

УДК 531/534: [57+61]; 616.713:616.12-089

Ю.Г. Кузьминский, С.В. Шилько

## МЕТОД ДИАГНОСТИКИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ НА ОСНОВЕ ОДНОМЕРНОЙ МОДЕЛИ ГЕМОДИНАМИКИ

*Описывается метод первичной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы с использованием оригинального программного обеспечения, реализующего математический анализ осциллометрических данных на основе одномерной биомеханической модели гемодинамики. Проводимый предложенным методом скрининг позволяет расширить возможности классической осциллометрии и получить важную информацию о состоянии сердца и сосудов, включая оценку адаптационных возможностей обследуемых (в частности, спортсменов) при различных физиологических нагрузках.*

### Введение

Хорошо известно, что по статистике в ряду причин смертности первое место устойчиво занимают болезни сердечно-сосудистой системы (ССС), а среди трудоспособного мужского населения эти заболевания приводят к каждому третьему случаю летального исхода [1]. Многоуровневая и надежная регуляция названной системы организма обеспечивает ее адаптацию к разнообразным физиологическим нагрузкам. Негативным следствием функционирования мощных механизмов адаптации ССС является то, что деструктивные изменения сердца и сосудов накапливаются в так называемый период донозологического состояния, клинически не проявляясь в течение определенного времени. В этой связи необходимы инструментальные методы [2] быстрого и неинвазивного первичного контроля для своевременного выявления (скрининга) и профилактики кардиопатологий, что особенно актуально для освидетельствования трудоспособности и профпригодности работников транспортной отрасли [3], силовых структур [4, 5] и спортсменов [6, 7]. Авторы считают, что осциллометрия как один из наиболее информативных методов тонометрии, дополненная биомеханическим анализом результатов измерений, позволяет разрабатывать весьма эффективные средства диагностики гемодинамики и получать объективные показатели состояния сердца и сосудов, включая оценку адаптационных возможностей ССС.

Многие закономерности деятельности ССС еще далеки от окончательного понимания. Так, для программно-аппаратной реализации рассматриваемого диагностического подхода необходимо формализовать механизмы регуляции кровообращения, обсуждаемые в работах по физиологии и биомеханике ССС, например в [8–14]. К ним относятся:

- саморегуляция просвета (проницаемости) магистральных и прекапиллярных кровеносных сосудов как функция кислотности, содержания кислорода и адреналина в биотканях и т. д.), включающая мышечную (сфинктерную) регуляцию тока крови;
- центральная регуляция (изменение периода сокращения сердца и периферического сопротивления посредством барорецепторов, изменение тонуса сосудов в зависимости от артериального давления, рефлекторная регуляция тканевого кровотока);
- вегетативная и гормональная регуляция.

Особенности моделирования ССС обусловлены спецификой геометрии сети сосудов, состава крови и реакций на физиологические нагрузки конкретного человека. Во многих известных моделях учитываются лишь некоторые из этих аспектов. В них, как правило, отсутствуют оценки значимости отдельных факторов в общей системе регуляции. В первую очередь это касается моделирования гемодинамики с учетом индивидуальности обследуемого. Ограниченность отдельно взятых, пусть и безусловно важных механизмов функционирования препятствует всестороннему и синергетическому описанию ССС. С позиций теории моделирования последняя может быть отнесена к адаптивным консервативным интеллектуальным системам [11]. Ее особенностями являются:

- невозможность изменения состава, структуры и связей компонентов, т. е. их «консервативность» (считается, что такие системы самодостаточны и идеально спроектированы);
- способность к адаптации путем перехода в различные состояния при изменении внешней среды;

- меж- и внутрииндивидуальная вариабельность реакций системы в однотипных условиях;
- наличие сложноорганизованного алгоритма принятия решений и передачи управляющих воздействий между компонентами;
- необходимость индивидуального представления, несмотря на типовой характер поведения компонентов и состав системы;
- трудность измерения характеристик в реальных условиях для анализа ситуации и построения математических моделей процессов из-за сложных и трудно разделяемых связей, отсутствия необходимых регистрирующих устройств при многообразии ситуаций и состояний.

В общем случае гидродинамические процессы в кровеносной системе могут быть описаны трехмерными нестационарными уравнениями Навье – Стокса со свободной границей для вязкой несжимаемой жидкости совместно с уравнениями динамики эластичных оболочек сосудов. Их численное решение и последующий параметрический анализ связаны с большими вычислительными и временными затратами, поэтому многомерные модели для описания гемодинамики всей сети сосудов на практике не применяют, ограничиваясь описанием локального кровотока путем решения систем дифференциальных уравнений для различных моментов времени в отдельных точках. Кроме того, закономерности влияния значительного числа быстро изменяющихся параметров физической нагрузки [15], биохимических показателей крови [16] и т. д. на тонус сосудов и реологические характеристики крови в настоящее время не формализованы. Большое число технических средств, разработанных для диагностики ССС и упомянутых в табл. 1, объясняется многообразием способов получения первичной информации и сфер применения. Общим признаком является использование компьютеров, работающих в операционной среде Windows. Ценовой интервал подобных приборов на рынке стран СНГ – от 50 до 150 тыс. рос. руб. Наряду с указанными стационарными и достаточно дорогими программно-аппаратными комплексами появляются диагностические приложения для андроидных смартфонов, которые реализуют лишь простейшие тонометрические методики.

Таблица 1

Характеристики известных программно-аппаратных комплексов

Изделие, разработчик, год выпуска, литературный источник	Аппаратная часть	Входная информация	Выходные параметры	Применение
Программно-аппаратный комплекс исследования функционального состояния организма «Омега-М», А.Е. Бессонов, Россия, Зеленоград, 2002 [17]	Модуль многоканальной регистрации ЭКГ	Кардиограмма	Вариабельность сердечного ритма	Стационар
Автоматизированное рабочее место исследования центральной гемодинамики (АРМ ЦГД), А.М. Сударев, Россия, Москва, 2003 [18]	Интерфейс тахоосциллоскопа	Тонометрия, ручная эхография кровотока	40 параметров гемодинамики	Поликлиника
Аппаратно-программный комплекс неинвазивного исследования центральной гемодинамики методом объемной компрессионной осциллометрии «Глобус», Г.А. Старков, Россия, Белгород, 2004 [19]	USB-интерфейс тонометра	Массив данных опроса тонометрического датчика давления	ЧСС, пять параметров давления, семь параметров объемного кровотока, пять параметров сосудов	Поликлиника
Аппаратно-программный комплекс «Истоки здоровья» (My Body), Ю.П. Баландин, Россия, Рязань, 2004 [20]	USB-интерфейс, весы, ростомер, динамометр, кардиодатчик, кардиоприемник, калипер, спирометр	Кардиограмма, частота сердечных сокращений (ЧСС), объем легких, мышечное усилие, анкета	Группа тестовых индексов	Поликлиника (локальное и сетевое использование)
Осциллометрический анализатор параметров сердечного выброса и артериального давления «АПКО-8-РИЦ» И.В. Цупко, Россия, Казань, 2006 [21, 22]	Интерфейс тонометра	Массив данных опроса тонометрического датчика давления	ЧСС, шесть параметров давления, четыре параметра объема кровотока, девять параметров сосудов	Поликлиника

Окончание табл. 1

Изделие, разработчик, год выпуска, литературный источник	Аппаратная часть	Входная информация	Выходные параметры	Применение
Cardiovascular Management System «SphygmoCor», Abram J., Австралия, 2008 [23]	Интерфейс трехточечных тонометров	Массив данных опроса тонометрического датчика давления	Параметры давления, скорость пульсовой волны	Поликлиника
Система интегрального мониторинга «Симона-111», А.А. Антонов, Россия, Москва, 2008 [24]	Интерфейс девяти типов датчиков	Данные опроса датчиков используемых методов измерений	41 параметр гемодинамики, 19 отклонений параметров от нормы, 4 параметра температуры, 23 параметра дыхания, 20 параметров метаболизма, 11 параметров биохимии	Стационар
Медицинский аппаратно-программный комплекс для неинвазивного анализа состава крови методом Мальхина – Пулавского «АМП-Успих», Украина, Харьков, 2009 [25]	USB-интерфейс датчиков температуры пяти точек поверхности тела, частоты пульса и дыхания	Температура тела, частота пульса и дыхания	117 биохимических параметров	Поликлиника
Аппаратно-программный комплекс «Ангиоскан», А.С. Парфенов, Россия, Сколково, 2011 [26]	Интерфейс фотоплетизмографа	Оптическая плотность биологической ткани	Состояние эндотелия, жесткость стенок сосудов, индекс аугментации, центральное артериальное давление	Поликлиника
Кардиологический комплекс, А.В. Фролов, Беларусь, Минск, 2011 [27]	Сканер сетчатки, СКИФ	Изображение сетчатки глаза	Состояние ССС	Стационар

С учетом названных обстоятельств для проведения экономичной, но максимально информативной экспресс-диагностики состояния ССС необходимы иные, более рациональные подходы к описанию гемодинамики, позволяющие учитывать влияние и изменение значительного числа биохимических, биофизических и биомеханических факторов в режиме реального времени.

Целью настоящего исследования является формализация эффективного метода диагностики ССС на основе биомеханической модели [12], данных осциллометрии и его компьютерная реализация для быстрого и неинвазивного выявления кардиопатологий при массовом обследовании (скрининге) населения.

### 1. Формулировка задачи и алгоритм численного решения

Для достижения поставленной цели представляется перспективным моделирование гемодинамики ССС исходя из общего объема кровотока, усредненных геометрических и деформационных свойств сосудов, вязкости крови и условия баланса потребления кислорода. Перечисленные параметры отражаются на ЧСС и артериальном давлении (его систолическом и диастолическом значениях), измеряемых при стандартной тонометрии. Объем кровотока определяется физической и стрессовой нагрузками, уровнем содержания гемоглобина, артериовенозным градиентом (разницей содержания кислорода в артериальной и венозной крови) и уровнем аэробного энергообеспечения. В свою очередь, артериовенозный градиент по кислороду в основном определяется параметром кислотно-щелочного равновесия [28–35]. Предлагаемый подход можно классифицировать как одномерное моделирование гемодинамики [36–38].

Определение множества гемодинамических параметров исходя из ограниченного числа входных параметров приводит к следующим особенностям моделирования:

– использованию методов нелинейного программирования, предполагающих минимизацию невязок расчетных и экспериментально найденных значений параметров;

– необходимости учета быстрого изменения во времени параметров кислотности, вязкости, скорости пульсовой волны, деформации сосудов и систолического объема, параметров физической и стрессовой нагрузок.

Авторы считают, что целесообразно применять принцип обучаемости (индивидуальной настройки) диагностической программы по индивидуальным параметрам гемодинамики обследуемого. При достаточно представительном анализе чувствительности и накоплении информации можно определить, каким образом каждый параметр влияет на конечный результат. В процессе формирования базы данных для различных временных лагов и при варьировании нагрузок конкретизируются показатели нормы и тип гемодинамики индивидуума. Таким образом, сопоставление решений в рамках относительно простой одномерной модели позволяет найти не только расчетные оценки, но и определить тенденции в функционировании ССС.

Первоначально была разработана математическая модель гемодинамики, ориентированная на использование входных данных, получаемых от стандартного тонометра, с компьютерной реализацией в виде программы БИОДИС [36–39] (табл. 2).

Таблица 2

Основные входные и выходные параметры математической модели и программы БИОДИС

Код	Наименование	Наименование (англ.)	Ед. измер.	Интервал измен.	Норма	Тип
<i>A</i>	Возраст	Age	лет	20–70	20	Входной
<i>H</i>	Рост	Height	см	120–220	170	–
<i>M</i>	Масса тела	Weight	кг	30–140	70	–
<i>L</i>	Нагрузка	Load	кДж	4–300	6	–
<i>F<sub>cc</sub></i>	Частота сердечных сокращений	Frequency of cardiac contractions	мин <sup>-1</sup>	30–200	60	–
<i>P<sub>max</sub></i>	Систолическое давление	Maximal pressure	мм рт. ст.	40–250	120	–
<i>P<sub>min</sub></i>	Диастолическое давление	Minimal pressure	мм рт. ст.	30–130	80	–
<i>V<sub>m</sub></i>	Минутный объем крови	Minute blood volume	л/мин	3–15	5	Выходной
<i>V<sub>sys</sub></i>	Систолический объем	Systolic volume	л	0,03–0,25	0,08	–
<i>pH</i>	Кислотное равновесие	Acidity parameter	безразм.	6,9–7,67	7,37	–
<i>Hb</i>	Содержание гемоглобина	Hemoglobin content	г/л	80–190	150	–
$\eta$	Кинематическая вязкость крови	Kinematic viscosity	сСт	1,9–12	5	–
<i>k<sub>str</sub></i>	Относительный уровень стрессовой нагрузки	Stress level	безразм.	0,8–1,3	1	–
<i>C<sub>v</sub></i>	Скорость пульсовой волны	Wave speed	см/с	300–900	470	–
<i>E</i>	Модуль упругости ткани стенок сосудов	Module of elasticity of walls of vessels	кПа	8–18	12	–
<i>k<sub>d</sub></i>	Коэффициент тонусной деформации сосудов	Vessel narrowing/expanding	безразм.	0,8–1,3	1	–
<i>k<sub>dil</sub></i>	Коэффициент упругой дилатации сосудов	Vessel dilatation	безразм.	1,0–1,3	1,16	–
<i>AB<sub>O<sub>2</sub></sub></i>	Артериовенозный градиент по кислороду в гемоглобине	Gradient O <sub>2</sub> in hemoglobin	%	12–72	20	–
<i>O<sub>2</sub></i>	Потребление кислорода	Oxygen uptake	мл/м	100–3000	250	–

При моделировании рассматривается следующая задача нелинейного программирования: минимизируя функционал в виде суперпозиции невязок с весовыми коэффициентами

$$m_{Hb} \left| 1 - \frac{Hb}{Hb_0} \right| + m_{pH} \left| 1 - \frac{pH}{pH_0} \right| + m_E \left| 1 - \frac{E}{E_0} \right| + m_{sys} \left| 1 - \frac{V_m}{V_{sys}^0} \right| + m_\eta \left| 1 - \frac{\eta}{\eta_0} \right| + m_d |1 - k_d| + m_{str} |1 - k_{str}| \rightarrow \min$$

по заданным значениям входных параметров  $X \equiv \{A, H, M, L, F_{cc}, P_{max}^0, P_{min}^0\}$ , найти выходные параметры (переменные)  $Y \equiv \{V_m, pH, Hb, k_\eta, E, k_{str}, k_d, P_{max}, P_{min}\}$ , варьируемые в области их допустимых значений

$$\left|1 - \frac{pH}{pH_0}\right| \leq S_{pH}, \quad \left|1 - \frac{Hb}{Hb_0}\right| \leq S_{Hb}, \quad \left|1 - \frac{E}{E_0}\right| \leq S_E, \quad |1 - k_{str}| \leq S_{str}, \quad |1 - k_\eta| \leq S_\eta, \quad |1 - k_d| \leq S_d,$$

с критерием точности  $\left|P_{\max} - P_{\max}^0\right| + \left|P_{\min} - P_{\min}^0\right| \leq \Delta_p$ .

В процедуре минимизации невязок используются адаптационные параметры весовых коэффициентов  $m_{xx}$ , пределов изменения искомых параметров  $S_{xx}$  и гемодинамических норм  $XX_0$ :

$$K_{opt} \equiv \left\{ \Delta_P, P_{cap}, N, m_{Hb}, m_{pH}, m_\eta, m_{str}, m_{sys}, m_E, S_{pH}, S_{Hb}, S_E, S_{str}, S_\eta, S_d \right\};$$

$$Norma \equiv \left\{ V_{sys}^0 = 70 \text{ мл}, pH_0 = 7,37, Hb_0 = 150 \text{ г/л}, \eta_0 = 5 \text{ сСт}, E_0 = 12 \cdot 10^5 \text{ Па} \right\},$$

которые были уточнены путем верификации модели по результатам 4000 расчетов.

Используются следующие функциональные зависимости параметров модели:

– вязкости крови от содержания гемоглобина  $Hb$ , параметра кислотного равновесия  $pH$ , уровня стрессовой нагрузки, коэффициентов  $a_{xx}^n$  параболических аппроксимаций зависимостей вязкости от  $Hb$  и  $pH$ , коэффициента  $k_\eta$  линейной аппроксимации зависимости вязкости от уровня стрессовой нагрузки  $k_{str}$ :

$$\eta = \left( (1 - k_\eta) + k_\eta \cdot k_{str} \right) \cdot \left( a_{Hb}^0 + a_{Hb}^1 \left( \frac{Hb}{Hb_0} \right) + a_{Hb}^2 \left( \frac{Hb}{Hb_0} \right)^2 \right) \cdot \left( a_{pH}^0 + a_{pH}^1 \left( \frac{pH}{pH_0} \right) + a_{pH}^2 \left( \frac{pH}{pH_0} \right)^2 \right) \eta_0;$$

– минутного объема крови от нагрузки, массы тела, градиента содержания кислорода в артериальной и венозной крови  $AB_{O_2}$ , содержания гемоглобина и уровня стрессовой нагрузки:

$$V_{mv} = k_{str} \cdot L \cdot \frac{M}{70} \cdot \frac{101,97}{2,06} \cdot \frac{20}{Hb_0} \cdot Hb \cdot AB_{O_2};$$

– градиента содержания кислорода от параметра кислотного равновесия и соответствующего парциального давления газов:

$$AB_{O_2} = 10 \cdot \left( \frac{1}{1 + \left( \frac{\left( 27 \cdot 10^{-0,5(pH-pH_0)} + \left( 0,00003 \left( \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}} \right)^3 - 0,006 \left( \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}} \right)^2 + 0,6357 \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}} + 12,1223 - 29,87 \right) \right)^{2,8}}{140 - \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}}} \right) \right);$$

$$AB_{O_2} = 10 \cdot \left( \frac{1}{1 + \left( \frac{\left( 27 \cdot 10^{-0,5(pH-pH_0)} + \left( 0,00003 \left( \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}} \right)^3 - 0,006 \left( \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}} \right)^2 + 0,6357 \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}} + 12,1223 - 29,87 \right) \right)^{2,8}}{80 - \frac{y_o^0 - y_o^1 (7,37 - pH)}{10^{pH-7,6}}} \right) \right);$$

– модуля упругости ткани стенок сосудов и скорости распространения пульсовой волны от деформации сосудов, а также коэффициентов  $b_x^x$  линейной зависимости модуля упругости от деформации сосудов:

$$E = 10^5 \left( b_e^0 E_0 + b_e^1 |1 - k_d| \right),$$

$$C_v = \frac{100}{\sqrt{1000\rho \left( \frac{1}{E_b} + \frac{1}{E} k_d^2 \frac{d_{ar}}{2\delta_{ar}} \right)}};$$

– числа неблокированных сфинктеров от уровня стрессовой нагрузки, коэффициентов  $c_x^x$  линейной зависимости:

$$k_{sf}^a = \left( 1 - c_s^0 \frac{k_{str} - 1}{c_s^1} \right);$$

– диаметра артерий и артериол (сфинктеров) от коэффициента деформации сосудов:

$$d_{ar} = k_d \cdot d_{ar}^0, \quad d_{art} = \frac{d_{art}^0}{k_d};$$

– дилатации сосудов от давления, плотности крови и скорости пульсовой волны:

$$k_{dt} = \sqrt{1 + 1330 \frac{P_{\min}}{\rho \cdot C_v^2}};$$

– доли сердечного цикла, в течение которого происходит движение крови, от коэффициента интегральной тоничности, определяемого по линейной зависимости от исходных давлений:

$$k_{tcc} = \left( 1 - 2 \left( 1 - x_t^0 + \frac{x_t^1}{40} (P_{\max}^0 - P_{\min}^0) \right) \right);$$

– давлений в сфинктерах, артериолах и артериях двух уровней по формуле Лейбенсона для ламинарного потока от плотности, минутного объема и вязкости крови, коэффициентов деформации и дилатации, числа, длины и исходного диаметра сосудов:

$$P_3 = P_{cap} + 1000 \cdot \frac{\rho}{13,595} \cdot 4,15 \cdot 0,95 \frac{\frac{V_m}{n_{sf} \cdot k_{sf}^a \cdot 60 \cdot 1000 k_{tcc}} \cdot \frac{\eta}{10^6}}{\left( \frac{d_{sf}}{1000 k_d} \right)^4} \cdot \frac{l_{sf}}{1000};$$

$$P_{\min} = P_3 + 1000 \cdot \frac{\rho}{13,595} \cdot 4,15 \cdot 0,95 \frac{\frac{V_m}{n_{art} \cdot 60 \cdot 1000 k_{tcc}} \cdot \frac{\eta}{10^6}}{\left( \frac{d_{art}}{1000 k_d} \right)^4} \cdot \frac{l_{art}}{1000};$$

$$P_3 = P_{\min} + 1000 \cdot \frac{\rho}{13,595} \cdot 4,15 \cdot 0,95 \frac{\frac{V_m}{n_{ar2} \cdot 60 \cdot 1000 k_{tcc}} \cdot \frac{\eta}{10^6}}{\left( \frac{d_{ar2} \cdot k_d \cdot k_{dt}}{1000} \right)^4} \cdot \frac{l_{ar2}}{1000};$$

$$P_{\max} = P_3 + 1000 \cdot \frac{\rho}{13,595} \cdot 4,15 \cdot 0,95 \frac{\frac{V_m}{n_{ar} \cdot 60 \cdot 1000 k_{tcc}} \cdot \frac{\eta}{10^6}}{\left( \frac{d_{ar} \cdot k_d \cdot k_{dt}}{1000} \right)^4} \cdot \frac{l_{ar}}{1000}.$$

Скриншот результатов анализа (бланк диагностики) программы БИОДИС показан на рис. 1.

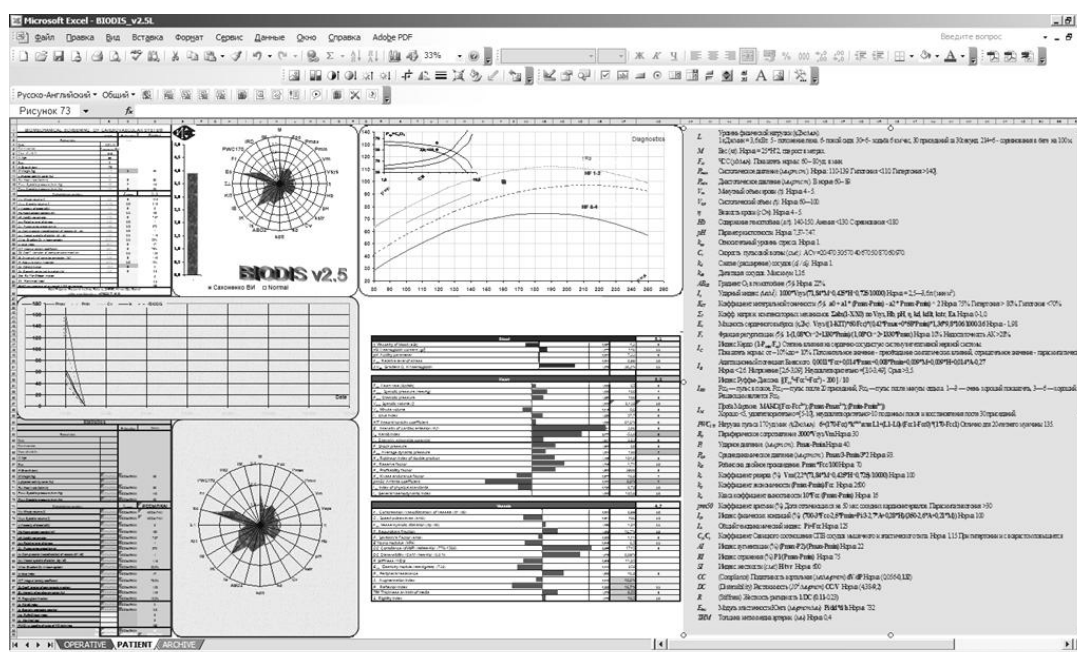


Рис. 1. Бланк диагностики программы БИОДИС

Общее число выходных параметров, включая обобщенные показатели гемодинамики, – 40, графических форм – 6. Параметры гемодинамики оцениваются по десятибалльной шкале с вычислением интегральной оценки по пятибалльной шкале. Программная реализация в EXCEL содержит листы оперативного управления, расчетных результатов и архива с результатами 4000 анализов. Программа применялась при обследовании пациентов Гомельского кардиологического диспансера; населения в условиях стандартного поликлинического обследования; спортивных команд и студенческих групп в состоянии покоя и в режиме стандартного нагрузочного теста, состоящего из трех замеров: в положении покоя, непосредственно после 30 приседаний в течение 30 с и после 3 мин отдыха.

В качестве примера в табл. 3 даны результаты расчета параметров гемодинамики обследуемого со следующими антропометрическими данными: мужчина в возрасте 20 лет, рост 170 см, масса тела 70 кг и тонометрическими показателями: ЧСС – 70, артериальное давление 120/80, приведены также весовые коэффициенты, используемые в процедуре минимизации невязок.

Данные результаты получены для двух вариантов, отличающихся по числу разбиения допустимых интервалов изменения искомых данных  $N_s$ . Здесь же указаны продолжительность одного расчета  $t_c$  и число найденных промежуточных решений  $N_d$ , характеризующие эффективность алгоритма при использовании процессора с частотой 1,9 ГГц.

Таблица 3

Результаты расчета параметров гемодинамики и оценка эффективности алгоритма численного решения

$N_s$	$t_c$	$N_d$	$V_{sys}$	$pH$	$Hb$	$\eta$	$k_{str}$	$E$	$C_v$	$k_d$	$k_{dlt}$	$ABO_2$	$O_2$
Субъект «норма» в покое													
7	7	68	0,088	7,34	149	6,2	1,00	5,4	487	1,029	1,189	28,3 %	296
			Отклонение от нормы, %										
			109,8	99,6	99,4	127	100	44,5	81,2	102,9	102,6	118	-
Субъект «норма» в покое													
9	19	113	0,084	7,34	150	5,9	1,00	9,2	616	1,057	1,122	29,4 %	296
			Отклонение от нормы, %										
			105,3	99,5	99,7	119	100	74,9	102,7	105,7	96,6	122	
Весовые коэффициенты													
			$m_{sys}$	$m_{pH}$	$m_{Hb}$	$m_{\eta}$	$m_{str}$	$m_E$	–	$m_d$	–	–	–
			1	66	1	1	5	1	–	1	–	–	–

Примечание: параметры с отсутствующими весами отклонений не используются в процедуре минимизации невязок.

Полученные расчетные значения гемодинамических показателей (систолического объема, параметра кислотного равновесия, содержания гемоглобина, вязкости крови, коэффициентов стрессовой нагрузки и исходной деформации артериальных сосудов, модуля упругости стенок сосудов, скорости пульсовой волны, артеровенозного градиента по кислороду) сравниваются с их нормами; приведены также использованные весовые коэффициенты процедуры минимизации невязок. Временные параметры включают шаг сетки разбиения допустимых интервалов искомым данным  $N_s$ , продолжительность одного расчета  $t_c$ , количество найденных промежуточных решений  $N_d$ .

## 2. Программная реализация расширенной осциллометрии и анализ результатов диагностики

Обобщенный диагностический подход расширенной осциллометрии реализован в компьютерной программе БИОСПАС (результаты и процедура расчетов представлены на рис. 2 и 3 соответственно), которая в настоящее время проходит верификацию.

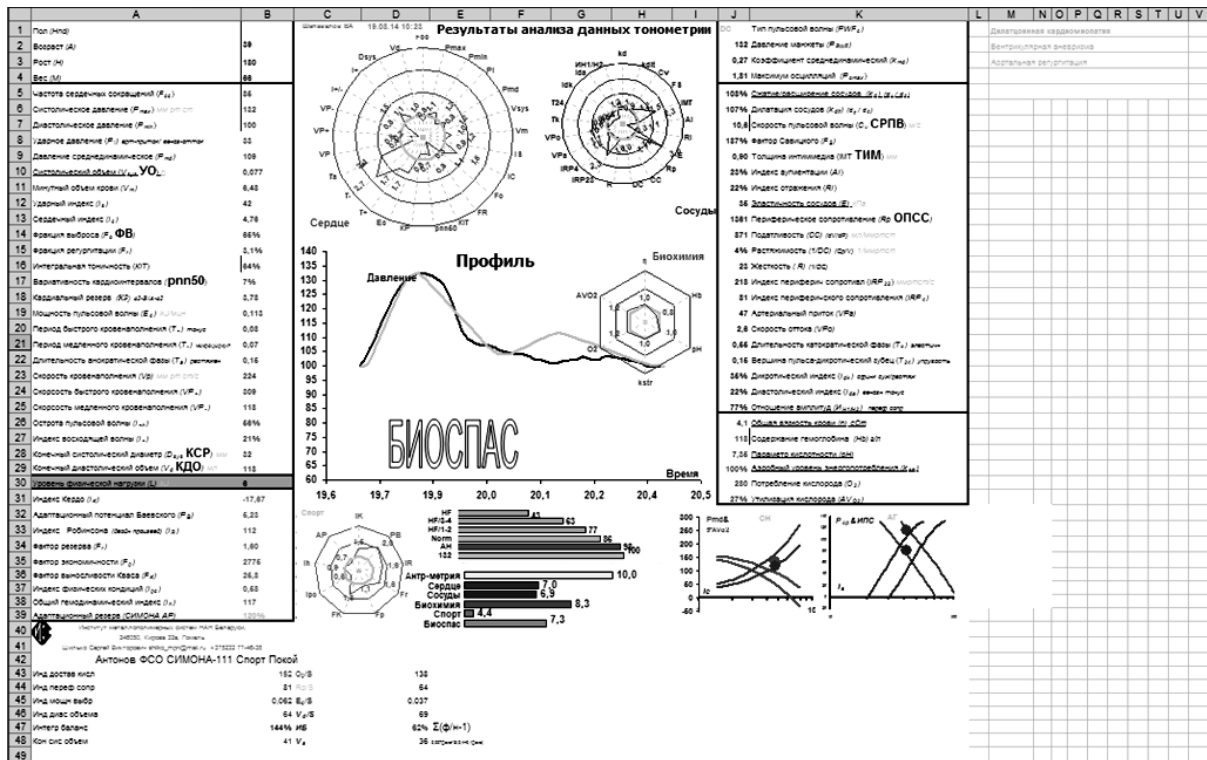


Рис. 2. Результаты диагностики с использованием комплекса БИОСПАС

При обработке данных используются:

- модуль СПАС [39], выполняющий прием и архивацию осциллометрических данных, получаемых от тонометра [40], построение пульсограммы и определение расчетных оценок скорости пульсовой волны, доли диастолической части кардиоинтервала и содержания гемоглобина;
- модифицированная компьютерная программа БИОДИС [41] для определения основных параметров гемодинамики за исключением указанных выше первичных параметров;
- модуль определения списка гемодинамических параметров, расширенного до 80 позиций.



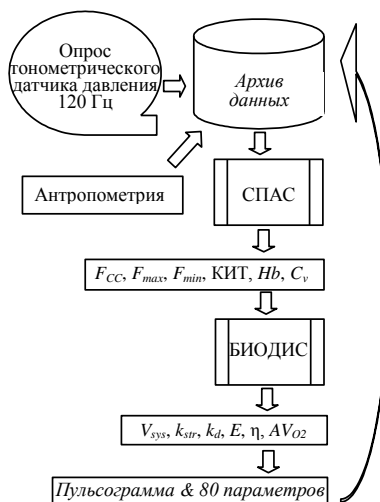


Рис. 3. Последовательность обработки данных компьютерной программой БИОСПАС

На основе данных осциллометрии, нагрузочного режима (теста) и антропометрических показателей (пол, рост, вес, возраст) обследуемого в программе БИОСПАС вычисляются параметры:

- сердечной деятельности: ЧСС; систолическое, диастолическое, ударное и среднединамическое давление; систолический и минутный объемы крови; ударный и сердечный индексы; фракции выброса и регургитации; коэффициенты интегральной тоничности и вариативности кардиоинтервалов; кардиальный резерв; мощность пульсовой волны; скорости и периоды быстрого и медленного кровенаполнения; длительность анократической фазы; острота пульсовой волны; индекс восходящей волны; конечные систолический диаметр и диастолический объем сердца;

- сосудистой сети: сжатие/расширение и дилатация сосудов, скорость пульсовой волны, фактор Савицкого, толщина интиммедиа, индексы аугментации и отражения, эластичность и растяжимость сосудов, периферическое сопротивление, первый и второй индексы периферического сопротивления, артериальный приток, скорость оттока, длительность катократической фазы, длительность отрезка «вершина пульса – дикротический зубец», дикротический и диастолический индексы, отношение амплитуд давления в точках аугментации к максимальному давлению;

- биохимические: содержание гемоглобина, параметр кислотного равновесия и вязкость крови, уровень аэробного энергообеспечения, артеровенозный градиент по кислороду, объем потребления кислорода;

- функциональные: адаптационный потенциал Баевского, индекс Кердо соотношения симпатикотонии и парасимпатикотонии, коэффициент Робинсона (двойного произведения), экономичность и резерв кровообращения, общий гемодинамический индекс, сердечный индекс, коэффициенты выносливости Кваса, индексы физических кондиций и общединамический, адаптационный резерв.

Каждой группе параметров дается десятибалльная оценка отклонений от норм и рассчитывается десятибалльная интегральная оценка гемодинамики. Приводятся диаграммы отклонений параметров группы от норм и оценок групп параметров, давления в манжете с выделенными точками осцилляции, амплитуд и производных осцилляции, а также номограммы для выявления гипертензии и сердечной недостаточности, пульсограмма (график давления в манжете в течение одного периода сокращения сердца пациента) и контрольный профиль пульсограммы с известным состоянием ССС.

Процедура обработки данных включает следующие операции:

1. При чтении архивного столбца значений давления одного цикла тонометрии с фиксированным шагом по времени и сглаживания по заданному числу точек анализируется нисходящая ветвь кривой тонометрии. Создается массив точек излома кривой, на основании которого

строится массив параметров отдельных пульсограмм. Определение точек излома кривой тонометрии выполняется в два этапа, включая определение точек максимальной скорости изменения давления и определение минимумов давлений на интервалах между максимумами скорости изменения давлений. Точки максимального и среднединамического давления определяются стандартными способами по диаграммам амплитуд осциллометрических пиков и их производных. Возможно автоматическое определение числа точек сглаживания по минимуму отклонения максимального давления от среднединамического давления.

2. В цикле просмотра массива параметров пульсограмм в интервале  $[0,9 \dots 1,1 P_{max}]$  выделяется область пульсограммы, для которой вычисляются давление аугментации и отражения, время отражения, индексы аугментации и отражения, скорость пульсовой волны, коэффициент интегральной тоничности, коэффициент аритмии, толщина интимедиа артерии, содержание гемоглобина, вязкость крови, систолический объем. По модифицированному алгоритму программы БИОДИС на основании антропометрических показателей, артериального давления, содержания гемоглобина и скорости пульсовой волны вычисляются: параметр кислотного равновесия, вязкость крови, артеровенозный градиент по кислороду, доля аэробного способа энергообеспечения, коэффициент сжатия/расширения артерий, модуль Юнга материала стенок артерий. Производится осреднение значений входных и расчетных параметров. Модификация алгоритма программы БИОДИС, используемая в качестве модуля программы БИОСПАС, состоит в следующем:

– уменьшена степень вложенности циклов перебора значений искомых параметров с пяти до трех за счет исключения вариативности содержания гемоглобина и модуля упругости материала стенок артериальных сосудов, вычисляемого исходя из заданной скорости пульсовой волны и варьируемого значения коэффициента деформации сосудов;

– скорректированы весовые коэффициенты невязок с учетом изменения числа искомых параметров.

Пульсограмма пациента (рис. 2 и 4) сравнивается с массивом из 24 контрольных пульсограмм (лист Album), взятых из литературных источников с определением минимума интеграла отклонений. Далее вычисляются остальные параметры программы БИОСПАС из вышеприведенного списка. Указываются имена и коды имен пульсограмм, графики, контрольные точки изгибов пульсограмм и тонометрические параметры (ЧСС, максимальное и минимальное артериальное давление).

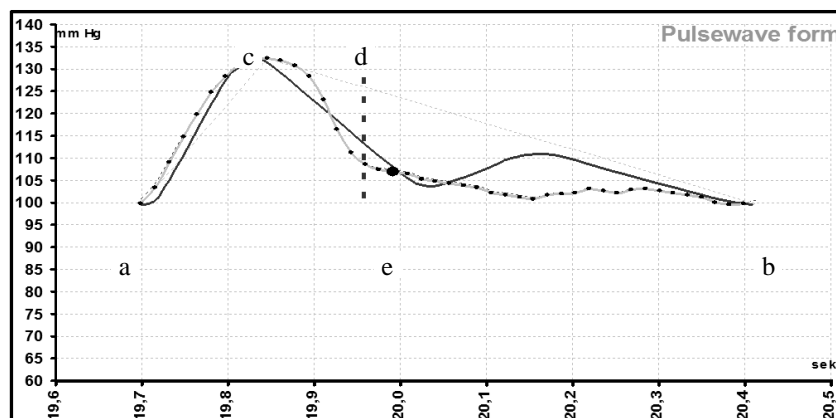


Рис. 4. Сопоставление пульсограммы пациента и контрольной пульсограммы

С учетом приведенных на рис. 4 временных координат контрольных точек конкретизируются зависимости для расчета диастолической доли кардиоинтервала  $KИТ = (t_b - t_c) / (t_b - t_a)$  и скорости пульсовой волны  $C_v = H / (t_e - t_c)$ . Содержание гемоглобина определяется по статистической зависимости [42]

$$Hb = 17,67 \left( F_{cc} \cdot (P_{max} - P_{min})^{-0,41} \cdot \left( \frac{C_v}{10} \right)^{-0,2} \right) / (KИТ \cdot P_{max} \cdot P_{min}).$$

Архив данных, созданный к настоящему времени при апробации программы БИОСПАС, содержит 200 позиций, в том числе по результатам длительного наблюдения пациента с гипертоническим диагнозом в покое и диагностики студентов со спортивной квалификацией и без нее в условиях нагрузочного теста. Результаты статистической обработки данных представлены на рис. 5 и в табл. 4. Выявлены следующие особенности гемодинамики:

1. Пульсограмма пациента с гипертоническим диагнозом близка к различным контрольным формам пульсовой волны, полученным в разное время, подтверждая атеросклеротическую патологию сосудов.

2. Обследование большинства студентов в покое показало форму пульсовой волны, характерную для юношеской нормотонии, однако диагностика гемодинамики после тестовой нагрузки и восстановления выявила у части обследуемых студентов патологические формы пульсовой волны. Наибольшей вариативностью при тестировании отличались параметры мощности и объема сердечного выброса. Спортивная квалификация обследуемых подтверждалась меньшими значениями параметра вариативности длительности кардиоинтервалов.

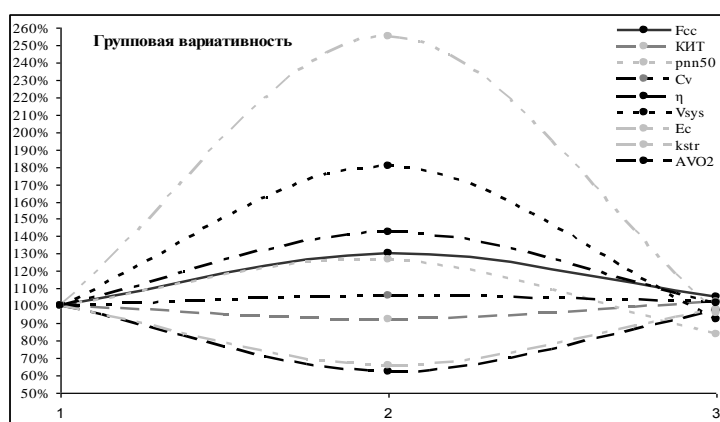


Рис. 5. Групповая вариативность параметров при проведении нагрузочного теста «покой – приседания – восстановление»

Таблица 4

Результаты диагностики группы студентов

Параметр	Значение		
	В покое	После нагрузки	После восстановления
$F_{cc}$	64	83	67
$P_{max}$	122	141	123
$P_{min}$	73	80	71
КИТ, %	73	67	74
pnn50, %	33	42	28
$C_v$	7,9	8,4	8,1
$\eta$	4,0	2,5	3,9
Hb	135	133	133
$V_{sys}$	0,075	0,136	0,069
TIM	0,65	0,70	0,68
$E_c$	0,067	0,171	0,065
$k_{d,}$ %	100	100	100
E	15	18	16
$R_p$	48	38	45
pH	7,29	7,20	7,29
$k_{str,}$ %	99	65	97
AVO <sub>2</sub> , %	37	52	37
$F_{O_2}$ %	71	77	69
$D_{sys}$	29	32	28

Программы БИОСПАС и БИОДИС применялись в условиях нагрузочного тестирования профессиональных спортсменов (футболистов и хоккеистов, членов сборных Республики Беларусь по самбо (рис. 6) и пожарно-техническим видам спорта [43], членов женской сборной Гомельской области по боксу, студентов физкультурного факультета Гомельского университета им. Ф. Скорины различной специализации и квалификации; студентов военного факультета Белорусского университета транспорта, прошедших медицинскую комиссию, а также студентов Гомельского медицинского университета.

		$L$	$F_{cc}$	$P_{max}$	$P_{min}$	$V_{sys}$	$pH$	$\eta$	$k_{str}$	$C_v$	$KT$	$ABO_2$	$IC$	$IB$
Самбо	20.10.10	8	72	133	80	0,119	7,35	7,0	1,04	515	82%	26,7%	-13,8	4,8
		47	93	155	89	0,171	7,06	4,7	0,83	591	87%	66,9%	3,2	5,2
ЧМ		8	87	123	76	0,116	7,30	4,4	1,00	628	78%	35,1%	12,7	4,7
		8	54	147	80	0,279	7,40	7,0	1,15	496	89%	20,0%	-48,1	5,4
		61	84	161	93	0,299	6,99	4,4	0,92	596	89%	72,7%	-10,7	5,7
		9	78	134	72	0,131	7,33	7,6	1,05	681	87%	30,3%	7,7	5,1

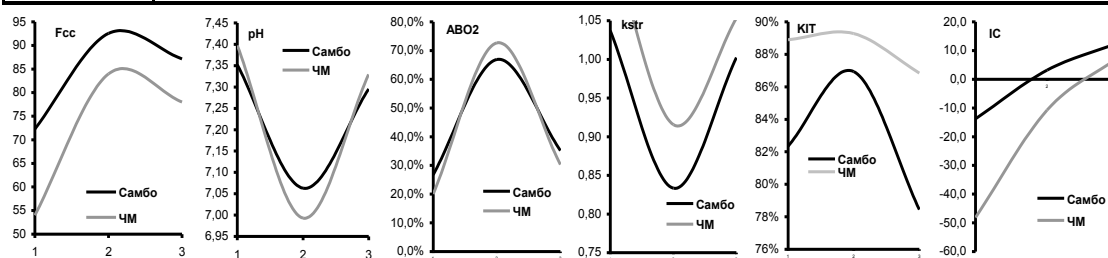


Рис. 6. Опыт использования программы БИОДИС в сборной Республики Беларусь по самбо накануне Чемпионата мира 2010 г. (особенности гемодинамики чемпиона: сниженная  $F_{cc}$ , более резкие изменения  $pH$  и  $ABO_2$ , высокий  $k_{str}$ , более плавные изменения диастолической доли кардиоинтервала и индекса Кердо)

Статистическая обработка результатов позволяет выделить параметры, подверженные значительным изменениям в ходе тренировок с учетом специализации, квалификации и гендерных различий. Однако следует подчеркнуть, что список наиболее информативных параметров варьируется для различных обследуемых групп и целей обследования.

Результирующие параметры гемодинамики при проведении нагрузочного теста (30 приседаний за 30 с) позволяют оценить следующие показатели:

- соотношение аэробного и анаэробного энергообеспечения как показатель адаптационных резервов организма спортсмена (ключевым параметром является уровень стрессовой нагрузки, разница минимума которого для конкретного спортсмена и абсолютного группового минимума является показателем анаэробного резерва);

- резервы аэробного энергообеспечения, исходя из ЧСС, объема систолического выброса и артериального градиента по кислороду, определяемого параметром кислотно-щелочного равновесия крови. Выявленные минимумы  $pH$  лучших спортсменов, как правило, находятся в запредельной (фактически летальной) зоне для обычного человека;

- индексы Кердо и  $p_{m50}$  позволяют оценить степень нагрузки на центральную нервную систему и, следовательно, ее резервные возможности для координации действий спортсмена.

Представляется возможной оценка нагрузочных изменений длительности диастолической фазы кардиоинтервала и реакции сосудистой части системы кровообращения. Для выявления патологии «спортивное сердце» и других кардиомиопатий крайне важен скрининг систолического объема и геометрических параметров сердца.

## Заключение

Использование биомеханического анализа ССС на основе данных осциллометрии и достаточно простой одномерной модели гемодинамики дополняет обычно применяемые в медицинской практике инструментальные методы скрининга донозологических состояний, позволяя быстро и без значительных материальных затрат получить расширенный объем информации для выявления кардиопатологий и оценки адаптивных возможностей ССС. Разработанный авторами диагностический подход при реализации алгоритмов и программ в виде андроидных приложений может стать основой для создания отечественного тонометра с расширенными

функциями, инновационным и массовым средством поликлинического скрининга и самоконтроля ССС широких слоев населения. Применение разработанных программ и стандартного нагрузочного тестирования в ходе спортивных тренировок дает достоверную оценку физиологического состояния спортсменов различной специализации высшей и массовых квалификаций.

Работа выполнена в рамках задания 3.5.04 «Создание программно-аппаратных средств биомеханической диагностики и интеллектуальных тренажеров для оптимизации тренировочной и соревновательной деятельности спортсменов» ГПНИ «Конвергенция».

### Список литературы

1. Мрочек, А.Г. Сердечно-сосудистые заболевания в Республике Беларусь. Анализ ситуации и система контроля / А.Г. Мрочек. – Минск : Белорусская наука, 2011. – 341 с.
2. Инструментальные методы исследования в кардиологии : руководство / под ред. Г.И. Сидоренко ; БелНИИ кардиологии Минздрава РБ. – Минск, 1994. – 272 с.
3. Зубчук, В.И. Оценка адаптивных возможностей человека по реакции на динамическую нагрузку / В.И. Зубчук, Е.А. Настенко, Е.К. Носовец // Электроника и связь. – 2009. – № 4. – С. 242–244.
4. Баевский, Р.М. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний / Р.М. Баевский. – М. : Медицина, 1997. – 265 с.
5. Михаил, И.И. Моделирование процесса физической подготовки военнослужащих / И.И. Михаил, В.Д. Гетьман, Ю.С. Харламов // Уч. записки ун-та им. Лесгафта. – 2007. – № 4. – С. 47–49.
6. Карпман, В.Л. Динамика кровообращения у спортсменов / В.Л. Карпман. – М. : Физкультура и спорт, 1982. – 135 с.
7. Питкевич, Ю.Э. Вариабельность сердечного ритма у спортсменов / Ю.Э. Питкевич // Проблемы здоровья и экологии. – 2010. – № 4. – С. 101–106.
8. Савицкий, Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики / Н.Н. Савицкий. – Л. : Медицина, 1963. – 403 с.
9. Физиология человека / под ред. В.М. Покровского. – М. : Медицина, 2007. – 656 с.
10. Парашин, В.Б. Биомеханика кровообращения / В.Б. Парашин. – М. : Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. – 224 с.
11. Лищук, В.А. Математическая теория кровообращения / В.А. Лищук. – М. : Медицина, 1991. – 256 с.
12. Шилько, С.В. Модель авторегуляции кровообращения при активном деформационном поведении сосудов / С.В. Шилько // Российский журнал биомеханики. – 2000. – Т. 4, № 1. – С. 43–48.
13. Астраханцев, Е.В. Математическое моделирование гемодинамики крупных кровеносных сосудов / Е.В. Астраханцев // Математическое моделирование. – 2005. – Т. 17, № 8. – С. 61–80.
14. Медведев, А.Е. Двухфазная модель течения крови в крупных и мелких кровеносных сосудах / А.Е. Медведев // Математическая биология и биоинформатика. – 2011. – Т. 6, № 2. – С. 228–249.
15. Евдокимов, Е.И. Взаимосвязь потребления кислорода и динамики биохимических показателей крови спортсменов под влиянием физической нагрузки / Е.И. Евдокимов // Физ. восп. студентов. – 2011. – № 3. – С. 42–45.
16. Лазерный анализ эндогенного СО в выдыхаемом воздухе / Ю.А. Шулагин [и др.] // Тр. Ин-та общей физики им. А.М. Прохорова. – 2005. – Т. 61. – С. 135–189.
17. Бессонов, А.Е. Способ миллиметрово-волновой терапии / А.Е. Бессонов, М.В. Балакирев // Вестник новых медицинских технологий. – 1998. – Т. 5, № 2. – С. 105–108.
18. Величко, А.Д. Программно-аппаратный комплекс для функциональной диагностики сердечно-сосудистой системы / А.Д. Величко, А.М. Сударев, И.Л. Кадин // Материалы Третьей науч.-практ. конф. «Неинвазивный мониторинг состояния сердечно-сосудистой системы в клинической практике». – М., 2001. – С. 160–163.

19. Инструкция по применению аппаратно-программного комплекса неинвазивного исследования центральной гемодинамики методом объемной компрессионной осциллометрии КАП ЦГосм-«Глобус» [Электронный ресурс]. – 2004. – 74 с. – Режим доступа : [http://www.ecolmed.ru/downloads/metod\\_recom\\_apko\\_2006.pdf](http://www.ecolmed.ru/downloads/metod_recom_apko_2006.pdf). – Дата доступа : 06.11.2014.
20. Основные характеристики аппаратно-программного комплекса «Истоки здоровья» MyBody 4.1 [Электронный ресурс]. – Рязань, 2004. – 4 с. – Режим доступа : <http://www.breath.ru>. – Дата доступа : 06.11.2014.
21. Цупко, И.В. Определение основных гемодинамических показателей с расчетом риска сердечно-сосудистых заболеваний. Методические указания по применению ЭДТВ / И.В. Цупко [Электронный ресурс]. – М., 2008. – 10 с. – Режим доступа : <http://medtehnoplus.ru/files/gemodin-metod.doc>. – Дата доступа : 06.11.2014.
22. Методические рекомендации к осциллометрическому анализатору параметров сердечного выброса и артериального давления АПКО-8-РИЦ. Восточноевр. центр инновац. технологий [Электронный ресурс]. – 2006. – 35 с. – Режим доступа : [http://www.ecolmed.ru/product\\_3.html](http://www.ecolmed.ru/product_3.html). – Дата доступа : 06.11.2014.
23. Operator's Manual SphygmoCor CvMS – Central Blood Pressure / Pulse Wave Velocity / Heart Rate Variability [Электронный ресурс]. – 2008. – 63 р. – Режим доступа : <http://www.atcormedical.com>. – Дата доступа : 06.11.2014.
24. Варианты поставки системы интегрального мониторинга «СИМОНА-111». – 2008. – 11 с. – Режим доступа : <http://www.symona.ru>. – Дата доступа : 06.11.2014.
25. Парфенов, А.С. Ранняя диагностика сердечно-сосудистых заболеваний с использованием аппаратно-программного комплекса «Анализатор Малыгина – Пулавского (АМП)» / А.С. Парфенов [Электронный ресурс]. – 2009. – 42 с. – Режим доступа : [http://www.amp.life3000.ru/images/user\\_manual\\_amp2009.pdf](http://www.amp.life3000.ru/images/user_manual_amp2009.pdf). – Дата доступа : 06.11.2014.
26. Комплекс «Ангиоскан-01» // Поликлиника. – 2008. – № 2 (1). – С. 8–12.
27. Фролов, А.В. Контроль механизмов адаптации сердечной деятельности в клинике и спорте / А.В. Фролов. – Минск, 2011. – 216 с.
28. Siggaard-Andersen, O. Oxygen and Acid-Base Parameters of Arterial and Mixed Venous Blood, Relevant Versus Redundant / O. Siggaard-Andersen, I.H. Gothgen // *Acta Anaesthesiol Scand.* – 1995. – Vol. 39, no. 107. – P. 21–27.
29. Sears, D.W. Instructional Biochemistry Web Site. Hemoglobin Saturation Analysis. Univ. of California, Santa Barbara / D.W. Sears [Electronic resource]. – 2010. Mode of access : <http://www.mcdb-webarchive.mcdb.ucsb.edu/sears/biochemistry/tabs-contents-frames.htm>. – Date of access : 06.11.2014.
30. Hever, T. Are There Arterio-Venous Differences of Blood Micro-Rheological Variables in Laboratory Rats? / T. Hever, F. Kiss, E. Sajtos // *Korea-Australia Rheology J.* – 2010. – Vol. 22, no. 1. – P. 59–64.
31. Shaukat, A. Correlation Between Pre- and Post Exercise Blood Lactate and pH / A. Shaukat, B. Azizullah, K. Habib-ullah // *Gomal J. of Medical Sciences.* – 2008. – Vol. 6, no. 1. – P. 1–2.
32. Goodwin, M.L. Blood Lactate Measurements and Analysis during Exercise: A Guide for Clinicians / M.L. Goodwin, J.E. Harris, A. Hernandez // *J. of Diabetes Sc. and Techn.* – 2007. – Vol. 1, no. 4. – P. 558–569.
33. Campbell, J. A Concerning the Influence of Atmospheric Conditions upon the Pulse Rate and «Oxygen Debt» after Running / J. Campbell // *Proc. R. Soc.* – 2011. – Vol. 96. – P. 43–59.
34. Dimkpa, U. Assessment of Sex Differences in Systolic Blood Pressure Responses to Exercise in Healthy, Non-Athletic Young Adults / U. Dimkpa, A. Ugwu, D. Oshi // *J. of Exercise Phys.* – 2008. – Vol. 11, no. 2. – P. 18–25.
35. Gallagher, A.J. Blood Gas, Oxygen Saturation, pH, and Lactate Values in Elasmobranch Blood Measured with a Commercially Available Portable Clinical Analyzer and Standard Laboratory Instruments / A.J. Gallagher // *J. of Aquatic Animal Health.* – 2010. – Vol. 22. – P. 229–234.
36. Шилько, С.В. Моделирование гидродинамического трения: аналогия системы кровообращения и трубопроводного транспорта нефти / С.В. Шилько, Ю.Г. Кузьминский // *Совре-*

менные информационные и телемедицинские технологии для здравоохранения (АІТТН'2008) : материалы II Междунар. науч. конф. – Минск : ОИПИ НАН Беларуси, 2008. – С. 338–343.

37. Кузьминский, Ю.Г. Методика и компьютерная система диагностики состояния сердечно-сосудистой системы / Ю.Г. Кузьминский [и др.] // Проблемы здоровья и экологии. – 2009. – № 2. – С. 90–96.

38. Шилько, С.В. Математическая модель и программная реализация мониторинга сердечно-сосудистой системы / С.В. Шилько, Ю.Г. Кузьминский, М.В. Борисенко // Проблемы физики, математики и техники. – 2011. – № 3. – С. 104–112.

39. Свид. № 456 от 21.11.2012 о регистрации компьютерной программы СПАС V1.0 / С.В. Шилько, Ю.Г. Кузьминский ; заявка С20120072 от 27.09.2012 // Реестр зарег. комп. программ / Нац. центр інтэл. уласнасці. – 2012. – 11 с.

40. Аппаратная реализация биомеханической диагностики сердечно-сосудистой системы по данным осциллометрии / В.В. Шевцов [и др.] // Приборы и методы измерений. – 2012. – № 2 (5). – С. 51–55.

41. Свид. № 455 от 21.11.2012 о регистрации программного продукта БИОДИС V2.5 / Ю.Г. Кузьминский, С.В. Шилько ; заявка С201210073 от 27.09.2012 // Реестр зарег. комп. программ / Нац. центр інтэл. уласнасці. – 2012. – 25 с.

42. Исследование роли отдельных реологических характеристик крови в изменении ее текучести и транспортного потенциала / А.В. Муравьев [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 3 (57). – С. 32–41.

43. Применение биомеханической диагностики в подготовке спортсменов-спасателей / Ю.Г. Кузьминский [и др.] // Чрезвычайные ситуации: теория, практика, инновации : материалы Междунар. науч.-практ. конф. – Гомель, 2014. – С. 347–349.

Поступила 05.09.2014

*Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси,  
Гомель, Кирова, 32а  
e-mail: Shilko\_mpri@mail.ru*

**Yu.G. Kuzminsky, S.V. Shilko**

#### **METHOD OF CARDIOVASCULAR SYSTEM ON THE BASIS OF ONE DIMENSION HAEMODYNAMICS MODEL**

A method of screening a cardiovascular system state using original software, which realizes mathematical analysis of oscillometry data in terms of biomechanical model of hemodynamics, is described. The screening, based on the proposed method, allows to expand the possibilities of classical oscillometry and to obtain the important information about the state of heart and blood vessels as well as the adaptability of humans (particularly, athletes) under various physiological loads.