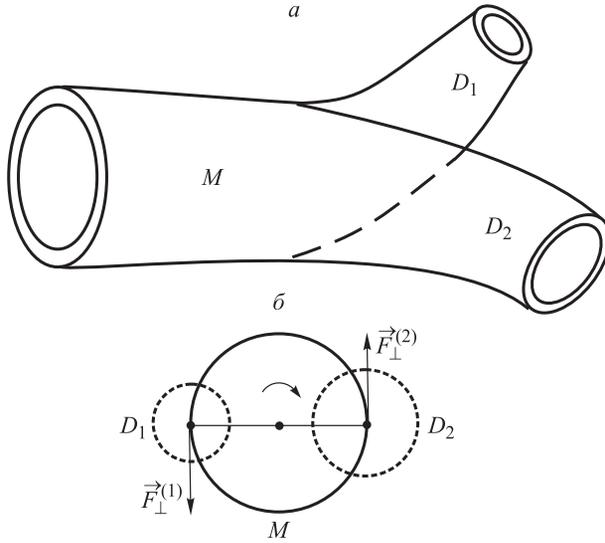


Рис. 11. Схематическое изображение общего случая винтовой бифуркации кровеносного сосуда.

a – общий вид; M – материнский кровеносный сосуд, D_1 и D_2 – дочерние ветви; b – ортогональная проекция бифуркации, $\vec{F}_\perp^{(1)}$ и $\vec{F}_\perp^{(2)}$ – силы, создающие закручивающий момент относительно оси материнского канала

щади поперечных сечений материнского S_0 и, соответственно, двух дочерних каналов S_1 и S_2 , а также углы ветвления последних θ_1 и θ_2 . Закрученные потоки крови в трех сопряженных каналах будем характеризовать поступательными скоростями движения U_0 , U_1 , U_2 и, соответственно, вращательными W_0 , W_1 , W_2 . Поскольку в кровеносных сосудах в области бифуркации такие характеристики кровотока, как скорость и направление, испытывают существенные изменения, казалось бы, это должно приводить к дополнительной силовой нагрузке на транспортные каналы в окрестности ветвления. Живая система уже в процессе формирования архитектуры кровеносного русла стремится максимально исключить любую излишнюю силовую нагрузку путем ее равномерного распределения. На языке гидродинамики в рассматриваемой задаче это выражается уравновешиванием сил и моментов сил, действующих на стенки живых каналов. Именно таким образом в узлах ветвления кровеносного русла исключаются эффекты дополнительной силовой нагрузки. В терминах физической гидродинамики выдвинутые положения с использованием локального динамического подхода представляются следующей системой уравнений:

$$R_0^2 U_0 = R_1^2 U_1 + R_2^2 U_2; \quad (21)$$

$$R_0^2 U_0^2 = R_1^2 U_1^2 \cos \theta_1 + R_2^2 U_2^2 \cos \theta_2; \quad (22)$$

$$R_1^2 U_1^2 \sin \theta_1 = R_2^2 U_2^2 \sin \theta_2; \quad (23)$$

$$R_1^3 U_1 W_1 \sin \theta_1 = R_2^3 U_2 W_2 \sin \theta_2; \quad (24)$$

$$R_0^3 U_0 W_0 = R_1^3 U_1 W_1 \cos \theta_1 + R_2^3 U_2 W_2 \cos \theta_2 + R_0 (R_1^2 U_1^2 \sin \theta_1 + R_2^2 U_2^2 \sin \theta_2); \quad (25)$$

$$U_0^2 + W_0^2 = U_1^2 + W_1^2; \quad (26)$$

$$U_0^2 + W_0^2 = U_2^2 + W_2^2. \quad (27)$$

Система уравнений (21) – (27) описывает преemственное поведение закрученных потоков крови в окрестности узла бифуркации артерии с учетом несжимаемости жидкости. В представленных уравнениях параметры R_0 , R_1 и R_2 соответствуют радиусам материнского и двух дочерних каналов. Первое уравнение (21) системы отвечает закону сохранения расхода массы крови в единицу времени до и после ветвления. Уравнения (22) и (23) представляют закон сохранения потока количества движения, выраженный равенствами проекций векторных величин на ось материнского канала и, соответственно, на ось, перпендикулярную ей. Напротив, если при переходе через узел ветвления сосудов поток количества движения в единицу времени испытывает скачок, это означает, что в указанной окрестности сосудов будет постоянно присутствовать силовое напряжение. На рис. 12 приведена векторная схема, поясняющая, каким образом исходный поток импульса распадается на два дочерних, где $|\vec{F}^{(0)}| = \pi \rho U_0^2 R_0^2$, $|\vec{F}^{(1)}| = \pi \rho U_1^2 R_1^2$, $|\vec{F}^{(2)}| = \pi \rho U_2^2 R_2^2$. Сохранение потока импульса в проекциях на ортогональные оси выражается в выполнении следующих условий: $\vec{F}_\perp^{(1)} = \vec{F}_\perp^{(2)}$, $\vec{F}^{(0)} = \vec{F}_\parallel^{(1)} + \vec{F}_\parallel^{(2)}$. Уравнения (24) и (25) соответствуют закону сохранения потока момента количества движения. Уравнение (24) указывает на отсутствие результирующего момента сил. В случае, когда он не равен нулю, то это приводило бы к скручиванию сосудов ветвления относительно оси, проведенной через узел бифуркации перпендикулярно оси материнской артерии. Для сохранения потока момента количества движения вдоль оси материнского канала принципиальным является факт пространственного винтового ветвления дочерних сосудов. Поскольку оси последних не лежат в одной плоскости, а пространственно

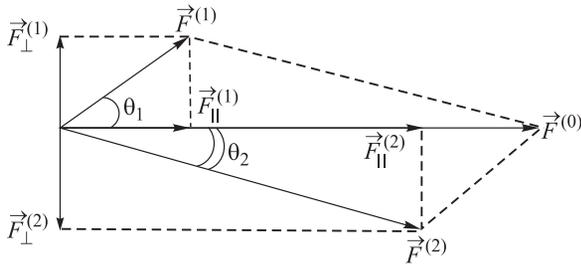


Рис. 12. Векторная схема деления потока импульса

разнесены (см. рис. 11, б), часть исходного потока момента импульса в единицу времени расходуется на преодоление реально действующего момента сил: $R_0(F_{\perp}^{(1)} + F_{\perp}^{(2)}) = 2R_0F_{\perp}^{(1)} = 2R_0F_{\perp}^{(2)}$. Это обстоятельство учтено в уравнении (25), в правую часть которого введено дополнительное слагаемое. Необходимо отметить, что действие указанного момента сил наиболее существенно, когда поступательная скорость кровотока максимальна. Именно в этом случае динамическая нагрузка на узел бифуркации наибольшая. В связи с импульсным характером кровотока в дальнейшем под U_0, U_1, U_2 подразумеваются максимальные значения поступательной скорости крови в артериях. Что касается уравнений (26) и (27), то они, по существу, соответствуют закону Бернулли, в котором изменением давления внешних сил в окрестности узла бифуркации пренебрегается. Таким образом, вся система уравнений (21) – (27), описывающая узел ветвления магистральных кровеносных сосудов, характеризуется одиннадцатью параметрами: $U_0, W_0, U_1, W_1, U_2, W_2, R_0, R_1, R_2, \theta_1, \theta_2$. Если четыре из них, например, U_0, W_0, R_0, θ_1 , известны, то система из семи уравнений позволяет путем вычислений определить все остальные из перечисленных параметров. Подробное решение этих уравнений представлено в работах [7, 8]. Несмотря на кажущуюся простоту рассматриваемой системы уравнений, решение ее в общем виде является громоздким.

Поэтому в дальнейшем укажем на алгоритм поиска общего решения задачи и рассмотрим несколько простых его случаев, когда закономерные математические связи между параметрами потоков крови и геометрическими характеристиками ветвления сосудов имеют простую для анализа вид и наглядную интерпретацию. То, насколько верно выработанные нами принципы отражают реальную природу дихотомического ветвления магистральных кровеносных сосудов, можно уже увидеть, анализируя только часть представленной системы уравнений (21) – (27). Покажем это, ограничиваясь пока

рассмотрением только первых трех уравнений (21) – (23). Поскольку эти уравнения однородны относительно параметров поступательной скорости крови в каналах, это позволяет легко исключить их из рассмотрения путем соответствующих подстановок и получить одно из важных соотношений искомой закономерной связи. Действительно, выразив произведение $R_2^2 U_2^2 = R_1^2 U_1^2 \sin \theta_1 / \sin \theta_2$ из уравнения (23) и подставив его в уравнение (22), получим

$$U_1 = U_0 \frac{R_0}{R_1} \sqrt{\frac{\sin \theta_2}{\sin(\theta_1 + \theta_2)}}. \quad (28)$$

Далее, используя вновь уравнение (23), найдем

$$U_2 = U_0 \frac{R_0}{R_2} \sqrt{\frac{\sin \theta_1}{\sin(\theta_1 + \theta_2)}}. \quad (29)$$

Подстановка в (1) U_1 и U_2 из соотношений (28) и (29) позволяет получить математическую зависимость, устанавливающую связь между радиусами сосудов и углами их ветвления:

$$R_0 \sqrt{\sin(\theta_1 + \theta_2)} = R_1 \sqrt{\sin \theta_2} + R_2 \sqrt{\sin \theta_1}. \quad (30)$$

Справедливость впервые полученного соотношения (30) подтверждается на ряде несимметричных бифуркаций артериального русла. Для этого достаточно было в каждом конкретном случае измерить углы ветвления θ_1 и θ_2 и, соответственно, отношение диаметров дочерних сосудов к диаметру материнского, используя значения $D_1/D_0, D_2/D_0$ и выражение (30), записанное в виде

$$1 = \frac{D_1}{D_0} \sqrt{\frac{\sin \theta_2}{\sin(\theta_1 + \theta_2)}} + \frac{D_2}{D_0} \sqrt{\frac{\sin \theta_1}{\sin(\theta_1 + \theta_2)}}. \quad (31)$$

Однако, поскольку соотношение (30) было получено, используя только часть физически связанной системы уравнений, то оно, соответственно, не полно отражает все существующие закономерные связи между параметрами, характеризующими деление или слияние потоков крови в узлах ветвлений артерий и вен. Для того чтобы выяснить, каким образом геометрия сосудов зависит от соотношения скоростей поступательного и вращательного движения крови в сосудах, рассмотрим оставшиеся четыре уравнения системы (24) – (27).

Далее показано, что значения углов ветвления θ_1 и θ_2 и радиусов R_0, R_1, R_2 позволяет найти отношение скоростей вращательного и поступательного движения крови $W_0/U_0, W_1/U_1, W_2/U_2$ во всех трех сосудах ветвления. Решение пол-

ной системы уравнений (21)–(27) позволяет получить следующие необходимые соотношения:

$$\frac{R_1}{R_0} = \frac{\left[\frac{W_0}{U_0} - \frac{2\sin\theta_1 \sin\theta_2}{\sin(\theta_1 + \theta_2)} \right] \cdot \sqrt{2}}{\sqrt{\sqrt{1 + \frac{4\sin(\theta_1 + \theta_2)}{\sin\theta_2} \left[1 + \left(\frac{W_0}{U_0} \right)^2 \right] \cdot \left[\frac{W_0}{U_0} - \frac{2\sin\theta_1 \sin\theta_2}{\sin(\theta_1 + \theta_2)} \right]^2} - 1}}; \quad (32)$$

$$\frac{R_2}{R_0} = \frac{\left[\frac{W_0}{U_0} - \frac{2\sin\theta_1 \sin\theta_2}{\sin(\theta_1 + \theta_2)} \right] \cdot \sqrt{2}}{\sqrt{\sqrt{1 + \frac{4\sin(\theta_1 + \theta_2)}{\sin\theta_1} \left[1 + \left(\frac{W_0}{U_0} \right)^2 \right] \cdot \left[\frac{W_0}{U_0} - \frac{2\sin\theta_1 \sin\theta_2}{\sin(\theta_1 + \theta_2)} \right]^2} - 1}}. \quad (33)$$

Вводя обозначения $W_0/U_0 = \varepsilon$, $\sin\theta_1 = m_1$, $\sin\theta_2 = m_2$, $\sin(\theta_1 + \theta_2) = m$ и подставляя (32) и (33) в (31), окончательно получим следующее уравнение:

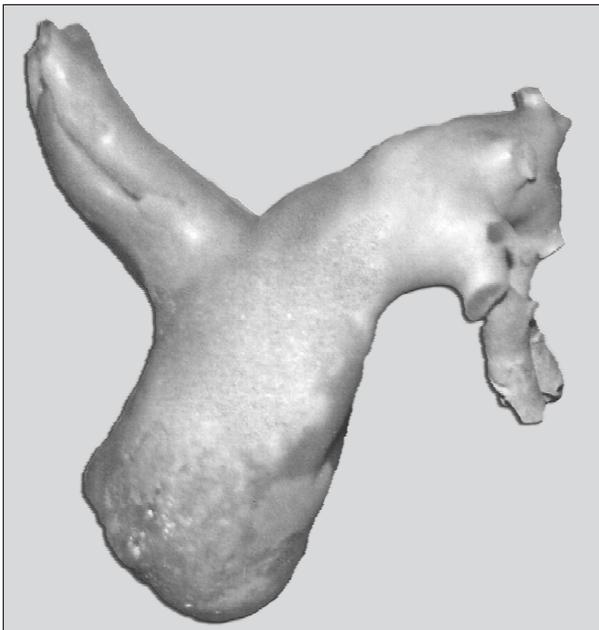


Рис. 13. Бифуркация легочной артерии. Протакриловый слепок

$$1 = \frac{\sqrt{2} \left(\varepsilon - \frac{2m_1 m_2}{m} \right) \sqrt{\frac{m_2}{m}}}{\sqrt{\sqrt{1 + 4 \frac{m}{m_2} (1 + \varepsilon^2)} \left(\varepsilon - \frac{2m_1 m_2}{m} \right)^2} - 1} + \frac{\sqrt{2} \left(\varepsilon - \frac{2m_1 m_2}{m} \right) \sqrt{\frac{m_1}{m}}}{\sqrt{\sqrt{1 + 4 \frac{m}{m_1} (1 + \varepsilon^2)} \left(\varepsilon - \frac{2m_1 m_2}{m} \right)^2} - 1}. \quad (34)$$

Уравнение (34) устанавливает связь между углами ветвления и отношением скоростей вращательного и поступательного движения крови в материнском канале. Подставляя в него значения синусов измеренных углов θ_1 , θ_2 и $\theta_1 + \theta_2$, величину отношения W_0/U_0 можно определить численным методом. Используя найденное отношение W_0/U_0 из (34), находим отношения W_1/U_1 и W_2/U_2 .

В случае симметричной бифуркации решение данной задачи следующее. В магистральном артериальном русле известны два симметричных ветвления. В малом круге кровообращения это относится к делению ствола легочной артерии на две ветви, несущие кровь к правому и левому легким (рис. 13). В большом круге кровообращения таким примером является ветвление брюшной аорты на правую и левую подвздошные артерии (рис. 14). Для симметричной би-

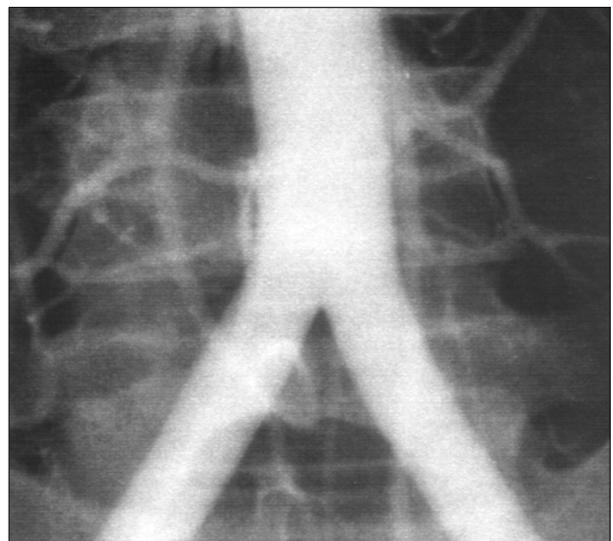


Рис. 14. Бифуркация брюшной аорты. Аортоартериография

фуркации $R_1=R_2$ и $\theta_1=\theta_2$. В этом случае уравнения (22) и (23) позволяют заключить, что $U_1=U_2$ и, соответственно, $W_1=W_2$. Таким образом, система (21) – (27) становится более простой и имеет следующий вид:

$$R_0^2 U_0 = 2R^2 U; \quad (35)$$

$$R_0^2 U_0^2 = 2R^2 U^2 \cos \theta; \quad (36)$$

$$R_0^3 U_0 W_0 = 2R^3 U W \cos \theta + 2R_0 R^2 U^2 \sin \theta; \quad (37)$$

$$U_0^2 + W_0^2 = U^2 + W^2, \quad (38)$$

где $R_1=R_2=R$, $U_1=U_2=U$, $W_1=W_2=W$ и $\theta_1=\theta_2=\theta$. Из (35) и (36) следуют две простые связи:

$$U = \frac{U_0}{\cos \theta}; \quad (39)$$

$$R = R_0 \sqrt{\frac{\cos \theta}{2}}. \quad (40)$$

Для площадей поперечных сечений каналов выражение (40) можно представить в виде

$$2S = S_0 \cos \theta. \quad (41)$$

Подставляя (46) и (47) в (44), получим выражение для квадрата скорости вращательного движения крови в дочерних артериях:

$$W^2 = \frac{2U_0^2}{\cos^3 \theta} \left(\frac{W_0}{U_0} - \operatorname{tg} \theta \right)^2. \quad (42)$$

Использование выражений (39) и (42) в уравнении (38) позволяет получить для симметричной бифуркации уравнение, устанавливающее закономерную связь между углами ветвления дочерних сосудов и отношением скоростей вращательного и поступательного движения крови в материнском сосуде:

$$\frac{2}{\cos^3 \theta} \left(\frac{W_0}{U_0} - \operatorname{tg} \theta \right)^2 + \frac{1}{\cos^2 \theta} = 1 + \left(\frac{W_0}{U_0} \right)^2. \quad (43)$$

Переносом слагаемого $\frac{1}{\cos^2 \theta}$ из левой части уравнения (43) в правую последнее преобразуется в более простое:

$$\frac{2}{\cos^3 \theta} \left(\frac{W_0}{U_0} - \operatorname{tg} \theta \right)^2 = \left(\frac{W_0}{U_0} - \operatorname{tg} \theta \right) \left(\operatorname{tg} \theta + \frac{W_0}{U_0} \right). \quad (44)$$

Полученное уравнение имеет два решения:

$$\frac{W_0}{U_0} = \operatorname{tg} \theta; \quad (45)$$

$$\frac{W_0}{U_0} = \operatorname{tg} \theta \frac{2 + \cos^3 \theta}{2 - \cos^3 \theta}. \quad (46)$$

Решение (45), которое мы назвали «рудиментарным», имеет наглядный физический смысл. Он состоит в том, что при условии выполнения (45) скорость вращательного движения крови в дочернем сосуде согласно (42) обращается в нуль. Это становится возможным тогда, когда угол, под которым отходит тангенциально дочерний сосуд от материнского, в точности совпадает с углом, образуемым осью основного потока и касательной к винтовой траектории частиц крови в нем (45), (46). Вводя образное выражение «функция лепит структуру», следует отметить, что оно является уместным в отношении обсуждаемого решения (45). Именно оно соответствует начальной стадии формирования будущей конфигурации сосудистого ветвления. В сформировавшейся сердечно-сосудистой системе ветвление ее магистрального сосудистого дерева подчиняется закону, описываемому уравнением (46). Используя его совместно с (39) и (42), решение задачи завершается нахождением W/U для дочерних сосудов, опираясь на следующее выражение:

$$\frac{W}{U} = \operatorname{tg} \theta \cdot \sqrt{\frac{2}{\cos \theta}} \cdot \frac{2 \cos^3 \theta}{2 - \cos^3 \theta}. \quad (47)$$

Выводы теоретического рассмотрения симметричных бифуркаций проверены на практике. Таким образом, установлена закономерность ветвления магистрального кровеносного русла.

Закономерность ветвления кровеносных микрососудов. Изучение кровотока в капиллярах звена микрогемодиализации постоянно привлекает особое внимание широкого круга исследователей. Интерес к этому отделу сердечно-сосудистой системы обусловлен основополагающей ролью капилляров в обменных процессах живого организма. Исследования в этой области необходимы для понимания преемственных связей в функционировании системы кровообращения в целом. Однако проблема структурно-функциональных связей звена микрогемодиализации до настоящего времени не решена. В частности, не изучены взаимоотношения геометрических параметров микрососудов с динамическими характеристиками кровотока в них. Для того чтобы понять, что лежит в основе функционирования микрососудистого русла, представляющего

собой громадную сеть ветвлений, необходимо знать гидродинамические процессы, происходящие в отдельном узле микрососудистой бифуркации. Попытки других исследователей решить этот вопрос не привели к успеху.

Авторами выявлено отличие структурно-функциональных связей в звене микрогемодиализации, определяющих иной характер движения крови в микрососудах [7, 11]. В данном разделе приводим новый подход в решении указанной проблемы. Прежде всего отметим существенное структурно-функциональное отличие микрососудистого русла от магистральных кровеносных сосудов. Ряд специфических особенностей устройства и функционирования крупных и мелких кровеносных сосудов указывает на то, что подходы к их описанию должны существенно различаться. Другими словами, идеи, используемые нами в поиске закономерностей ветвления магистральных артерий и вен, не могут быть применены в описании микрососудистых бифуркаций. Отличие этих отделов системы кровообращения заключается в следующем. Во-первых, среди геометрических параметров необходимо отметить различие на 3–4 порядка в размерах кровеносных сосудов этих звеньев. Во-вторых, они отличаются по динамическим характеристикам кровотока. В магистральном русле артерий по сравнению с микрососудами скорость кровотока и динамическое давление (скоростной напор) превышают аналогичные показатели соответственно в тысячу и миллион раз. Поскольку скоростной напор кровотока в капиллярах в 10^6 раз меньше, чем в артериях, то силовые напряжения, имеющиеся в узлах их бифуркаций, ничтожно малы. С другой стороны, в капиллярах доминирующее значение имеет вязкое трение, поскольку при переходе к сосудам, отличающимся по диаметру в 10^3 – 10^4 раз, сопротивление потоку возрастает соответственно в 10^{12} – 10^{16} раз. В-третьих, в капиллярах скорость движения крови мала [21–23]. При переходе к ним функция вращательного движения крови полностью себя реализовала, а поток здесь приобретает исключительно поступательный характер. По существу, единственным общим принципом, лежащим в основе деления и слияния потоков крови на уровне бифуркаций магистрального и микрососудистого русла системы кровообращения, является дихотомия.

В связи со сказанным выше в качестве основополагающих законов, определяющих явление дихотомического деления и слияния потоков крови в микрососудах, мы использовали закон Пуазейля и закон сохранения массового расхода в единицу времени. Согласно схеме ветвления

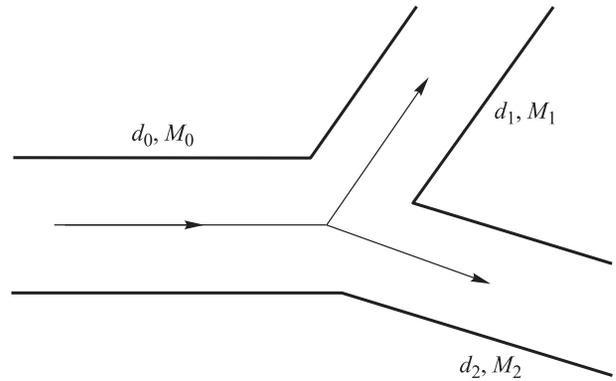


Рис. 15. Схема ветвления микрососудов

микрососудов, представленной на рис. 15, единичную бифуркацию капилляров будем характеризовать следующими параметрами: D_0 , D_1 , D_2 , и M_0 , M_1 , M_2 , где D_0 – диаметр материнского сосуда, D_1 и D_2 – диаметры дочерних микрососудов, а M_0 , M_1 , M_2 – массовые расходы крови в соответствующих микрососудах. Тогда закон сохранения массового расхода в единицу времени выражается следующим скалярным уравнением:

$$M_0 = M_1 + M_2. \quad (48)$$

Далее, закон Пуазейля, справедливый для всех трех капилляров в окрестности узла их ветвления, будем использовать в следующем виде:

$$M_i = \left(\frac{dP}{dl} \right)_i \cdot \frac{1}{r_i}, \quad (49)$$

где $l = 0, 1, 2$; $(dP/dl)_i$ – градиент давления вдоль линии тока в каждом из микрососудов, $r_i = \frac{128\eta_i}{\pi D_i^4}$ – их соответствующее гидродинамическое сопротивление. Подставляя (49) в (48) и используя принцип отсутствия скачка градиента давления на смежных линиях тока крови в области узла бифуркации, т. е. $\left(\frac{dP}{dl} \right)_0 = \left(\frac{dP}{dl} \right)_1 = \left(\frac{dP}{dl} \right)_2$, получим следующее соотношение для гидродинамических сопротивлений:

$$\frac{1}{r_0} = \frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2}. \quad (50)$$

Поскольку для любого ветвления капилляров, имеющих практически одинаковый поперечный размер, нет оснований считать, что коэффициент вязкости в них различный, то, полагая $\eta_0 = \eta_1 = \eta_2$, выражение (50) окончательно

легко преобразовать в следующее простое соотношение:

$$D_0^4 = D_1^4 + D_2^4. \quad (51)$$

Выведенное соотношение (51) имеет другое эквивалентное выражение:

$$S_0^2 = S_1^2 + S_2^2; \quad (52)$$

где S_0, S_1, S_2 – площади поперечных сечений сосудов.

Что касается углов ветвления в микрососудистом русле, то они не связаны с динамическими параметрами кровотока (рис. 16, 17). В каждом отдельном случае бифуркации углы ветвления определяются конфигурацией элементов микрососудистой сети, обеспечивающей оптимальность обменных процессов в конкретных

индивидуальных тканевых структурах живого организма. Найденное математическое соотношение (51) проверено на практике. Для этого использовалась математическая связь, эквивалентная соотношению (51):

$$1 = \left(\frac{D_1}{D_0}\right)^4 + \left(\frac{D_2}{D_0}\right)^4. \quad (53)$$

На рис. 9 приведены примеры бифуркаций микрососудов, на которых проведены измерения, подтвердившие справедливость теоретически найденного соотношения (53). Поскольку найденная зависимость выполняется только для микрососудов, в которых наблюдается исключительно поступательный кровоток, указанное соотношение также справедливо для артериол и венул. Таким образом, установлен закон ветвления кровеносных микрососудов.

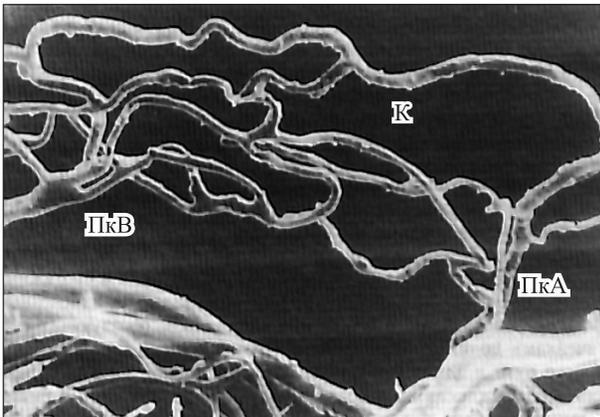
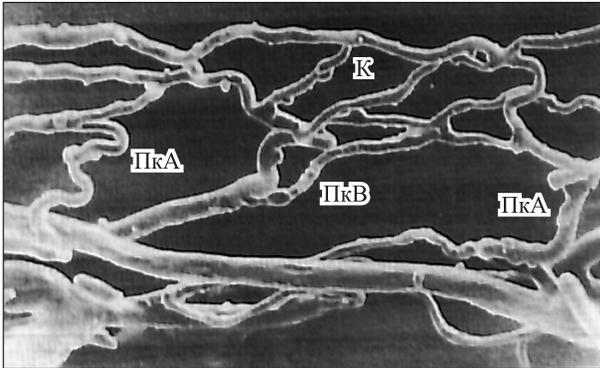


Рис. 16. Разнообразие углов ветвления микрососудов. Сканирующая электронограмма, увеличение 310.

К – капилляр; ПкА – прекапиллярная артериола, ПкВ – посткапиллярная венула [23]

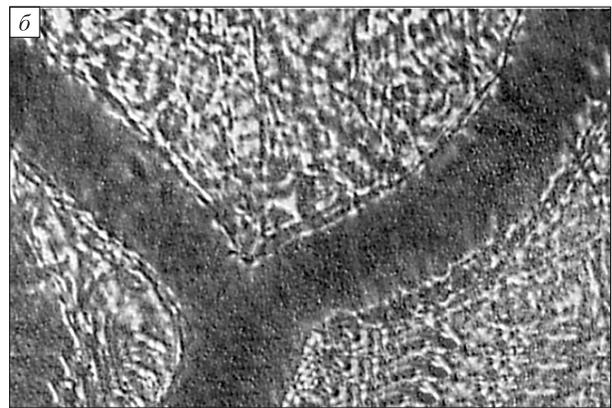


Рис. 17. Бифуркации микрососудов. Фрагменты прижизненных микрокинограмм, увеличение 400.

а – капилляры [22], б – венулы [23]

ОБСУЖДЕНИЕ

Открытие явления образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе внесло коренные изменения в уровень познания биомеханики кровообращения [5–11]. Авторами на системном уровне доказано, что в предсердиях и желудочках сердца, артериях и венах существует вращательно-поступательное движение крови. Впервые найдены структурно-функциональные связи системы кровообращения, лежащие в основе организации такого вида движения. Установлены законы, которым подчиняется обнаруженное явление, и раскрыта его сущность. В ходе научных исследований обнаружено универсальное явление образования закрученного потока биологических сред на примере сердечно-сосудистой, лимфатической, пищеварительной, мочевыделительной и дыхательной систем. Раскрытие механизма вращательно-поступательного движения биологических сред в транспортных каналах помогло обосновать активную деятельность артериальных сосудов в обеспечении и поддержании винтового потока крови. Оказалось, что винтовой характер движения крови и закономерность ветвления магистральных артерий неразрывно связаны. Выявлено отличие структурно-функциональных связей в магистральном кровеносном русле от структурно-функциональных связей микрососудистого русла, определяющих иной характер движения крови в звене микрогемодиализации. Фундаментальные исследования транспортной функции сердечно-сосудистой системы в целом, на системном уровне, позволили авторам установить основополагающие явления и закономерности в биомеханике кровообращения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

Проведенные фундаментальные исследования позволили авторам сделать ряд научных открытий, которые формулируются следующим образом.

Обнаружено 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.

Обнаружено универсальное явление образования закрученного потока биологических сред

в транспортных каналах человека и животных на примере сердечно-сосудистой, пищеварительной, мочевыделительной и других 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.

Обнаружено 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, обусловленное физическими законами сохранения массового расхода, динамического давления, а также потоков вращательного и поступательного количества движения жидкости.

Установлен 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 и направленную на преодоление сосудистого сопротивления.

Установлен закон ветвления магистральных артерий и вен системы кровообращения человека и животных, заключающийся в том, что в окрестности любого узла винтовой бифуркации крупных кровеносных сосудов, сопровождающей дихотомическое деление или слияние закрученных потоков крови, между диаметрами сосудов, углами их ветвления и тремя парами вращательной и поступательной скоростей соответствующих потоков существует однозначная математическая связь, обусловленная инвариантностью массового расхода, динамического давления, а также потоков вращательного и поступательного количества движения крови.

Установлен закон ветвления микрососудистого русла системы кровообращения на примере артериол, капилляров и венул, заключающийся в том, что в окрестности любого узла бифуркации микрососудов, сопровождающей дихотомическое деление или слияние потоков крови, независимо от углов ветвления, квадрат площади поперечного сечения большего микрососуда равен сумме квадратов площадей меньших, обусловленный сохранением массового расхода крови в единицу времени и отсутствием скачка

градиента давления в сопряженной области трех линий тока крови.

Сделанные научные открытия имеют фундаментальное значение в понимании механизмов важнейших процессов жизнедеятельности организма. Прогрессивное развитие созданного научного направления зависит от осознания всеобщего характера обнаруженных явлений и управляющих ими законов. Новые знания необходимо применять в научной и практической медицине.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Фолков Б.Ю., Нил Э.** Кровообращение / Пер. с англ. М.: Медицина, 1976.
2. **Педли Т.** Гидродинамика крупных кровеносных сосудов / Пер. с англ. М.: Мир, 1983.
3. **Roux W.** Uber die Verzweigungen der Blutgefase. Eine morphologische Studie // Z. Naturwissenschaft. 1878. Bd.12. S. 205–266.
4. **Murray C.D.** The Physiological principle of minimum work applied to the angle of branching of arteries // J. Gen. Physiol. 1926. Vol. 9, N 6. P. 835–841.
5. **Zakharov V.N.** New principles of circulation mechanics // Eur. J. Cardiac Interventions. 1995. Vol. 4, N 1. P. 3–13.
6. **Zakharov V.N., Chermachentsev V.M., Paryguin A.A. et al.** Universal phenomenon of helical motion of the media in the transport canals of the living organism // Cardiovascular Engin. 1998. Vol. 3, N 3/4. P. 185–188.
7. **Bagayev S.N., Zakharov V.N., Orlov V.A.** On the Rationality of Helical Blood Flow // Russ. J. Biomech. 2002. Vol. 6, N 4. P. 29–48.
8. **Bagayev S.N., Zakharov V.N., Orlov V.A.** Laws of Branching of Blood Vessels // Ibid. P. 13–28.
9. **Захаров В.Н., Шумаков В.И.** Явление образования винтового потока крови в сердечно-сосудистой системе человека и животных, приоритет 05 мая 1989 г.: Диплом на открытие № 87 / Междунар. Ассоциация Авторов Научных Открытий. М., 1998.
10. **Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А. и др.** Явление образования закрученного потока сред в транспортных каналах организма человека и животных, приоритет январь 1998 г.: Диплом на открытие № 130 / Междунар. Ассоциация Авторов Научных Открытий. М., 1999.
11. **Багаев С.Н., Захаров В.Н., Орлов В.А.** Закономерная связь между морфологическими параметрами кровеносных сосудов и динамическими характеристиками закрученного потока крови в узлах бифуркаций магистральных кровеносных сосудов человека и животных, приоритет 20 декабря 2000 г.: Диплом на открытие № 259 / Междунар. Ассоциация Авторов Научных Открытий. М., 2004.
12. **Рашмер Р.** Динамика сердечно-сосудистой системы / Пер. с англ. М.: Медицина, 1998. С. 194–195.
13. **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.
14. **Захаров В.Н., Орлов В.А., Панов С.В. и др.** Визуализация винтового противоточного движения газовых сред при вентиляции легких // Рос. журн. биомеханики. 2008. Т. 12, № 2. С. 7–12.
15. **Veau J.** A Pictorial Handbook of Anatomy and Physiology. London: Mitchell Bearely Publishers Ltd., 1978. 96 p.
16. **Яновский М.В.** Клинические данные по вопросу о периферическом артериальном сердце // Научная медицина. 1922. № 10. С. 121–160.
17. **Яновский М.В.** О функциональной способности артериального периферического сердца // Научная медицина. 1923. № 11. С. 126–133.
18. **Аринчин Н.И., Недвецкая Г.Д.** Внутримышечное периферическое сердце. Минск: Наука и техника, 1974.
19. **Фундаментальная и клиническая физиология** / Под ред. А.Г. Камкина, А.А. Каменского. М.: Изд. центр «Академия», 2004. 618 с.
20. **Робинсон Т.Ф., Фэктор С.М., Зонненблик Э.Г.** Активная диастола сердечного сокращения // В мире науки. 1986. № 8. С. 48–56.
21. **Krogh A.** The anatomy and physiology of capillaries. New Haven, 1922.
22. **Козлов В.И., Мельман Е.П., Нейко Е.М. и др.** Гистофизиология капилляров. СПб.: Наука, 1994.
23. **Чернух А.М., Александров П.П., Алексеев О.В.** Микроциркуляция. М.: Медицина, 1975.

BASIC PHENOMENA AND LAWS IN STRUCTURAL-FUNCTIONAL ORGANISATION OF HEART-VESSLS

S.N. Bagaev, V.N. Zakharov, V.A. Orlov

Investigations are aimed at studying the blood circulation biomechanics, the physical mechanisms of the cardiovascular system transport function, and regularities of branching and dichotomic division and merging of blood flows at the level of bifurcations of large arterial blood vessels and microvessels.

An analysis of created protacrylic casts of the heart and blood vessel cavities has revealed new anatomical peculiarities: funnel-shapedness of the configuration of heart and vessel chambers, tangentiality of *atrial orifices* and ventricular apertures, and tangentiality of branching of arterial blood vessels at the level of bifurcations.

An original method of X-ray contrast cineangiocardiology has been developed. It has allowed, for the first time at the system level, to visualize the helical character of blood motion in the heart atriums and ventricles, arteries, and veins. In hydrodynamic investigations of the blood circulation system, the physical laws of conservation with a local dynamic approach for funnel-shaped canals were used.

The performed fundamental investigations of the structural-functional organization of the cardiovascular system have allowed the authors to make a number of scientific discoveries. Briefly, their essence is in the following: The phenomenon of formation of a helical blood flow in the cardiovascular system shows new anatomical-functional principles in the greater and lesser circulations; The universal phenomenon of formation of a twisted flow of biological media in the canals of transport systems reveals the general physical mechanism in the organization and sustaining of a helical blood flow in the transport function of the cardiovascular system. This helical flow is created by a twisting wave excited in the channel walls by contraction of spirally oriented muscle and elastic elements; The property of a twisted liquid flow is to create a tractive force in funnel-shaped canals of variable circular section, and discloses the nature of arterial diastolic pressure due to the energy of rotational motion of a helical blood flow. Diastolic pressure is used to overcome the vascular resistance; The law of hemodynamics in arteries reveals a mathematical relation between the dynamic and kinematic characteristics of the helical blood flow; The law of branching of large arterial blood vessels establishes an unambiguous mathematical relation between the morphometric parameters of blood vessels, and the kinematic and dynamic parameters of the helical flow at the level of bifurcations of arteries and veins; The law of branching of blood microvessels reveals an unambiguous mathematical relation between the morphometric parameters of blood microvessels, the kinematic and dynamic parameters of the Poiseuille flow of blood in arterioles, capillaries, and venules.

On the basis of the scientific discoveries, a new direction has been created. It makes it possible to develop new technologies of diagnostics, treatment, and prophylaxis in medical practice.

Keywords: cardiovascular system, helical blood flow, blood circulation biomechanics.

Статья поступила 28 июня 2011 г.