

- вание прибрежной зоны северных морей: материалы докладов. II Международный семинар, Кандалакша, 3-5 августа 1997 г. – СПб. Изд-во РГГМИ, – 1998. – С. 207-211.
6. *Зимин А.В.* Воздействие электромагнитных полей на гидробионтов // Экология и проблемы защиты окружающей среды: Тез. докладов IV Всероссийской студенческой конференции. Красноярск, 24-25 апреля, 1997 г. Красноярск: Изд-во КрГУ, 1997. – С. 43.

Зимин Алексей Вадимович

Учреждение Российской академии наук Санкт-Петербургский научный центр РАН.

E-mail: zimin2@mail.ru.

199034, г. Санкт-Петербург, Университетская наб., д.5, тел.: (812)3283906.

Сектор прикладных поисковых программ, н.с., доцент, к.ф.-м.н.

Zimin Alexey Vadimovich

Saint-Petersburg research center of Russian Academy of sciences.

E-mail: zimin2@mail.ru.

5, Universitetskaya, Saint-Peterburg, 199034, Russia, Phone: (812)3283906.

Sector of applied search programs, the scientific employee, assistant professor, Cand. Sc.

Родионов Анатолий Александрович

Учреждение Российской академии наук Санкт-Петербургский филиал Института океанологии им. П.П. Ширшова РАН

E-mail: sppr@spbrc.nw.ru.

199053, г. Санкт-Петербург, В.О., 1-ая линия, д.3 0, тел.: (812)3285759.

директор, засл. деят. науки РФ, проф. д.т.н.

Rodionov Anatoly Alexandrovich

Saint-Petersburg Department of the P.P. Shirshov Institute of Oceanology

E-mail: sppr@spbrc.nw.ru.

30, 1-st Line, V.I., Saint-Peterburg, 199053, Russia, Phone: (812)3285759.

Director, the honoured worker of a science of the Russian Federation, professor, Dr. Sc.

Покровская Наталья Евгеньевна

Учреждение Российской академии наук Санкт-Петербургский научный центр РАН.

E-mail: spb100@mail.ru.

199034, г. Санкт-Петербург, Университетская наб., д. 5, тел.: (812)3283906.

Сектор прикладных поисковых программ, н.с.

Pokrovskaya Nataliya Evgenievna

Saint-Petersburg research center of Russian Academy of sciences.

E-mail: spb100@mail.ru.

5, Universitetskaya, Saint-Peterburg, 199034, Russia, Phone: (812)3283906.

Sector of applied search programs, the scientific employee.

УДК 681.883

В.Т. Коваль, П.А. Волков, С.Б. Наумов

**МЕХАНИКА КРОВООБРАЩЕНИЯ В ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ
ДИАГНОСТИКЕ**

Новые перспективы совершенствования лечебно-профилактического процесса видятся в сотрудничестве врачей и инженеров, математиков и программистов, представителей различных научных направлений.

Кровяное давление; волна давления; пульсирующий кровоток; эхокардиография.

V.T. Koval, P.A. Volkov, S.B. Naumov

MECHANICS OF BLOOD CIRCULATION IN THE FUNCTIONAL DIAGNOSIS

New prospects for improving therapeutic and preventive processes are seen in the collaboration of doctors and engineers, mathematicians and programmers, representatives of various scientific fields. Blood pressure; pressure wave; pulsatile flow; echocardiography.

Заболевания сердечно-сосудистой системы все отчетливее принимают характер эпидемии, вызывая обостренный интерес к проблемам их профилактики и диагностики [1, 3, 5, 6].

Крайне важно при этом для специалистов смежных дисциплин знание общих закономерностей организации кровообращения, основ анатомии и физиологии. Попытки выстроить диагностический алгоритм каким-то иным образом заканчиваются неудачей. Интерес к изучению отдельно взятых показателей, будь - то пульс, пульсовая волна, периферическое артериальное давление и т.д. понятен, но реализован он может быть лишь с учетом вышеизложенного [4, 7].

Волна давления, проходя по сосудам, практически сохраняет свою первоначальную форму. Так было бы и в кровеносных сосудах, окажись они нерастяжимыми и лишенными эластичности. Однако, кровеносные сосуды в норме растяжимы, а скорость волны в них уменьшается пропорционально коэффициенту эластичности (= увеличение растяжимости) и волна ослабевает. Некоторая часть крови «накапливается» в расширившихся артериях, обеспечивая эффект компрессионной камеры и превращая перемежающийся ток крови в относительно равномерный. Повышение давления приводит не к увеличению длины, а к увеличению площади поперечного сечения сосудов. В соответствии с законом Гука, деформация эластичных материалов пропорциональна не скорости, а величине примененной силы. Напряжение «Т» в стенке сосуда равно произведению давления «Р» на радиус «r» ($T = Pr$). Это соотношение называется законом Лапласа, но первым его вывел Йоган Бернулли. На основании закона Лапласа Франк (1920) предложил учитывать и толщину стенки сосуда, то есть $T = P(r/w)$. Даже при идеальной эластичности формула Франка показывает, что в соответствии с законом Гука имела бы линейная зависимость между деформацией стенки сосуда и примененной силой. На кривой зависимости между давлением и напряжением стенки появилась бы выпуклость, направленная в сторону оси давления. При повреждении сосудов при $Pr/w > T$ возможен разрыв стенки сосуда. Пульсовое давление и распространение пульсовой волны зависит от сердечного выброса, ударного объема крови. На первый взгляд, анализ отдельных пульсовых волн мог бы лечь в основу метода измерения сердечного выброса. Однако целый ряд обстоятельств непредсказуемого характера снижает точность исследований или делает их вовсе невозможными. Сокращение мышечных слоев сосуда вызывается различными причинами и может повысить пульсовое давление даже при неизменном сердечном выбросе. Чем больше растяжимость сосудов и вязкость крови, тем медленнее распространяется и быстрее ослабевает пульсовая волна. Дополнительные сложности связаны с отражением пульсовой волны. Прекапиллярное сопротивление по отношению к пульсовой волне вызывает эффект «слепого конца». Сужение сосудов увеличивает возможность формирования отраженной волны, а их расширение вызывает обратный эффект. Многократные «переотражения» ставят под сомнение возможность формирования в артериях истинных стоячих волн. В общем случае, скорость рас-

пределения пульсовой волны составляет от 3 м/с в грудном отделе аорты до 5 м/с в мышечных артериях. Длина пульсовой волны 5-7 м, она превышает длину любого из самых продолжительных участков сосудистой системы.

Пульсирующий кровоток зависит от градиента давления, а не от его абсолютной величины. Положительное отражение в какой-то момент может превысить давление и вызвать обратный ток крови в артериях. Фазовый обратный ток может формировать «пики» пульсовой волны. Во всех случаях организация кровообращения сводит к минимуму вероятность того, что периферическое давление когда-либо может превысить центральное.

Кровь при всей своей исключительности и особых свойствах, с физической точки зрения, является жидкостью и ее движение может быть описано законами гидродинамики. Первые попытки в этом направлении были предприняты И.Ньютоном в «Principia mathematica» (1713). В покое каждый желудочек человеческого сердца, выполняя насосную функцию, выбрасывает 5-5,5 л. крови в одну минуту. При психоэмоциональных или физических нагрузках «производительность» сердца может достигнуть более 25 л/мин, 70-80 мл ударного объема крови из левого желудочка направляется в аорту, а из правого – в легочную артерию

В период систолы давление в левом желудочке возрастает от уровня, близкого к нулю до 120 мм. рт. ст., в правом – до 25 мм. рт. ст.

Диастолическое артериальное давление, обусловленное эластичностью сосудов и периферическим сопротивлением относительно постоянно и составляет 70-80 мм. рт. ст. в большом круге кровообращения и 10 мм. рт. ст. – в малом.

Образующийся градиент давления $120 - 70 = 50$ (мм. рт. ст.) и $25 - 10 = 15$ (мм. рт. ст.) движет кровь по кругам кровообращения.

Сокращение желудочков со смещением их вниз вызывает пассивное расширение предсердий и их «присасывающее» действие на кровь в центральных венах. Возникающий градиент давления оказывается достаточным для наполнения предсердий.

Такое же действие на кровь, поступающую в предсердия производят желудочки, возвращаясь к первоначальной форме и объему после сокращения. Нарушения этого процесса называют диастолической дисфункцией. Она, как правило, предшествует нарушению систолической функции и может быть выявлена на ранних стадиях при ультразвуковом исследовании [8].

Поскольку минутный объем крови у взрослого человека составляет 5-6 литров с учетом, с учетом частоты сердечных сокращений и величины ударного объема крови нетрудно определить, что за одну минуту совершается полный кровоток.

Итак, снабжение кровью любой региональной цепи сосудов зависит от градиента давления и периферического сопротивления сосудов. Поскольку градиент давления для определенного участка сосудистой цепи величина практически постоянная, то при прочих равных условиях объем кровотока определяется сопротивлением сосудов.

Хаген (1839 г.) обнаружил, что объем жидкости, протекающей по трубкам, зависит от их радиуса и обратно пропорционален длине. Пуазель (1841 г.) выявил, что при определенной длине сосуда, объем протекающей жидкости зависит от ее вязкости, пропорционален градиенту давления, четвертой степени радиуса и обратно пропорционален длине сосуда.

$$Q = K \frac{\Delta P \cdot r^4}{\lambda},$$

где Q – объемный кровоток; K – вязкость; λ – длина сосуда.

$$\text{или } Q = K \frac{(P_{\text{сис}} - P_{\text{диаст}}) \cdot r^4}{R},$$

где R – периферическое сопротивление сосудов.

Очевидно, что для поддержания необходимого объемного кровотока увеличение периферического сопротивления может быть компенсировано при прочих равных условиях лишь увеличением давления ΔP .

В референтных пределах нормы $100/60 < \text{АД} < 140/90$ (мм.рт.ст.), к примеру $120/80$ мм.рт.ст., градиент давления составит $120-80=40$ (мм.рт.ст.), а отношение систолического АД к диастолическому – $120/80=1,5$. Если периферическое сопротивление сосудов возрастет и диастолическое давление повысится, предположим, до 100 мм.рт.ст., то для поддержания должного кровотока необходимо будет выполнить условие $x/100=1,5$, откуда $x=150$ (мм.рт.ст.). Следовательно, такого рода реакцию организма можно считать естественной, компенсаторной. Интересно, что повышение градиента давления на $15-20\%$ способно обеспечить увеличение минутного объема крови в $4-5$ раз, с $5-6$ л/мин до 25 л/мин и более.

Проведение инвазивных измерений с введением катетеров, манометрированием, использованием красителей, радиоактивных изотопов позволят получить достоверную информацию. Однако риск возможных осложнений сравним с риском самого заболевания. Предпочтительнее поэтому использовать неинвазивные исследования. В последние годы особенно интенсивно разрабатываются ультразвуковые способы диагностики заболеваний.

Шведские ученые Эдлер и Герц впервые применили ультразвук для исследования сердца и сосудов в 1954 г.

В эхокардиографии чаще всего используются частоты от 2 до 7 МГц, позволяющие видеть границы сред с различной оптической плотностью в 1 мм друг от друга. Использование эффекта Доплера (1842 г.) позволяет определить скорость кровотока, как функцию доплеровской частоты и косинуса угла наклона датчика по отношению к направлению тока крови в сосуде. Если угол равен 90° , то его косинус равен нулю и доплеровского сдвига нет, т.е. доплеровская информация достоверна настолько, насколько луч параллелен направлению форменных элементов крови [8].

Величина измеряемой скорости ограничена пределом Найквиста при использовании импульсно-волновых систем, а при непрерывно-волновом исследовании возникают трудности установки контрольного объема на конкретном участке исследования.

Одним из принципов, используемых в эхокардиографии, является уравнение неразрывности течения. Модифицируя уравнение Бернулли, можно связать скорость течения и градиент давления для оценки степени сужения сосуда.

$$\Delta P = 4V^2.$$

Число 4 – эмпирический коэффициент для преобразования различных единиц измерения в одну систему.

ΔP – разница давлений до и после участка сужения;

V_1, V_2 – скорость до и после сужения.

В несколько упрощенном, но достаточно точном варианте $\Delta P = 4V^2$.

Уравнение неразрывности позволяет определить и площадь суженного (стенотозированного) отверстия. Если известна площадь A_1 до сужения и скорость кровотока, то можно вычислить объемную скорость кровотока. Неизвестная площадь A_2 в месте сужения вычисляется по измеренным A_1, V_1, V_2 , поскольку объемный кровоток до и после сужения равны.

Сердечный индекс принято определять, как отношение ударного объема к площади поверхности тела. Сама по себе идея и смысл определения индекса понятны. Вызывает недоумение сравнение с площадью поверхности тела. Гораздо целесообразнее сравнивать, как это принято в технике, производительность, мощность с массой агрегата. Кстати, измерить массу тела пациента проще и точнее, чем площадь поверхности его тела. Понятен, к примеру, смысл измерения площади поверхности паруса. Исследования на стыке смежных дисциплин должны использовать один «язык», унифицированные термины. Очевидно, что и насосную функцию сердца, ударный объем крови сердца целесообразно сравнивать с массой миокарда. Наблюдения, которые проводились в течение ряда лет в Военно-морском клиническом госпитале ТОФ, позволили отметить некоторые общие закономерности, характеризующие состояние сердечно-сосудистой системы у пациентов, страдающих ишемической болезнью сердца (ИБС). Большая часть пациентов с ИБС и все пациенты с хронической болезнью сердца (ХИБС) имели то или иное нарушение периферической гемодинамики. При электрокардиографическом и ультразвуковом исследованиях у них были выявлены признаки гипертрофии миокарда. Более того оказалось, что гипертрофия миокарда – один из наиболее постоянных прижизненно выявляемых признаков ИБС. У большей части больных, в диагнозе которых присутствовало указание на ИБС или ХИБС, масса миокарда достигала 300 г и более, что почти вдвое превышает референтную норму [2,4,7].

Принятая за «норму» масса миокарда левого желудочка в 150 г обеспечивает выброс ударного объема крови около 75 мл. Интересно отметить, что отношение ударного объема крови (УОК) к массе миокарда $75/150=0,5$ сохранялось или претерпевало незначительные колебания ($\pm 0,05$ мл) вплоть до достижения миокардом массы в 200-230 г.

Дальнейшее увеличение массы миокарда не сопровождалось увеличением УОК, то есть становилось функционально несостоятельным. К этому периоду ИБС относится появление диастолической дисфункции левого желудочка. Принимая во внимание эти обстоятельства, предлагаем считать величину, характеризующую отношение УОК к массе миокарда функциональным коэффициентом соответствия. Полагая такой коэффициент в норме равным 0,5 ед. и сравнивая его с фактическим, получим функциональный индекс соответствия (ФИС).

$$\frac{УОКф}{УОКд} = ФИС,$$

где УОКф – ударный объем фактический; УОКд – ударный объем должный.

Нормальное значение ФИС, таким образом должно быть равно 1.

Увеличение ФИС до 1,2 – 1,35 ед. оказалось возможным лишь у здоровых людей при физической нагрузке, определяемой так же, как при велоэргометрии. Значение ФИС ниже 0,75 должно привлечь внимание врача. ФИС на грани декомпенсации может достигать 0,3 – 0,375 ед. Измерение выполняются при стандартной эхокардиографии. Объем левого желудочка определяется по формуле Тайхольца.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Гогин Е.Е. Гипертоническая болезнь и мозаика симптоматических гипертензий // Терапевтический архив, – 2001. – № 9. – С. 5-8.
2. Коваль В.Т., Окунь Б.В., Татаркина Н.Д., Коваль Е.В., Хорошун Р.М., Конорева Н.А. Техногенная этиология сердечно-сосудистых заболеваний // Здоровье. Медицинская экология. – Наука, – 2002. – №1-2. – С. 47.
3. Коваль В.Т., Розенбаум А.Н. Нечеткая логика в диагностическом алгоритме // Здоровье. Экология. – Наука, – 2008. – № 3.

4. Коваль В.Т., Татаркина Н.Д., Пономаренко Ю.В. Региональные нарушения гемодинамики и артериальные гипертензии. / Тезисы докладов. // Российский национальный конгресс кардиологов. Москва, 2000.
5. Розенбаум А.Н., Кислова И.И. Нечеткое оценивание истинности. /Труды Международного симпозиума «Надежность и качество» // – Пенза: ПГУ, – 2008. – Т.1. – С. 29-31.
6. Розенбаум А.Н., Коваль В.Т. Построение формальной модели функционирования биологического объекта в среде обитания. Труды Международного симпозиума «Надежность и качество» // Пенза: ПГУ, – 2008. – Т.1. – С. 241.
7. Татаркина Н.Д. Функциональные маркеры ишемической болезни сердца / Татаркина Н.Д., Коваль В.Т. // Материалы межрегиональной научно-практической конференции “ Актуальные вопросы развития медицины на транспорте на рубеже 21 века”, Владивосток 28-29 июня 2000 г. – С. 146-149.
8. Шулушко Б.И. Гипертоническая болезнь и другие формы артериальных гипертензий. СПб: Ренкор, 1998. – 200 с.

Коваль Василий Трофимович

Институт радиоэлектроники, информатики и электротехники Дальневосточного государственного технического университета.
E-mail: volkk100@mail.ru.
690950, г. Владивосток, Аксаковский переулок, 3а, тел.: (4232)450982.
Старший преподаватель.

Koval Vasilij Trofimovich

Far Eastern National Technical University, Institute of Radio electronics, Information Science and Electrical Engineering.
E-mail: volkk100@mail.ru.
3a, Axakovsky pereulok, Vladivostok, 690950, Russia, Phone: (4232)450982.
Lecturer.

Волков Павел Анатольевич

Институт радиоэлектроники, информатики и электротехники Дальневосточного государственного технического университета.
E-mail: volkk100@mail.ru.
690950, г. Владивосток, Аксаковский переулок, 3а, тел.: (4232)450982.
Заведующий лабораторией.

Volkov Pavel Anatolievich

Far Eastern National Technical University, Institute of Radio electronics, Information Science and Electrical Engineering.
E-mail: volkk100@mail.ru.
3a, Axakovsky pereulok, Vladivostok, 690950, Russia, Phone: (4232)450982.
Laboratory head.

Наумов Сергей Борисович

Институт радиоэлектроники, информатики и электротехники Дальневосточного государственного технического университета.
E-mail: revtrud@yandex.ru.
690950, г. Владивосток, Аксаковский переулок, 3а, тел.: (4232)450982.
Старший преподаватель.

Naumov Sergey Borisovich

Far Eastern National Technical University, Institute of Radio electronics, Information Science and Electrical Engineering.
E-mail: revtrud@yandex.ru.
3a, Axakovsky pereulok, Vladivostok, 690950, Russia, Phone: (4232)450982.
Lecturer.