

УДК 532.5.2; [65.0.56:616-071]

## АНАЛИЗ ИЗМЕНЕНИЙ ТИПА ГЕМОДИНАМИКИ МЕТОДОМ АБСТРАКТНОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ МОДЕЛИ

О. Л. БЕЗРУЧКО\*, И. Р. ЛЕВИТ\*, В. Н. ТУРИК\*\*

\*НИИ проблем военной медицины ВС Украины, Ирпень

\*\*Национальный технический университет Украины "КПИ", Киев

Получено 10.01.2003

Изложена возможность определения типа гемодинамики для более точной диагностики состояния организма с учетом реальных электрических и гидродинамических параметров крови по количеству эритроцитов с использованием абстрактной информационной модели в автоматизированных вычислениях. Предлагаемое моделирование позволяет существенно уменьшить рутинную вычислительную работу врача и установить тип гемодинамики по данным анализа крови. Кроме того, метод дает возможность определения новых, ранее неизвестных свойств, условий экспериментальной проверки и количественной оценки типа гемодинамики.

Викладена можливість визначення типу гемодинаміки для уточненої діагностики стану організму з урахуванням реальних електричних та гідродинамічних параметрів крові згідно кількості еритроцитів з використанням абстрактної інформаційної моделі в автоматизованих обчислюваннях. Запропоноване моделювання дозволяє суттєво зменшити рутинну розрахункову роботу лікаря та встановити тип гемодинаміки за даними аналізу крові. Крім того, метод дає можливість визначення нових, раніше невідомих властивостей, умов експериментальної перевірки та кількісної оцінки гемодинаміки.

An opportunity of detection of hoemodynamics on the purpose of more accurate diagnostics of organism's state with accounting the actual electric and hydrodynamic parameters of the blood by quantity of erythrocytes with usage of abstract informational model in automated estimations is given. Proposed model allows to decrease considerably routine calculations of medical personnel and to define the type of hoemodynamics according to blood analysis data. Besides the method gives possibility to determine new formerly unknown properties, conditions of experimental examination and quantitatively valuation of the hoemodynamic type.

### ВВЕДЕНИЕ

Кровообращение – это процесс непрерывного движения крови по замкнутой системе полостей сердца и кровеносных сосудов, способствующий обеспечению всех жизненно важных функций организма.

В связи с тем, что в большинстве моделей системы кровообращения зависимость между разностью давлений и объемным расходом (объемной скоростью кровотока) выражается линейными соотношениями, объемная скорость кровотока может быть представлена в линейном приближении следующим образом [1]:

$$Q = \sum_{i=1}^n s_i \{ e_i [V_i(t) - U_i] + T_i(t) + \rho g H_i(t) \cos \varphi_i(t) \} + q_{0i}(t), \quad (1)$$

где  $n$  – количество рассматриваемых участков системы кровообращения;  $s_i$  – гидродинамическая проводимость участка сосудистой системы кровотока  $\text{м}^5/(\text{с} \cdot \text{Н})$ ;  $e_i$  – среднее значение жесткости рассматриваемого участка сосудистой системы, величина, обратная эластичности  $\text{Н}/\text{м}^5$ ;  $U_i$

– объем крови, расправляющий, но не растягивающий участок сосудистой системы  $\text{м}^3$ ;  $V_i(t)$  – общий объем крови на рассматриваемом участке при условии:  $V_i(t) \geq U_i$ ,  $\text{м}^3$ ;  $T_i(t)$  – внешнее тканевое давление на рассматриваемый участок, Па;  $\rho g H_i(t) \cos \varphi_i(t)$  – давление за счет силы тяжести крови в объеме  $V_i$  с плотностью  $\rho$ ;  $g$  – ускорение свободного падения;  $q_{0i}(t)$  – кровопоток из участка 0 в  $i$ -й, который отражает все виды потерь при фильтрации через стенки сосудов и т. п.

По закону Гагена-Пуазейля [2] объемная скорость кровотока в  $i$ -ом участке системы кровообращения может быть определена как:

$$Q_i = \frac{\pi r^4 (p_i - p_j)}{8 \mu \ell_i}, \quad (2)$$

где  $r$  – радиус участка сосудистой системы;  $\mu$  – динамическая вязкость крови;  $\ell_i$  – длина рассматриваемого участка сосудистой системы.

Вводя перепад давлений кровотока из  $i$ -го участка в  $j$ -й

$$(p_i - p_j) = e_i [V_i(t) - U_i] + T_i(t) + \rho g H_i(t) \cos \varphi_i(t) \quad (3)$$

при пренебрежении потерями кровотока  $q_{0i}(t)$ ,

выражение (1) для  $i$ -го участка системы кровообращения можно свести к простому виду:

$$Q_i = s_i(p_i - p_j), \quad (4)$$

где  $s_i$  – на основании формулы (2) вычисляется следующим образом:

$$s_i = \frac{\pi r^4}{8\mu l_i} \quad (5)$$

## 1. Анализ современного состояния проблемы

В практике функциональной диагностики при оценке приспособительных возможностей человека (физиология труда и спорта, космическая физиология), диагностики гипертензий [3], знание изменений основных показателей гемодинамики необходимо для установления рациональных режимов труда и отдыха, оптимальных и предельных мощностей физических нагрузок, методов лечения.

Тип гемодинамики определяется значениями параметров минутного объема кровотока (МОК) и удельного периферического сопротивления (УПС).

Значения МОК и УПС вычисляются по измеренным параметрам обследуемого при проведении исследования методом тетраполярной трансторакальной импедансной реоплетизмографии [4]. Принципом, лежащим в основе этого метода (по Кедрову А. А.), является измерение изменения комплексного электрического сопротивления (импеданса) участка системы кровообращения току высокой частоты (30-120 кГц) между электродами, пропорционального изменению объема крови в нем в каждый момент времени [5]:

$$\Delta V = \frac{\Delta Z}{Z} V, \quad (6)$$

где  $\Delta V$  – изменение объема исследуемого участка системы кровообращения, мл (при изменении объема в минуту  $\Delta V = \text{МОК}$ ; при изменении объема за один сердечный цикл  $\Delta V = \text{УОК}$  – ударному объему крови);  $\Delta Z$  – изменение импеданса во время систолы, Ом;  $Z$  – исходное значение импеданса, Ом;  $V$  – общий объем крови, мл.

В рассматриваемом методе параметры гемодинамики определяются так:

$$\text{МОК} = k \cdot \text{СДД} / \text{ОПС}, \quad (7)$$

где  $k = 79.9$  – эмпирический коэффициент, [4]; СДД – среднее динамическое давление,

$$\text{СДД} = 1/3(P_{sist} - P_{diast}) + P_{diast}, \quad (8)$$

$P_{sist}$  – систолическое давление в рассматриваемом участке сосудистой системы,  $P_{diast}$  – диастолическое давление в рассматриваемом участке сосудистой системы; ОПС – общее периферическое сопротивление организма.

УПС = ОПС ·  $S$ , где  $S$  – площадь поверхности тела. Рассматривая выражения (3)–(5) и (7), можно отметить, что СДД в (7) функционально является физическим аналогом  $(p_i - p_j)$  в выражении (4) при изменении давления, на измеряемом участке сосудистой системы, в период систолы и диастолы работы сердца;  $1/\text{ОПС}$  – физическим аналогом гидродинамической проводимости ( $s_i$ ) участка сосудистой системы кровотока.

Считая, что изменение объема обусловлено только притоком крови, а изменение кровонаполнения сосудов – величиной МОК, тонусом сосудов и вязкостью крови, ударный объем крови (выброса сердца) за один сердечный цикл в рассматриваемом методе определяется, согласно [5], как:

$$\text{УОК} = \kappa \rho_{\text{э}} L^2 / Z^2 A_c T_{\text{и}}, \quad (9)$$

где  $\kappa = 0.8 \div 1.0$  – аппаратный коэффициент [5];  $L$  – расстояние между электродами (см);  $\rho_{\text{э}}$  – удельное электрическое сопротивление крови (Ом · см),

$$\rho_{\text{э}} = K \text{Э}^3 + 81.5, \quad (10)$$

$K \text{Э}$  – количество эритроцитов (млн/мм<sup>3</sup>);  $Z$  – исходное значение импеданса (Ом);  $L$  – расстояние между электродами (см);  $A_c$  – амплитуда систолической волны дифференциальной реограммы (Ом/с);  $T_{\text{и}}$  – время изгнания крови (с).

Соответственно, МОК определяется как:

$$\text{МОК} = \text{УОК} \cdot \text{ЧСС}, \quad (11)$$

где ЧСС – частота сердечных сокращений в минуту.

Тонус сосудов выражается значением параметров  $A_c$  и  $T_{\text{и}}$ .

В практике функциональной диагностики тип гемодинамики определяется рассматриваемым методом, считая  $\rho_{\text{э}} \approx 145$  [5]. Это соответствует среднему значению удельного электрического сопротивления, соответствующему количеству эритроцитов в норме:  $(4 \div 5) \cdot 10^{12}/\text{мм}^3$  – для мужчин;  $(3.9 \div 4.7) \cdot 10^{12}/\text{мм}^3$  – для женщин [4]. Однако из выражения (10) видно, что даже для значений  $K \text{Э}$ , соответствующих норме,  $\rho_{\text{э}}$  принимает значения:

$$\rho_{\text{эМ}} = 123 \div 163 \text{ – для мужчин;}$$

$$\rho_{\text{эЖ}} = 120 \div 149 \text{ – для женщин.}$$

Табл. 1.

Фіо	ИГНАТЕНКО Ю. В. (лежа)		НОРМ. ЗНАЧ.		$\lambda$	$\lambda_1$
рост	170.00	УОК (мл)	63.33	73.00	86.75	114.78
пол	м	МОК (л/мин)	4.58	5.05	90.65	115.24
возраст	30.00	СИ	2.68	2.70	99.37	
вес	70.00	УИ	37.11	40.14	92.46	
КЭ	4.50	СДД	85.00	85.00	100.00	
L	30.00	ОПС	1483.51	1577.00	94.07	110.17
Z	30.00	УПС	31.68	34.12	92.86	110.31
RR(c)	0.83	ОСВ	316.65	197.06	160.69	
АДС	125.00	Раб. ЛЖ	11.31	12.20	92.66	
АДД	65.00	Мошн. ЛЖ	3.58	3.65	98.07	
ЧД	12.00	ДМОК	3.97	4.04		
Ас	1.80	ДСИ		2.37		
Тн	0.20	ДУПС		31.48		
$\rho_э$	140.73	РУПС		31.68		
ЧСС	72.29	ФУПС-РУПС		0.00		
Дых. цикл(c)	5.13	Пульс	72.29	72.00	100.40	
ППТ (м <sup>2</sup> )	1.71	ДУОК	55.18			
ДОО	1676.47	ОСВд	197.06			
УПСд	28.72	ОПСд	1346.53			
ТИП ГЕМОДИНАМИКИ: ЭУКИНЕТИЧЕСКИЙ						
ВРАЧ:						
<p><i>Примечание:</i> СИ – сердечный индекс; УИ – ударный индекс; АДС – артериальное давление систолическое; АДД – артериальное давление диастолическое; ЧД – частота дыхания; Ас – амплитуда первой производной реографической кривой; Тн – время изгнания крови; ЧСС – частота сердечных сокращений; Дых. цикл – дыхательный цикл; ППТ – площадь поверхности тела, м<sup>2</sup>; ДОО – должный общий объем; УПСд – удельное периферическое сопротивление должное; ОСВ – объемная скорость выброса; Раб. ЛЖ – работа левого желудочка; Мошн. ЛЖ – мощность левого желудочка; ДМОК – должный минутный объем крови; ДСИ – должный сердечный индекс; РУПС – расчетное удельное периферическое сопротивление; ФУПС – фактическое удельное периферическое сопротивление; ДУОК – должный ударный объем крови; ОСВд – объемная скорость выброса должная; ОПСд – общее периферическое сопротивление должное; ДУПС – нормированное значение должного удельного периферического сопротивления; <math>\lambda</math> – процентное отношение параметров к должным табличным значениям; <math>\lambda_1</math> – процентное отношение параметров к должным расчетным значениям; RR – расстояние между зубцами R электрокардиограммы.</p>						

## 2. Цель исследований

Учитывая, что при определенных типах патологий [7, 8] значения КЭ отличаются более чем в 3 раза от значений в норме, была определена задача исследовать, меняется ли тип гемодинамики в зависимости от реального значения КЭ при проведении обследований.

## 3. Материалы исследований

Предметом исследований в работе являлся тип гемодинамики.

В качестве метода исследований использовался метод тетраполярной транссторакальной импедансной реоплетизмографии.

Инструментом анализа изменения типа гемоди-

намики в зависимости от КЭ являлась абстрактная информационная модель.

При функционально-диагностических исследованиях тип гемодинамики определяется отношениями в процентах МОК и УПС сосудистой системы к значениям, соответствующим норме (должным).

Для автоматизации диагностики предлагаем применение абстрактной информационной модели, решая систему логических уравнений:

- ЕСЛИ ( $F3 > 115; F8 \leq 115$ );  
 "ГИПЕРКИНЕТИЧЕСКИЙ";  
 ЕСЛИ ( $F3 \leq 115; F8 > 115$ );  
 "ГИПОКИНЕТИЧЕСКИЙ";  
 ЕСЛИ ( $F3 > 115; F8 > 115$ );

Табл. 2.

N п/п	Возраст	Вес	Рост	Пол	АД	Пульс	КЭ, млн/мм <sup>3</sup>	р	Тип гемодимики
1	30	70	170	м	120/65	70	4	123	3.Смешанный
2	30	70	170	м	120/65	70	4.5	141	Эукинет.
3	30	70	170	м	120/65	70	5.0	163	4.Смешанный
4	30	70	170	ж	120/65	70	3.9	120	Гипокин.
5	30	70	170	ж	120/65	70	4.2	130	Гипокин.
6	30	70	170	ж	120/65	70	4.7	149	3.Смешанный
7	33	65	172	м	140/90	72	4.5	571	Эукинет.
8	33	65	172	м	140/90	72	9.1	141	Гиперкин.
9	33	60	163	ж	100/55	88	4.2	130	4.Смешанный
10	33	60	163	ж	100/55	88	1.0	82	Гипокин.

”1.СМЕШАННЫЙ”;

ЕСЛИ (И( $F3 \geq 85$ ;  $F8 \geq 85$ );

”ЭУКИНЕТИЧЕСКИЙ”;

ЕСЛИ (И( $F3 < 85$ ;  $F8 < 85$ );

”2.СМЕШАННЫЙ”;

ЕСЛИ (И( $F3 < 85$ ;  $F8 < 115$ );

”3.СМЕШАННЫЙ”;

ЕСЛИ (И( $F3 < 115$ ;  $F8 < 85$ );

”4.СМЕШАННЫЙ”);)))))) (12)

где  $F3$  – значение отношения МОК к должному значению в %;  $F8$  – значение отношения УПС к должному значению в %.

Решение системы логических уравнений (12) осуществляется в данной работе с использованием табличного редактора Excel и представляет текстовую и цифровую информацию, что является абстрактной информационной моделью [6].

В табл. 1 представлен протокол анализа типа гемодинамики при использовании абстрактной информационной модели.

Области определения решений логических уравнений (12) представлены на рис. 1 в координатах МОК-УПС.

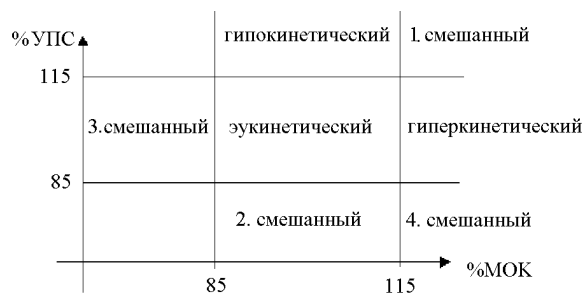


Рис. 1.

Анализ изменений типа гемодинамики в зависимости от количества эритроцитов в крови методом абстрактной информационной модели проводится при подстановке значения количества эритроцитов (КЭ) в соответствующую ячейку модели (B6) табл. 1.

Учитывая, что определение типа гемодинамики предполагает анализ почти 50 параметров и более 200 вычислительных операций, это исследование проводится для постановки диагноза параллельно с анализом крови без учета реального значения КЭ.

В табл. 2 приведены результаты определения типа гемодинамики для гипотетического среднего обследуемого при граничных значениях количества эритроцитов в норме (N1-N6) и в патологических состояниях без учета реального значения количества эритроцитов (N7, N9) и с количеством эритроцитов по анализу крови (N8, N10).

При анализе результатов определения типа гемодинамики по табл. 2 напрашивается вывод, что даже в пределах значений количества эритроцитов, соответствующих норме, типы гемодинамики различны (строки: 1-3 – для мужчин и 4-6 – для женщин). Сравнивая строки 7 и 8 табл. 2 по данным [7] при определении типа гемодинамики для количества эритроцитов в норме (строка 7) и для реального значения (строка 8, полицитемия, форма Вакеза), а также (строка 9) [8] и реального значения (строка 10, болезнь Аддисона-Бирмера), очевидно различие типов гемодинамики.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Достоинством моделирования как метода исследования является возможность определения новых, ранее неизвестных свойств, а также условий их экспериментальной проверки, количественной

оценки и выявления их значимости [1].

Использование разработанной абстрактной информационной модели позволяет автоматизировать рутинную вычислительную работу и определять тип гемодинамики в зависимости от реального значения количества эритроцитов по данным анализа крови.

Учет реальных значений гидродинамических ( $\mu$ ) и электрических ( $\rho_0$ ) параметров крови и соответственно количества эритроцитов при определении типа гемодинамики дает возможность объективно оценить состояние организма обследуемого.

Используя разработанную абстрактную информационную модель определения типа гемодинамики, врач может избежать трудоемкой рутинной работы, связанной с большим количеством вычислений, и получить результат, адекватный состоянию организма обследуемого.

1. Лищук В. А. Математическая теория кровообращения.– М.: Медицина, 1991.– 256 с.
2. Кочин Н. Е., Кибель И. А., Розе Н. В. Теоретическая гидромеханика.– М.: Физматгиз, 1963.– 728 с.
3. Гогин Е. Е., Сененко А. Н., Тюрин Е. И. Артериальные гипертензии.– Л.: Медицина, 1983.– 272 с.
4. Шепотин Б. М. и др. Методические рекомендации по определению основных параметров гемодинамики и тонуса сосудов методом тетраполярной трансторакальной импедансной реоплетизмографии.– К.: Наук. думка, 1980.– 19 с.
5. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы // Справочник. под ред. А.И. Виноградовой.– М.: Медицина, 1986.– С. 4–27.
6. Модели информационные. Общие эргономические требования // ГОСТ У 29.04.003-85.– Госкомитет СССР по стандартам, 1985.– С. 1–14.
7. Колодова Н. Н. Полицитемия (эритремия).– К.: Госмедиздат УССР, 1960.– 222 с.
8. Довгялло Г. Х. Злокачественное малокровие (болезнь Аддисона-Бирмера).– Минск: Госиздат БССР, 1962.– 144 с.