

УДК 681.883

В.Т. Коваль, А.Н. Розенбаум, Г.А. Заяц, Н.С. Сошина, А.В. Ким

**ТЕХНИЧЕСКИЕ И ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ
МОНИТОРИНГА ГЕМОДИНАМИКИ**

Предлагается на основе частных показателей функционирования сердечно-сосудистой системы (пульс, пульсовая волна, периферическое артериальное давление) создать диагностический алгоритм организации кровообращения. Определение "функциональных нарушений" не имеет четких параметров, поскольку эти нарушения связаны с субъективным восприятием и ощущениями. На основе физических аналогий между техническими и биологическими системами проводится анализ общих закономерностей организации кровообращения человека. Подробно описывается влияние градиента давления в сердечно-сосудистой системе на объявленный кровоток в сосудах системы. Вследствие чего, для поддержания необходимого объемного кровотока увеличение периферического сопротивления может быть компенсировано при прочих равных условиях лишь увеличением давления ΔP . Использование неинвазивных исследований с использованием информативных показателей здоровья и его прогнозирования у операторов человеко-машинных систем. Наиболее эффективными могут оказаться ультразвуковые способы диагностики заболеваний. Наблюдения, которые проводились в течение ряда лет в Военно-морском клиническом госпитале ТОФ, позволили выявить общие закономерности состояния сердечно-сосудистой системы пациентов с ишемической болезнью сердца. При заболевании миокарда различные техногенные воздействия на организм определяются вполне конкретными нарушениями функций, такими как воспалительная инфильтрация и дистрофические процессы, изменяющие электролитный баланс и плотность ткани.

Аналогии техники и биологии; градиент давления; сердечно-сосудистая система.

V.T. Koval, A.N. Rosenbaum, G.A. Zayats, N.S. Soshina, A.V. Kim

**TECHNICAL AND PHYSIOLOGICAL CHARACTERISTICS
OF HEMODYNAMIC MONITORING**

It is proposed to create a diagnostic algorithm for the organization of blood circulation on the basis of partial indicators of the cardiovascular system (heart rate, pulse wave, peripheral arterial pressure). The definition of "functional disorders" has no clear parameters, as these disorders are associated with subjective perceptions and feelings. The analysis of the general human organization circulation laws is carried out on the bases of the physical analogy between technical and biological systems. The influence of the pressure gradient in the cardiovascular system of the declared flow in the vessels systems describes in detail. The result is that, to maintain the required volume flow increase in peripheral resistance can be compensated, ceteris paribus only increase pressure ΔP . The usage of noninvasive studies with the help of informative indicators of health and its prediction operators of man-machine systems. The most effective methods may be ultrasonic diagnosis of diseases. Observations, which were conducted over a number of years in the Naval hospital of the Pacific Fleet, revealed the general laws of the cardiovascular system in patients with coronary heart disease. At the myocardium disease, the various technogenic effects on the body are determined by quite specific disability such as inflammatory infiltration and degenerative processes that alter electrolyte balance and tissue density.

Analogies technology and biology; the pressure gradient; the cardiovascular system.

Заболевания сердечно-сосудистой системы все отчетливее принимают характер эпидемии, вызывая обостренный интерес к проблемам их профилактики и диагностики [1, 2]. Новые перспективы совершенствования диагностики и прогнозирования состояния здоровья операторов человеко-машинных систем видятся в сотрудничестве врачей и инженеров, математиков и программистов, представителей различных научных направлений [3, 4, 5].

Проблемы этиологии в отношении большой группы грозных сердечно-сосудистых заболеваний остаются не вполне решенными, изобилуют наличием факторов риска, количество которых колеблется от 30 до 200 и продолжает увеличиваться. Число ограничений создает впечатление, что жить вообще вредно. Эмпирическое накопление фактов не может объяснить динамику сердечно-сосудистой патологии. В действительности имеются многочисленные свидетельства толерантности людей к некоторым факторам риска, например к пищевым жирам. Тавтология в отношении факторов риска не выполняет и прагматическую роль ввиду отсутствия строго научных формулировок (дефиниции).

Установлены достоверные корреляционные связи между некоторыми техногенными воздействиями на организм в большей степени, чем с генетическими, антропогенными и иными факторами. Практически невозможно в современном мире избежать воздействия ЭМИ, вибраций, шумов, но для «профессионалов» такие факторы на сравнительно продолжительный срок становятся постоянными атрибутами «среды обитания». Возникающие патологические процессы при этом рассматриваются в узких рамках отдельных нозологических единиц.

Знание общих закономерностей организации кровообращения, основ анатомии и физиологии крайне важно для специалистов смежных дисциплин. 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 [6, 7].

Кровь при всей своей исключительности и особых свойствах, с физической точки зрения является жидкостью и ее движение подчиняется законам гидродинамики, основы которой были заложены И.Ньютоном в «Principia mathematica» (1713) при описании свойств жидкостей.

Выполняя насосную функцию, в покое каждый желудочек человеческого сердца, выбрасывает 5–5,5 л крови в одну минуту. У операторов человеко-машинных систем при психоэмоциональных или физических нагрузках «производительность сердца может достигать более 25 л/мин.

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 (рис. 1).

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 [8].

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 [9].

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

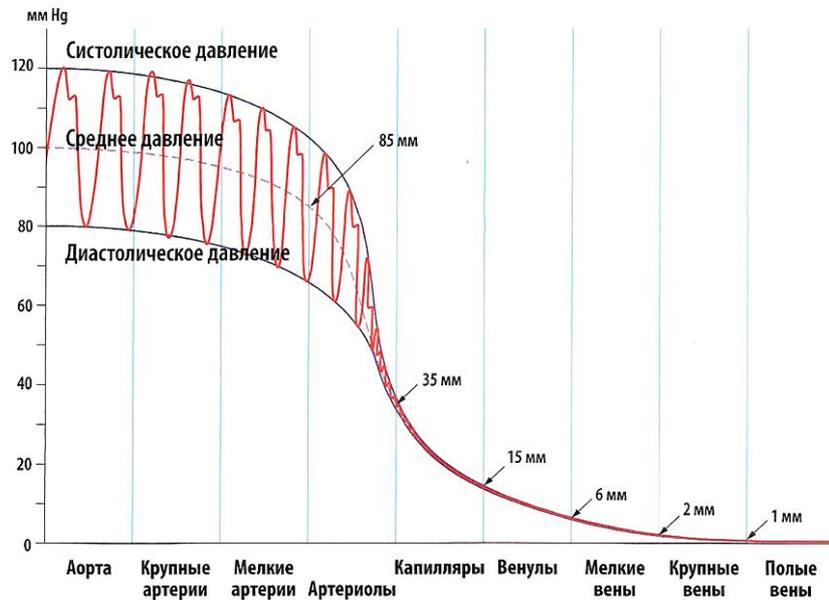


Рис. 1. Систолическое и диастолическое давления

Определение “функциональных нарушений” не имеет четких параметров, поскольку эти нарушения связаны с субъективным восприятием и ощущениями. Но существуют вполне определенные нарушения функции, вызываемые техногенными воздействиями, воспалительной инфильтрацией и дистрофическими процессами, обуславливающими изменения электролитного баланса и плотности тканей. Выходя за референтные пределы нормы при заболеваниях миокарда, они могут проявляться диастолической, систолической дисфункцией, ремодулированием отделов сердца, нарушениями ритма и проводимости, что и может быть объектом мониторингования [10].

Скорость кровотока является одним из факторов активации эндотелиальных клеток, монослоем отделяющих кровь от гладкомышечных стенок сосудов. Клетки эндотелия продуцируют оксид азота (NO), который в нормальных условиях принимает непосредственное участие в релаксации сосудов. Высвобождающийся оксид азота химически нестабилен. В течение долей секунд он инактивируется кислородом гемоглобина крови, локально регулируя просвет сосуда. Повреждение эндотелия по этой причине может привести к сужению сосуда и, следовательно, к увеличению периферического сопротивления. Прохождение пульсовой волны следует рассматривать с учетом этих обстоятельств. Используя эффект Холла, представляется возможным измерять АД, ЧСС, скорость распространения пульсовой волны (рис. 2).

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 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. Разработка приборов для регистрации колебаний сопротивления тканей, как проводников, обладающих ионной проводимостью, переменному току звуковой частоты позволяет осуществлять мониторинг периферической гемодинамики [11].

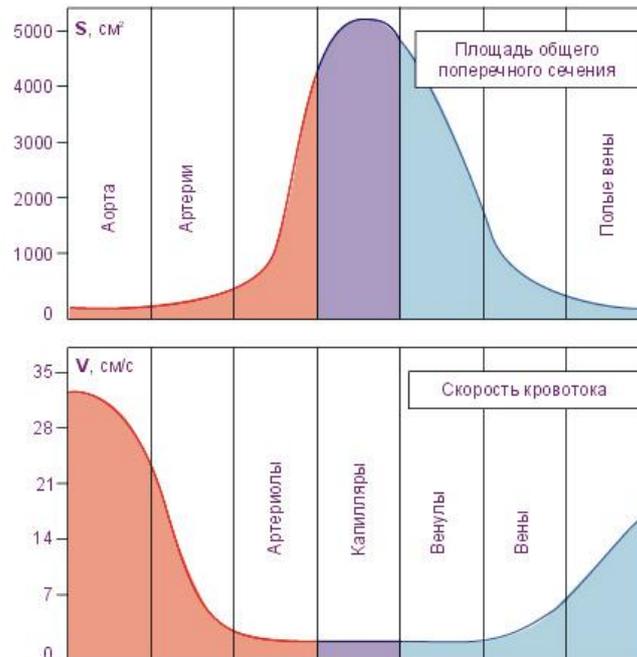


Рис 2. Скорость кровотока

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 называют законом Лапласа. На основании закона Лапласа Франк (1920) предложил учитывать и толщину стенки сосуда, т.е. $T=P(r/w)$. 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-

предела пульсовой волны составляет от 3 м/сек в грудном отделе аорты до 5 м/сек в мышечных артериях. Длина пульсовой волны 5–7 м, она превышает длину любого из самых продолжительных участков сосудистой системы [12].

Пульсирующий кровоток зависит от градиента давления, а не от его абсолютной величины.

Так как кровоток зависит от градиента давления, а не от его абсолютной величины, пульсирующее давление обуславливает пульсирующий характер кровотока, то есть изменение его скорости в различные фазы сердечного цикла. Однако скорость распространения пульсовой волны превышает скорость кровотока. Поэтому в некоторых сосудистых регионах дистальное распространение пульсовой волны приводит к тому, что в какой-то момент времени давление в дистальном участке превышает давление в проксимальном отделе и вызывает обратный кровоток. Фазовый обратный ток крови обычно возникает в тех местах, где происходит сильное образование пиков пульсовой волны. Он характерен для таких участков артериальной системы (например бедренной артерии), где артерии широки, но периферическое сопротивление кровотоку значительное (рис. 3).

Вазодилатация приводит к снижению или даже исчезновению фазного обратного тока крови в бедренной артерии. Поэтому в спланхническом артериальном ложе обратный ток крови не возникает, так как периферическое сосудистое сопротивление невелико.

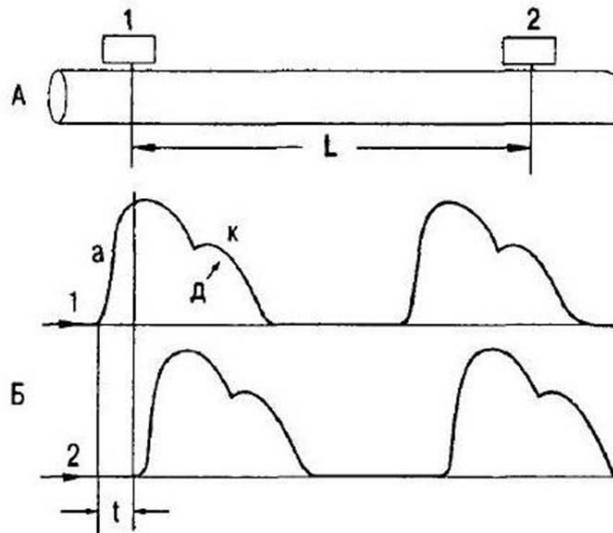


Рис. 3. Определение скорости распространения пульсовой волны: А – расположение датчиков пульса; Б – сфигмограммы, записанные с помощью проксимально (1) и дистально (2) расположенных датчиков, при прохождении одной и той же волны; L – расстояние между датчиками; t – время распространения пульсовой волны; а – анакрота; к – катакрота; д – дикротический подъем

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.

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.

$$Q = K \frac{\Delta P \cdot r^4}{\lambda}, \quad (1)$$

где Q – объемный кровоток; K – вязкость; λ – длина сосуда, или:

$$Q = K \frac{(P_{\text{сис.}} - P_{\text{диаст.}}) \cdot r^4}{R}, \quad (2)$$

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 $100/60 < A/D < 140/90$ (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 [12].

Проведение инвазивных измерений с введением катетеров, манометрированием, использованием красителей, радиоактивных изотопов позволяют получить достоверную информацию. Однако риск возможных осложнений сравним с риском самого заболевания. Предпочтительнее поэтому использовать неинвазивные исследования с использованием наиболее информативных показателей здоровья и его прогнозирования у операторов человеко-машинных-систем.

В этой связи могут оказаться чрезвычайно эффективными ультразвуковые способы диагностики заболеваний.

Впервые применили ультразвук для исследования сердца и сосудов в 1954 г. шведские ученые Эдлер и Герц. Методика постоянно совершенствуется. К настоящему времени 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 Допплера 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 [9].

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:

$$\Delta P = 4V V_1 V_2.$$

где число 4 – эмпирический коэффициент для преобразования различных единиц измерения в одну систему; ΔP – разность давлений до и после участка сужения; V_1 , V_2 – скорость до и после сужения.

В несколько упрощенном, но достаточно точном варианте $\Delta P = 4V V_1 V_2$.

Уравнение неразрывности позволяет определить и площадь суженного (стенотизированного) 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. Мотор одинаковой мощности может быть установлен как на легковой автомобиль, так и на автобус, но мощность мотора целесообразно при этом сравнивать с массой транспортного средства, а не с площадью его поверхности. 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. Гипертрофия различных отделов сердца – довольно часто встречающаяся патология, возникающая вследствие поражения не только мышцы сердца или клапанов, но и при нарушении тока крови в малом круге при заболеваниях легких, различных врожденных аномалиях в строении сердца, вследствие повышения артериального давления, а также у здоровых людей, испытывающих значительные физические нагрузки (рис. 4). 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 [6, 7, 13].

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, т.е. 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).

$$\frac{\text{УОКф}}{\text{УОКд}} = \text{ФИС}, \quad (3)$$

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

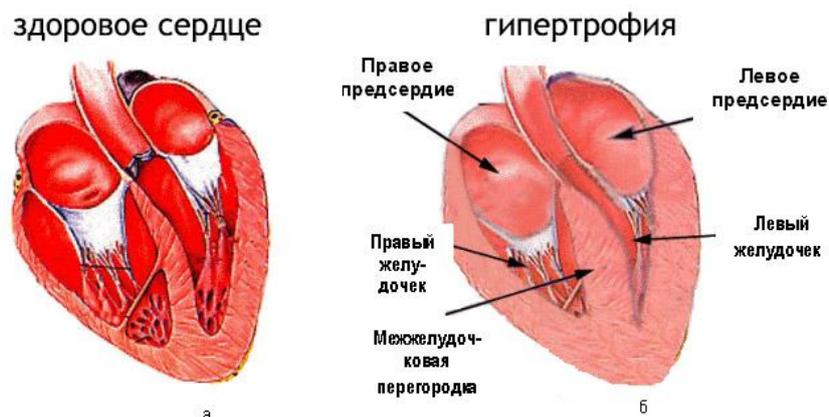


Рис. 4. Изменения в сердце при гипертонии: а – здоровое сердце, б – гипертрофия миокарда

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 выполняется при стандартной эхокардиографии. Объем левого желудочка определяется по формуле Тайхольца.

Проведенные исследования позволяют повысить эффективность мониторинга гемодинамики.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК.

1. Гогин Е.Е. Гипертоническая болезнь и мозаика симптоматических гипертензий // Терапевтический архив. – 2001. – № 9. – С. 5-8.
2. Шулушко Б.И. Гипертоническая болезнь и другие формы артериальных гипертензий. – СПб.: Ренкор, 1998. – 200 с.
3. Коваль В.Т., Розенбаум А.Н. Нечеткая логика в диагностическом алгоритме // Здоровье. Экология. Наука. – 2008. – № 3.
4. Розенбаум А.Н., Кислова И.И. Нечеткое оценивание истинности // Труды Международного симпозиума «Надежность и качество». – Пенза: ПГУ, 2008. – Т. 1. – С. 29-31.
5. 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.
6. Коваль В.Т., Татаркина Н.Д., Пономаренко Ю.В. Региональные нарушения гемодинамики и артериальные гипертензии. Тезисы докладов // Российский национальный конгресс кардиологов. – М., 2000.
7. Татаркина Н.Д., Коваль В.Т. Функциональные маркеры ишемической болезни сердца // 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. *Shanthoshini Deviha V., Rengarajan P. and Jahir Hussain R.* Modeling Blood Flow in the Blood Vessels of the Cardiovascular System Using Fractals // *Applied Mathematical Sciences*. – 2013. – Vol. 7, No. 11. – P. 527-537.
9. *Фейгенбаум Х.* Эхокардиография. – М.: Видар, 1999. – 416 с.
10. *Constantinos H. Davos, Lewis Ceri Davies, Massimo Piepoli.* The Effect of Baroreceptor Activity on Cardiovascular Regulation // *Royal Brompton Hospital & National Heart and Lung Institute, London, United Kingdom, Hellenic J Cardiol*. – 2002. – № 43. – P. 145-155.
11. *Adil Timofeev, Alexander Nechaev, Igor Gulenko, Vasily Andreev, Svetlana Chernakova, Mikhail Litvinov.* Multimodal man-machine interface and virtual reality for assistive medical systems // *International Journal "Information Theories & Applications"*. – 2007. – Vol. 14. – P. 133-138.
12. *Фолков Б., Нил Э.* Кровообращение. – М.: Медицина, 1976. – 463 с.
13. *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.

REFERENCES

1. *Gogin E.E.* Gipertonicheskaya bolezni i mozaika simptomaticheskikh gipertenziy [Hypertension and mosaic symptomatic hypertension], *Terapevticheskiy arkhiv* [Therapeutic archive], 2001, No. 9, pp. 5-8.
2. *Shulutko B.I.* Gipertonicheskaya bolezni i drugie formy arterial'nykh gipertenziy [Hypertension and other forms of arterial hypertension]. St. Peterburg: Renkor, 1998, 200 p.
3. *Koval' V.T., Rozenbaum A.N.* Nechetkaya logika v diagnosticheskom algoritme [Fuzzy logic in the diagnostic algorithm], *Zdorov'e. Ekologiya. Nauka* [Health. Ecology. Science], 2008, No. 3.
4. *Rozenbaum A.N., Kislova I.I.* Nechetkoe otsenivanie istinnosti [Fuzzy evaluation of the truth], *Trudy Mezhdunarodnogo simpoziuma «Nadezhnost' i kachestvo»* [Proceedings of the International Symposium on "Reliability and quality"]. Penza: PGU, 2008, Vol. 1, pp. 29-31.
5. *Rozenbaum A.N., Koval' V.T.* Postroenie formal'noy modeli funktsionirovaniya biologicheskogo ob"ekta v srede obitaniya [Building a formal model of the functioning of a biological object in the environment], *Trudy mezhdunarodnogo simpoziuma «Nadezhnost' i kachestvo»* [Proceedings of the international Symposium on "Reliability and quality"]. Penza: PGU, 2008, Vol. 1, pp. 241.
6. *Koval' V.T., Tatarkina N.D., Ponomarenko Yu.V.* Regional'nye narusheniya gemodinamiki i arterial'nye gipertenzii. Tezisy dokladov [Regional hemodynamic and arterial hypertension. Abstracts], *Rossiyskiy natsional'nyy kongress kardiologov* [Russian national Congress of cardiologists]. M., 2000.
7. *Tatarkina N.D., Koval' V.T.* Funktsional'nye markery ishemicheskoy bolezni serdtsa [Functional markers of coronary heart disease], *Materialy mezhtseleynoy nauchno-prakticheskoy konferentsii "Aktual'nye voprosy razvitiya meditsiny na transporte na rubezhe 21 veka"*, *Vladivostok 28-29 iyunya 2000 g* [The materials of the interregional scientific-practical conference "Topical issues of development of medicine in transport at the turn of the 21st century", Vladivostok, Russia, June 28-29, 2000], pp. 146-149.
8. *Shanthoshini Deviha V., Rengarajan P. and Jahir Hussain R.* Modeling Blood Flow in the Blood Vessels of the Cardiovascular System Using Fractals, *Applied Mathematical Sciences*, 2013, Vol. 7, No. 11, pp. 527-537.
9. *Feygenbaum Kh.* Ekhokardiografiya [echocardiography]. Moscow: Vidar, 1999, 416 p.
10. *Constantinos H. Davos, Lewis Ceri Davies, Massimo Piepoli.* The Effect of Baroreceptor Activity on Cardiovascular Regulation, *Royal Brompton Hospital & National Heart and Lung Institute, London, United Kingdom, Hellenic J Cardiol*, 2002, No. 43, pp. 145-155.
11. *Adil Timofeev, Alexander Nechaev, Igor Gulenko, Vasily Andreev, Svetlana Chernakova, Mikhail Litvinov.* Multimodal man-machine interface and virtual reality for assistive medical systems, *International Journal "Information Theories & Applications"*, 2007, Vol. 14, pp. 133-138.
12. *Folkov B., Nil E.* Kровообращение [Circulation]. Moscow: Meditsina, 1976, 463 p.
13. *Koval' V.T., Okun' B.V., Tatarkina N.D., Koval' E.V., Khoroshun R.M., Konoreva N.A.* Tekhnogennaya etiologiya serdechno-sosudistykh zabolevaniy [Man-made etiology of cardiovascular diseases], *Zdorov'e. Meditsinskaya ekologiya. Nauka* [Health. Medical ecology. Science], 2002, No.1-2, pp. 47.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор А.А. Рыбченко.

Коваль Василий Трофимович – Дальневосточный федеральный университет, Инженерная школа; e-mail: fregat80@mail.ru; 690922, г. Владивосток, о. Русский, Кампус ДВФУ, корпус С, уровень 8; тел.: +74232753563; кафедра приборостроения; к.м.н.; доцент.

Сошина Наталья Сергеевна – e-mail: vizavi_pati@mail.ru; тел.: 89644519019; кафедра приборостроения; аспирант; магистр техники и технологий.

Ким Александра Валерьевна – e-mail: habibi89@bk.ru; тел.: 89644314674; кафедра приборостроения; аспирант; магистр техники и технологий.

Розенбаум Анатолий Наумович – Институт автоматики и процессов управления Дальневосточное отделение Российской академии наук (ДВО РАН); e-mail: rozen@mail.dvo.ru; 690041, г. Владивосток, улица Радио, 5; тел.: +74232994220; зав. лабораторией; д.т.н.; профессор.

Зяц Григорий Андрианович – Федеральное государственное казённое учреждение «1477 Военно-морского клинического госпиталя» Минобороны России, г. Владивосток; e-mail: g_zayats@mail.ru; 690005, г. Владивосток, ул. Ивановская, 4; тел.: 89147287107; врач отделения функциональной диагностики; к.м.н.; доцент.

Koval Vasilij Trofimovitch – Far Eastern Federal University, School of Engineering; e-mail: fregat80@mail.ru; 690922, Russia, Vladivostok, Russian island, Campus FEFU, Building C, Level 8; phone: +74232753563; the department of instrument engineering; cand. of eng. sc.; associate professor.

Soshina Nataliya Sergeevna – e-mail: vizavi_pati@mail.ru; phone: +79644519019; the department of instrument engineering; postgraduate student; master of engineering and technology.

Kim Alexandera Valerevna – e-mail: habibi89@bk.ru; the department of instrument engineering; postgraduate student; master of engineering and technology.

Rosenbaum Anatoly Naumovich – Institute of Automation and Control Processes, Far Eastern Branch of the Russian Academy of Sciences (FEB RAS); e-mail: rozen@mail.dvo.ru; 690041, Vladivostok, Radio Street, 5; phone: +74232994220; head labs; dr. of eng. sc.; professor.

Zayats Gregory Andrianovich – Federal state municipal institution "1477 Navy Clinical Hospital" Russian Defense Ministry, Vladivostok; e-mail: g_zayats@mail.ru; 690005, Russia, Vladivostok, Ivanovo street 4; phone: +79147287107; Physician of functional diagnostics; cand. of med. sc.; associate professor.

УДК 612.062

**В.И. Короченцев, В.Т. Коваль, Г.А. Заяц, П.А. Стародубцев, А.Е. Соловей,
А.Н. Розенбаум**

ВАРИАБЕЛЬНОСТЬ ПРОДОЛЖИТЕЛЬНОСТИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ СИСТОЛЫ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ (УЗИ)

Функциональные показатели выступают в двух ипостасях – как критерии патологического состояния, так и его тяжести. По многим из них или их комбинациям возможно решение прогнозных задач. Диагностика патологического состояния как такового строится на ограниченном количестве показателей. Оценка же тяжести его, а тем более прогнозирование, потребуют привлечения как можно более широкого их потенциала. Обладая малой информативной ценностью в распознавании самого патологического состояния, они оказываются незаменимыми именно в определении его клинической значимости как по влиянию на текущее состояние здоровья пациента, так и на ближайший и отдаленный