

ЛИТЕРАТУРА

1. Ярилов, С. В. Физиологические аспекты новой информационной технологии анализа биофизических сигналов и принципы технической реализации / С. В. Ярилов — СПб.: Динамика, 2001. — 48 с.
2. Система комплексного компьютерного исследования физического состояния спортсменов «Омега-С»: документация пользователя. — СПб.: Динамика, 2006. — 64 с.

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

ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ДАННЫХ О СОСТОЯНИИ СЕРДЦА И СОСУДОВ НА ОСНОВЕ МОДЕЛЕЙ ГЕМОДИНАМИКИ

Шилько С. В., Кузьминский Ю. Г., Борисенко М. В., Каплан М. Л.

Государственное научное учреждение

«Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси»

Учреждение образования

«Белорусский национальный технический университет»

г. Минск, Республика Беларусь

Учреждение образования

«Гомельский государственный медицинский университет»

г. Гомель, Республика Беларусь

Введение

Известно, что в ряду причин смертности первое место устойчиво занимают заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС), а среди трудоспособного мужского населения ими вызван каждый третий случай летального исхода [1]. В силу многоуровневой и эффективной адаптации ССС к физиологическим нагрузкам, деструктивные изменения сердца и сосудов не проявляются клинически в течение определенного времени (донозологического периода). Для выявления (скрининга) и профилактики кардиопатологий востребованы методы быстрого и неинвазивного первичного контроля. Авторы считают, что биомеханический анализ данных тонометрии, ультразвукового дуплексного сканирования, спиральной компьютерной томографии, магнитно-резонансной томографии и т. п. позволяет повысить информативность указанных инструментальных методов и получить объективные показатели состояния сердца и сосудов, включая оценку адаптационных возможностей ССС. Нужно отметить, что современные средства диагностики, как правило, включают программное обеспечение (ПО), базирующееся на математических моделях соответствующих физиологических процессов. Однако известные теории кровообращения, изложенные, например, в литературных источниках [2, 3], недостаточно формализованы для разработки ПО массовых, мобильных и недорогих средств диагностики.

Цель

Создание средств информационной поддержки врача-кардиолога на основе биомеханических моделей гемодинамики ССС и ее отделов.

Программно-аппаратная реализация биомеханического анализа гемодинамики

Биомеханическое моделирование ССС затруднено сложностью сосудистой сети, изменяющейся проницаемостью сосудов сфинктерного типа, пульсирующим характером кровотока, индивидуальными вариациями состава крови и реакциями конкретного человека на физиологические нагрузки. Представляется, что не требующие больших вычислительных ресурсов одномерные представления адаптивных систем, подобные модели авторегуляции кровообращения [4], наиболее пригодны для достижения поставленной цели.

В начальной версии ПО биомеханической диагностики БИОДИС [5], использующей данные стандартной тонометрии, рассчитываются и визуализируются 6 графических форм и 40 выходных параметров гемодинамики. Реализация программы в среде Excel содержит листы управления, результатов и архива из 4000 диагностик. Были диагностированы пациенты Гомельского кардиологического центра (рисунок 1), группы населения

г. Гомеля в условиях стандартного поликлинического обследования; спортивные команды и студенческие группы в состоянии покоя и режиме нагрузочного теста — в положении покоя, непосредственно после 30 приседаний в течение 30 с и после 3 мин отдыха.

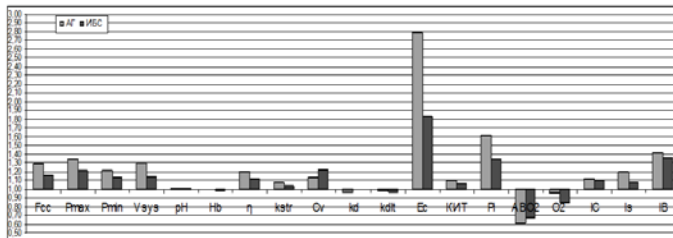


Рисунок 1 — Параметры гемодинамики пациентов кардиоцентра, имеющих диагнозы гипертонии (АГ) и ИБС, нормированные по результатам обследования групп населения

Примечание: наиболее существенны параметры энергии сердечного выброса E_c , ударного давления P_i , потребления кислорода O_2 и индекс Баевского IB

Развернутая диагностика реализована в программно-аппаратном комплексе БИО-СПАС (рисунки 2, 3), верифицируемый в настоящее время. Для обработки данных осциллометрического тонометра дополнительно используется программно-аппаратный модуль СПАС [6], выполняющий построение пульсограммы и вычисление скорости пульсовой волны, доли диастолической части кардиоинтервала и содержания гемоглобина. Модифицированная компьютерная программа БИОДИС служит для расчетной оценки и автоматизированной интерпретации ряда показателей гемодинамики, включая:

- *параметры сердечной деятельности*: ЧСС, систолическое, диастолическое, ударное и среднединамическое давления, систолический и минутный объем крови, систолический диаметр и диастолический объем сердца, коэффициенты тоничности и вариативности кардиоинтервалов, кардиальный резерв, мощность пульсовой волны и др.;
- *параметры сосудистой сети*: дилатация и эластичность сосудов, скорость пульсовой волны, периферическое сопротивление, толщина интимедиа и др.;
- *биохимические параметры*: уровень аэробного энергообеспечения, артериовенозный градиент по кислороду, содержание гемоглобина, параметр кислотного равновесия и вязкость крови, объем потребления кислорода;
- *функциональные параметры*: потенциал Баевского, индекс Кердо соотношения симпатикотонии и парасимпатикотонии, коэффициент Робинсона (двойного произведения).

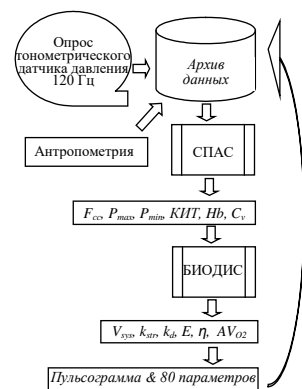


Рисунок 2 — Последовательность обработки данных в программе БИОСПАС

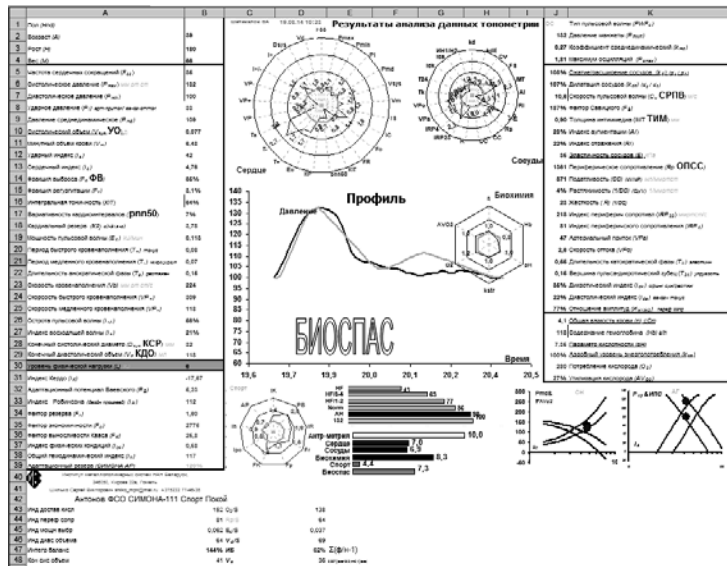


Рисунок 3 — Результаты диагностики с использованием комплекса BIOSPAS

Результаты предварительной апробации одномерной модели гемодинамики ССС. Архив, созданный при использовании программы BIOSPAS в период наблюдения пациента с гипертоническим диагнозом в покое и диагностики студентов со спортивной квалификацией и без нее в условиях нагрузочного теста, содержит 200 позиций и отражен в таблицах 1, 2.

Таблица 1 — Результаты диагностики гемодинамики пациента с диагнозом гипертонии

Дата	01.08.13	10.08.13	15.08.13	21.08.13	27.08.13	04.09.13	08.09.13	13.09.13	20.09.13	27.09.13	01.10.13	10.10.13	17.10.13	26.10.13	03.11.13	10.11.13	17.11.13	24.11.13	01.12.13	15.12.13	26.12.13	04.01.14	31.01.14	02.02.14	25.03.14	Среднее	
F_{cc}	74	70	73	70	67	74	76	74	74	70	76	68	66	72	71	119	104	109	89	79	79	79	74	89	79	76	
P_{max}	179	159	190	177	169	174	160	159	159	173	144	184	186	179	198	171	164	152	164	139	169	144	151	154	139	164	
P_{min}	109	106	106	110	106	96	96	109	109	114	96	106	125	119	119	99	109	109	94	110	114	106	104	96	106	96	
PP	52%	49%	52%	52%	52%	57%	51%	54%	59%	51%	59%	54%	58%	57%	59%	59%	52%	49%	79%	52%	42%	55%	46%	57%	55%		
PP_{max}	0%	3%	19%	7%	0%	0%	0%	4%	3%	0%	0%	1%	12%	17%	1%	4%	3%	2%	11%	4%	1%	9%	17%	4%	4%	5%	
C_v	9,9	7,1	11,7	8,8	8,8	8,5	10,6	10,2	9,7	8,9	10,9	8,7	8,1	10,9	9,3	10,8	11,5	11,7	8,8	10,1	10,0	4,9	6,5	8,9	8,9	9,3	
Q_v	4,2	4,9	4,7	5,1	5,3	4,9	4,3	4,4	4,9	4,1	5,1	5,4	4,9	5,1	4,1	4,2	3,9	4,7	3,7	4,3	4,8	4,1	4,9	4,1	4,6		
W	1,62	1,42	1,61	1,52	1,62	1,49	1,32	1,34	1,42	1,52	1,51	1,59	1,39	1,62	1,52	1,59	1,19	1,39	1,32	1,32	1,33	1,46	1,27	1,23	1,37		
W_{max}	0,122	0,126	0,128	0,128	0,129	0,116	0,116	0,104	0,127	0,100	0,125	0,128	0,120	0,124	0,082	0,079	0,070	0,120	0,069	0,118	0,227	0,119	0,130	0,119	0,120		
WT	0,53	0,46	0,58	0,46	0,53	0,49	0,53	0,53	0,55	0,51	0,58	0,49	0,48	0,58	0,45	0,58	0,55	0,42	0,49	0,49	0,53	0,44	0,44	0,69	0,73	0,53	
C_{max}	0,221	0,212	0,203	0,223	0,222	0,163	0,169	0,169	0,164	0,216	0,142	0,212	0,210	0,201	0,219	0,189	0,189	0,162	0,263	0,089	0,199	0,423	0,192	0,272	0,169	0,293	
PP_{max}	2,3	2,4	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	
PP_{min}	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	
PP_{max}	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	AF	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	AF	PF	ASC	ASC	PF	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	ASC	
W_{max}	100%	100%	100%	100%	100%	101%	109%	110%	107%	109%	107%	107%	107%	109%	109%	103%	107%	113%	109%	89%	110%	112%	106%	103%	104%	100%	
W	110%	119%	109%	113%	113%	114%	109%	109%	110%	112%	107%	114%	116%	109%	113%	109%	107%	113%	109%	113%	109%	132%	129%	114%	111%	112%	
W_{min}	29	113	34	21	22	16	28	33	29	25	35	22	19	35	26	39	39	46	22	23	34	13	12	16	20	26	
W_{max}	41	41	43	41	43	45	41	40	41	40	43	39	44	45	42	42	28	28	34	38	39	41	41	83	93	107	
W_{min}	7,39	7,39	7,40	7,39	7,38	7,37	7,37	7,38	7,38	7,38	7,38	7,38	7,38	7,38	7,37	7,37	7,38	7,37	7,38	7,37	7,37	7,37	7,37	7,37	7,37	7,37	
W_{max}	100%	101%	99%	104%	109%	101%	102%	101%	98%	102%	109%	109%	109%	109%	109%	101%	98%	99%	94%	102%	101%	102%	99%	100%	97%	100%	
W_{min}	364	367	356	376	375	367	372	369	369	373	364	364	375	363	367	381	361	344	371	356	401	413	359	369	387	372	
W_{max}	22%	21%	20%	22%	22%	22%	24%	25%	25%	25%	22%	22%	21%	24%	24%	26%	24%	26%	24%	26%	29%	24%	27%	29%	26%	24%	
W_{min}	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	6%	
W_{max}	40	40	40	40	40	39	37	37	39	35	40	40	40	39	40	39	37	35	42	30	30	43	39	43	39	36	
W_{min}	193	199	197	199	198	197	173	177	162	194	152	193	197	184	193	149	137	121	197	103	184	369	184	212	195	185	

Таблица 2 — 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
PP	73 %	67 %	74 %
PP_{max}	33 %	42 %	28 %
C_v	7,9	8,4	8,1

Окончание таблицы 2

Параметр	Значение		
	в покое	после нагрузки	после восстановления
η	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_2	37 %	52 %	37 %
F_o	71 %	77 %	69 %
D_{sys}	29	32	28

Пульсограмма пациента (рисунок 3) сопоставляется с атласом из 24 контрольных пульсограмм, соответствующих различным кардиопатологиям и по минимуму отклонения производится автоматизированный выбор наиболее близкой к пульсограмме пациента.

Пульсограмма пациента с гипертоническим диагнозом близка к различным контрольным формам пульсовой волны, типичным для атеросклероза сосудов. Обследование большинства студентов в покое показало форму пульсовой волны, характерную для юношеской нормотонии, причем диагностика гемодинамики после тестовой нагрузки и восстановления выявила у части обследуемых патологические формы пульсовой волны. Наибольшей вариативностью при тестировании отличались параметры мощности и объем сердечного выброса. Спортивная квалификация обследуемых подтверждалась меньшими значениями параметра вариативности длительности кардиоинтервалов.

Результаты апробации одномерной модели церебральной гемодинамики

Для принятия решения о необходимости операции при недостаточности церебрального кровообращения важно моделировать гемодинамику патологически извитой внутренней сонной артерии (ВСА) от устья до входа в височную кость. Этот участок наиболее часто подвержен развитию конфигурационных аномалий и не имеет ветвей, что позволяет использовать одномерную модель для расчета местного гидравлического сопротивления на участке изменения геометрии артерии и потери давления на трение по длине артерии. Учитывая разнообразие геометрических форм измененного сосуда при патологической извитости, расчеты гемодинамических параметров выполнялись для каждого пациента исследованной группы. К этим параметрам относятся: число Рейнольдса для определения режима течения крови; местные потери давления по формуле Вейсбаха; потери давления на местное сопротивление; потери давления по длине измененной артерии, обусловленные трением о стенки сосуда и трением слоев (вихрей) крови между собой.

В расчетах задавали геометрические характеристики измененных ВСА (диаметр, длина, угол изгиба) на участке от устья до входа в череп, полученные по результатам спиральной компьютерной томографии с контрастированием либо магнитно-резонансной томографии с 3D-реконструкцией. Скоростные характеристики кровотока у каждого пациента определялись путем ультразвукового дуплексного сканирования сосудов шеи. При моделировании вводились следующие допущения: стенки артерии считались недеформируемыми; диаметр внутренней сонной артерии для каждого пациента принимался неизменным; использовались скоростные характеристики и параметры геометрии сосудов при гемодинамически значимых формах ПИ ВСА; динамическая вязкость и плотность крови подразумевались постоянными и одинаковыми для всех

пациентов; в расчетах использовались значения параметров артерий у пациентов с изолированной патологической извитостью внутренних сонных артерий, т. е. при отсутствии признаков стенозирующего атеросклеротического поражения.

Комплексное использование анатомических и гемодинамических параметров позволяет оценить совокупные потери давления и энергии, обусловленные изменением геометрии артерии, трением о стенку сосуда и внутренним трением при патологической извитости внутренних сонных артерий любой конфигурации.

Таблица 3 — Оценка местных потерь давления для различных углов изгиба ВСА

Угол изгиба	Коэффициент сопротивления плавного поворота	Местные потери напора на плавный поворот	Число наблюдений
91° и более	0,203 (0,18; 0,227)	0,019 (0,013; 0,025)	14
61–90°	0,321 (0,295; 0,372)	0,033 (0,028; 0,043)	29
31–60°	0,477 (0,443; 0,517)	0,072 (0,059; 0,098)	33
30° и менее	0,548 (0,533; 0,654)	0,127 (0,119; 0,234)	9

Выводы

Использование биомеханического анализа сердечно-сосудистой системы на основе данных осциллометрии и достаточно простых моделей гемодинамики дополняет обычно используемые в медицинской практике инструментальные методы скрининга донологических состояний, позволяя оценить адаптационные возможности сердечно-сосудистой системы, принять обоснованное решение о трудоспособности и профпригодности обследуемых, а также необходимости хирургического вмешательства. В частности, предлагаемый диагностический подход при его реализации в виде андронных приложений может стать основой для создания отечественного тонометра с расширенными функциями, инновационным и массовым средством поликлинического скрининга и самоконтроля сердечно-сосудистой системы широких слоев населения.

ЛИТЕРАТУРА

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. Лишук, В. А. Математическая теория кровообращения / В. А. Лишук. — М.: Медицина, 1991. — 256 с.
3. Computation of hemodynamics in the circle of Willis / M. S. Alnaes [et al.] // Stroke. — 2007. — Vol. 38. — P. 2500–2505.
4. Шилько, С. В. Модель авторегуляции кровообращения при активном деформационном поведении сосудов / С. В. Шилько // Российский журнал биомеханики. — 2000. — Т. 4, № 1. — С. 43–48.
5. Возможности первичной диагностики сердечно-сосудистой системы на основе биомеханического анализа гемодинамики / С. В. Шилько [и др.] // Проблемы здоровья и экологии. — 2010. — Т. 14, № 3. — С. 148–155.
6. 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.

УДК: 616.379-008.64

ОСОБЕННОСТИ СОСУДИСТОГО КОМПОНЕНТА МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КОНЪЮНКТИВЫ У ПАЦИЕНТОВ С НАРУШЕНИЯМИ УГЛЕВОДНОГО ОБ- МЕНА, ИЗБЫТОЧНОЙ МАССОЙ ТЕЛА, ОЖИРЕНИЕМ

Шишко О. Н.

Учреждение образования

«Белорусский государственный медицинский университет»

г. Минск, Республика Беларусь

Введение

Актуальность изучения микроциркуляции обусловлена тем, что структурные изменения микрососудов приводят к нарушению питания тканей и в конечном итоге к снижению их функциональных способностей на уровне органов и систем, что является