

РЕЗОНАНСНЫЕ СВОЙСТВА АРТЕРИАЛЬНЫХ СИСТЕМ И ЗАДАЧИ ПУЛЬСОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Н.Н. Кизилова

Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина, г. Харьков, Украина

В работе представлены результаты исследования входной проводимости артериального русла внутреннего органа. В качестве модели русла рассматривается трубка из вязкоупругого материала, соединенная с древоподобной ветвящейся системой трубок, заполненных вязкой несжимаемой жидкостью. Исследовано распространение волн в системе с учетом отражения на ветвлениях. Показано, что всегда существует набор резонансных частот, на которых проводимость имеет экстремумы. При этом любые патологические изменения органного кровообращения приводят к значительным изменениям амплитуд резонансных гармоник и практически не влияют на амплитуду остальных. Исследовано распространение волн давления в модели системы кровообращения, включающей внутриорганный русло. Полученные результаты позволяют предложить новую методику пульсовой диагностики, связанную с определением состояния отдельных органов путем анализа спектра пульса, регистрируемого на произвольной поверхностной артерии.

Введение

Пульсирующее течение крови в сосудах определяется характером нагнетательной деятельности сердца, геометрией сосудистой системы, механическими свойствами крови и стенок сосудов [1,2]. За счет податливости стенок артерий волновое течение крови в крупных артериях преобразуется в квазистационарное течение в малых периферических и внутриорганных сосудах. Каждая неоднородность как в геометрии русла (расширения, сужения и ветвления сосудов), так и в механических свойствах стенки (атеросклеротические бляшки, резкие изменения податливости) приводят в появлению в соответствующем сечении сосуда отраженной волны. Ветвящаяся структура артериального русла определяет наличие многократных отражений падающей волны и появление сложной волновой картины в артериях на различном удалении от сердца. Таким образом, волны давления и потока меняют свою амплитуду и форму по мере продвижения по артериальной системе.

Анализ картины пульсовых колебаний давления и смещения стенки сосуда может использоваться для получения диагностической информации о состоянии системы кровообращения. Методы пульсовой диагностики восточной медицины позволяют оценить состояние организма в целом, отдельных его регулирующих

систем (нервной, гуморальной и тканевого обмена), а также отдельных внутренних органов по параметрам пульса лучевой артерии (ЛА) в области запястья и пульса некоторых других периферических артерий [3, 4]. При этом оценка состояния проводится в специфических терминах восточной медицины «избыток–недостаток». Процедура пальпации пульса связана с определенным неоднородным по длине поджатием ЛА с помощью пальцев врача или манжетой (датчиками) прибора (рис. 1, 2). Полученные кривые пульса анализируются методами контурного (относительное расположение отдельных пиков и впадин) и спектрального анализа [5].

Недавние исследования позволили предложить новый метод пульсовой диагностики, основанный на наличии у артериальных систем отдельных органов уникального набора гармоник, амплитуды которых сильно меняются при изменении состояния органа (нормального или патологического), а амплитуды остальных гармоник остаются при этом практически неизменными [6-8]. Эти частоты названы резонансными для данного органа (в смысле физиологического, а не механического резонанса), на основе резонансного подхода разработана классификация типов патологий отдельных внутренних органов и методы контроля хода течения заболевания на основе параметров пульса, регистрируемого



Рисунок 1. Процедура пульсовой диагностики восточной медицины

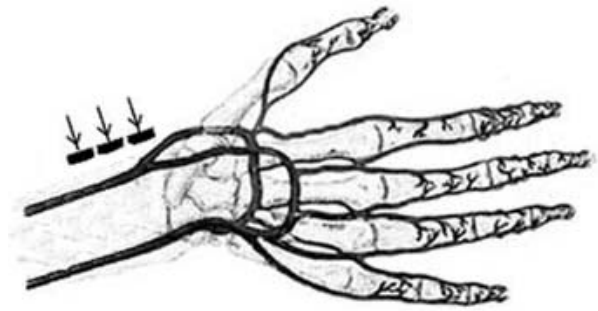


Рисунок 2. Три зоны поджатия и анализа пульса ЛА в области запястья. Схема

манжеточным датчиком на любой удобной для регистрации поверхностной артерии [9-11]. По результатам массовых клинических исследований и лабораторных измерений на моделях сердечно-сосудистой системы как податливой трубки с системой упругих камер получены наборы резонансных гармоник для отдельных внутренних органов (табл. 1). Теоретические исследования показали, что набор резонансных гармоник определяется длиной питающей артерии и общей структурой внутриорганный артериального русла [8, 12–13], относительно независим от индивидуальных вариаций в строении русла и, следовательно, может использоваться для пульсовой диагностики без предварительного ангиографического исследования геометрии русла конкретного пациента. Важным фактором при этом является топология сосудистой системы органа – древоподобная без анастомозов или с наличием некоторого числа анастомозов, начиная с артерий j -го порядка ветвления [14–16].

Рациональная биомеханическая интерпретация как традиционной методики пульсовой диаг-

ности восточной медицины, так и методик, связанных с анализом резонансных свойств артериальных русел, в настоящее время отсутствует.

Модель внутриорганный артериального русла в виде трубки с терминальным элементом.

В качестве простейшей модели внутриорганный артериального русла рассмотрим ветвящуюся систему податливых трубок, соединенную с толстостенной трубкой из вязкоупругого материала (рис.3). При этом трубка соответствует питающей артерии, а терминальное ветвящееся русло описывается комплексной волновой проводимостью $Y_t = Y_1 + iY_2$. Все патологические изменения внутриорганный кровотока вызывают изменения резистивной части проводимости Y_1 и слагаемого Y_2 , связанного с изменением податливости русла. На входе в трубку задано давление $P(t) = P_f e^{i\omega t}$, где $\omega = 2\pi f$, f – заданная частота. Для осесимметричного волнового течения крови как вязкой жидкости по тонкой длин-

Таблица 1
Основная и дополнительные резонансные гармоники различных внутренних органов (по [7, 9–11])

Орган	Основная гармоника	Критерий патологического состояния	Дополнительные гармоники	Критерий патологического состояния
Сердце	0	–	–	–
Печень	1	$P_1 > 15\%$	4, 6	$P_1 + P_4 > 20\%$ или $P_1 + P_6 > 20\%$
Почки	2	$P_2 > 15\%$	3, 6	$P_2 + P_3 > 30\%$ или $P_2 + P_6 > 30\%$
Селезенка	3	$P_3 > 30\%$	–	–
Легкие	4	$P_4 > 30\%$	–	–
Желудок	5	–	–	–
Желчный пузырь	6	$P_6 > 30\%$	–	–
Мочевой пузырь	7	–	–	–

ной трубке с невозмущенной площадью $S_0 = \pi R^2$ и длиной L , где $R \ll L$, используем уравнения движения жидкости в квазиодномерном приближении [2]:

$$\frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x}(SU) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial U}{\partial t} + U \left(\frac{\partial U}{\partial x} + \frac{8\pi\nu}{S} \right) + \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} = 0 \quad (2)$$

$$S = F[P] \quad (3)$$

где x – координата вдоль оси трубки, $S(t, x)$ – площадь сечения, $U(t, x)$ – средняя по сечению трубки скорость, $P(t, x)$ – давление, F – оператор, определяющий податливость трубки, ν – кинематическая вязкость жидкости.

В качестве граничных условий на конце трубки зададим условия непрерывности давления и расхода жидкости:

$$Q_t(t) = Y_t P|_{x=L}, \quad Q|_{x=L} = Q_t(t) \quad (4)$$

где Q_t – объемный расход в терминальном русле.

Для учета вязкоупругого поведения материала трубки используем принцип Био для модели Фойхта и положим

$$F[P] = \zeta(P - P_0) + S_0, \quad \zeta = \zeta_0(1 + i\omega\tau)$$

где P_0 – невозмущенное давление, причем

$F[P_0] = S_0$, ζ, ζ_0 – динамическая и статическая податливости стенки, τ – время релаксации. Будем искать решение (1)–(4) в виде:

$$\begin{aligned} P(t, x) &= P_0 + P^* e^{i(\omega t - \beta x)} e^{-\alpha x}, \\ U(t, x) &= U^* e^{i(\omega t - \beta x)} e^{-\alpha x} \end{aligned} \quad (5)$$

или, с учетом отражения волны на конце трубки, как суперпозицию падающей и отраженной волн:

$$P^*(t, x) = P_f (e^{i\omega\omega(x/c)} + \Gamma e^{i\omega\omega(x-2L)/c}) \quad (6)$$

$$Q^*(t, x) = Y_0 P_0 (e^{i\omega(t-x/c)} - \Gamma e^{i\omega(t+(x-2L)/c)}) \quad (7)$$

где a, b – коэффициент затухания волновое число, $\Gamma = P_b/P_f$ – коэффициент отражения волны на конце трубки, P_b – амплитуда отраженной волны, $c = \omega/k$ – скорость волны, $Y_0 = (\pi\pi^2)/(\rho c)$ – характеристическая проводимость трубки, $Q = US$ – объемный расход через сечение трубки.

После линеаризации системы (1)–(2) и подстановки в нее (5)–(7) получим:

$$c = c_0 \sqrt{\frac{2}{\sqrt{\eta^2 + 1} + 1}}, \quad c_0 = \sqrt{\frac{S_0}{\rho\zeta}}, \quad c_0 = \sqrt{\frac{S_0}{\rho\zeta}},$$

$$\alpha = \frac{\omega}{c_0} \sqrt{\frac{\sqrt{1 + \eta^2} - 1}{2}}, \quad \Gamma = \frac{Y_0 - Y_t}{Y_0 + Y_t}.$$

Представив входную проводимость

$$Y_{in} = Q(t, 0) / P(t, 0)$$

рассматриваемой системы в стандартной форме

$Y_{in} = Y^* e^{i\Psi}$, для безразмерной амплитуды

$Y_{in} = Y^* e^{i\Psi}$ и величины Ψ получим следующие выражения [12]:

$$\begin{aligned} y_0 &= \left(\frac{A_1^2 + A_2^2 + 2A_2\phi + \phi^2}{1 + 2A_2\phi + (A_1^2 + A_2^2)\phi^2} \right)^{1/2} \\ \Psi &= \arctg \left(\frac{A_2(1 - \phi^2) + (1 - A_1^2 - A_2^2)\phi}{A_1(1 + \phi^2)} \right), \end{aligned} \quad (9)$$

$$\text{где } A_1 = \frac{(1 + y_1^2 + y_2^2)\tau + y_1(1 + \tau^2)}{1 + 2y_1\tau + (y_1^2 + y_2^2)\tau^2},$$

$$A_2 = \frac{y_2(1 - \tau^2)}{1 + 2y_1\tau + (y_1^2 + y_2^2)\tau^2},$$

$$y_1 = \frac{Y_1}{Y}, \quad y_2 = \frac{Y_2}{Y}, \quad \phi = \tg(kL), \quad \tau = th(\alpha L)$$

Для выяснения зависимости величины Y от геометрических и механических параметров внутри-органного русла рассмотрим систему артерий, составляющих Y_t , как самоподобную ветвящуюся систему податливых трубок [17–18] (рис. 3). При этом соотношение между диаметрами и длинами смежных артериальных сосудов (до и после ветвления) можно представить в обобщенном виде

$$L_j = aR_j^b, \quad R_{j+1} = 2^{-j/3} R_j,$$

где j – номер порядка ветвления [19]. По данным многочисленных измерений для артериальных систем легких разных млекопитающих и человека значения параметров a, b лежат в довольно узком диапазоне (табл. 2). Используя рекурсивную процедуру, предложенную в [20], вычислим величину проводимости $Y_t(L_0, j)$ как функцию длины питающей артерии и номера порядка ветвления j , который определяется по следующей системе правил [13]:

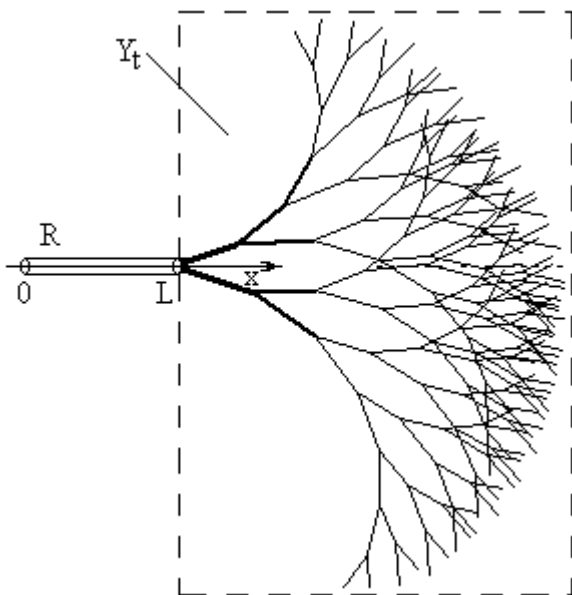


Рисунок 3. Модель внутриорганных артерий. Схема.

Таблица 2

Диапазон изменения параметров артериального русла легких ряда животных и человека (по [20])

	a	b
Крыса	2,6	1,03
Кошка	7,59	1,03
Собака	5,18	0,84-1
Человек	3,57-5,13	0,85-1,16

- 1) питающая артерия имеет порядок $j = 0$;
- 2) две артерии с порядками ветвления j_1 и j_2 при слиянии образуют артерию с порядком

$$j = \begin{cases} j_1, & j_1 = j_2 \\ \min\{j_1, j_2\}, & j_1 \neq j_2 \end{cases}$$

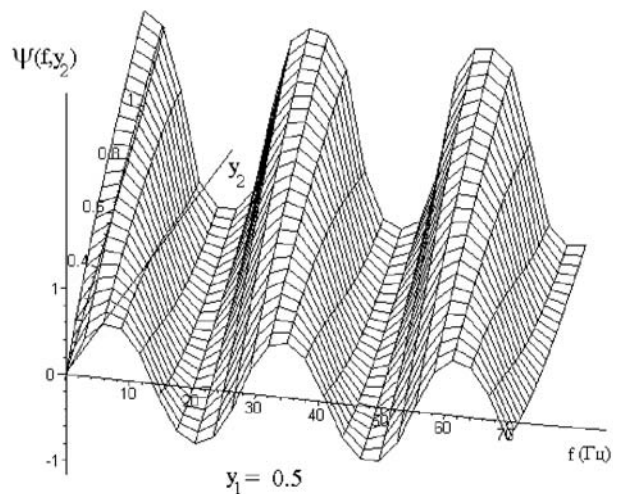
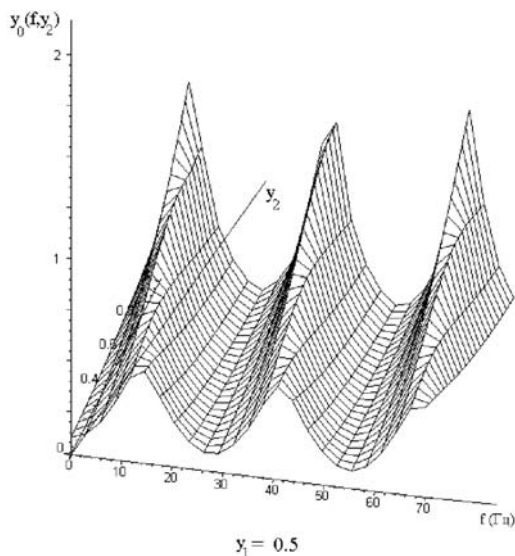


Рисунок 4. Зависимости:

а) $y_0(f, y_2)$ и б) $\psi(f, y_2)$ при фиксированном $y_1 = 0.5$.

Теперь, задавая, число порядков ветвления в артериальном дереве внутреннего органа, параметры a, b , характеризующие его геометрию, и длину питающей артерии, используя (9), исследуем входную проводимость $Y_{in} = Y^* e^{i\psi}$ модели как функцию частоты, геометрии артериального русла и параметров $y_{1,2}$, описывающих кровообращение в нем.

Результаты численных расчетов зависимостей $y_0(f, y_1, y_2)$, $\psi(f, y_1, y_2)$ по формулам (9) при вариациях безразмерной проводимости русла в диапазоне $y_{1,2} \in [0;1]$ и частоты f в диапазоне $f \in [1;70]$ Гц, содержащем первые 6–7 гармоник спектра пульсовой волны для $f_0 = 1 \div 1.25$ Гц, что соответствует частоте сокращений сердца человека в покое, показали, что на определенных частотах эти величины имеют экстремумы (рис. 4, а-б). При этом вариации параметров $y_{1,2}$ вызывают изменения величин y_0, ψ и практически не влияют на значения частот в пределах одной Фурье-гармоники.

Модель органного артериального русла, включенного в систему кровообращения

Рассмотрим исследованную модель сосудистого русла органа как отдельный элемент, включенный в общую систему кровообращения (рис. 6). Здесь L_{1-3}, d_{1-3} – длины и диаметры участков аорты (L_1, d_1) – до ответвления периферической артерии, на которой в точках а-с проводится исследование пульса; (L_2, d_2) – после ветвления артерии и до отхождения питающей артерии русла внутреннего органа с полной про-

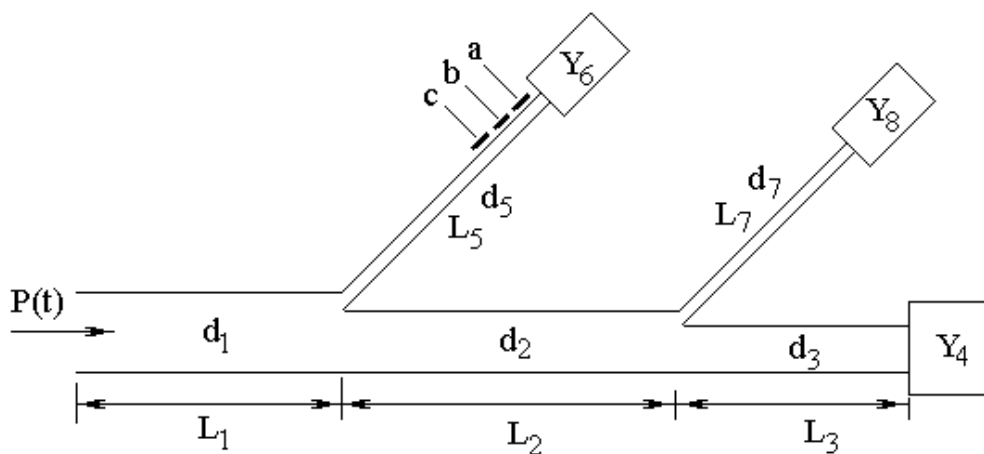


Рисунок 6. Схема артериального русла

проводимостью Y_6 ; (L_3, d_3) – до области бифуркации аорты, где проводимость Y_4 соответствует руслу артерий после бифуркации; (L_5, d_5) – эффективные параметры артерии верхней конечности с терминальной проводимостью Y_6 ; (L_7, d_7) – параметры питающей артерии внутреннего органа с проводимостью русла Y_8 . На всех ветвлениях происходит отражение волн. При этом, если проводимость Y_{56} системы $Y_5 + Y_6$ имеет набор резонансных частот, который определяется величиной L_5 , то есть набором гармоник, на которых Y_{56} максимальна (минимальна), то амплитуды резонансных гармоник в спектре пульса, регистрируемого на участке

$a-c$, будут минимальны (максимальны) соответственно.

Будем считать, что на каждом ветвлении выполняются условия непрерывности расхода и давления. Проводимости $Y_{4,6,8} = Y'_{4,6,8} + iY''_{4,6,8}$ и давление на входе $P(t) = P_0 e^{i\omega t}$ считаются заданными величинами. Введем продольную координату x для каждой из трубок, считая, что входное сечение трубки имеет координату $x = 0$. Записывая (6)–(7) с учетом (9) для каждой трубки, получим условия непрерывности давления и расхода в соединениях трубок 1-2-5 и 2-3-7 в виде:

$$\begin{aligned}
 P_0(1 + \Gamma_1)\xi_1 &= P_2^0(1 + \Gamma_2\xi_2^2) = P_5^0(1 + \Gamma_5\xi_5^2) \\
 P_2^0(1 + \Gamma_2)\xi_2 &= P_3^0(1 + \Gamma_3\xi_3^2) = P_7^0(1 + \Gamma_7\xi_7^2) \\
 Y_1^0 P_0(1 - \Gamma_1)\xi_1 &= Y_2^0 P_2^0(1 - \Gamma_2\xi_2^2) + Y_5^0 P_5^0(1 - \Gamma_5\xi_5^2) \\
 Y_2^0 P_2^0(1 - \Gamma_2)\xi_2 &= Y_3^0 P_3^0(1 - \Gamma_3\xi_3^2) + Y_7^0 P_7^0(1 - \Gamma_7\xi_7^2)
 \end{aligned} \tag{10}$$

где P_j^0 и Γ_j – амплитуда волны в сечении $x = 0$ и коэффициент отражения пульсовой волны в сечении $x = L$ трубки с номером j , $\xi_j = \exp(-i\omega L_j / c_j)$, c_j – скорость волны в трубке с номером j .

Для трубок 3, 5, 7 коэффициенты отражения могут быть выписаны в явном виде:

$$\Gamma_3 = \frac{Y_3^0 - Y_4}{Y_3^0 + Y_4}, \quad \Gamma_5 = \frac{Y_5^0 - Y_6}{Y_5^0 + Y_6},$$

$$\Gamma_7 = \frac{Y_7^0 - Y_8}{Y_7^0 + Y_8}.$$

С помощью первых двух соотношений (10) выразим неизвестные $P_{2,3,5,7}^0$ через неизвестные $\Gamma_{1,2}$:

$$\begin{aligned}
 P_2^0 &= P_0 \frac{(1 + \Gamma_1)\xi_1}{1 + \Gamma_2\xi_2^2}, \\
 P_3^0 &= P_0 \frac{(1 + \Gamma_1)(1 + \Gamma_2)\xi_1\xi_2}{(1 + \Gamma_2\xi_2^2)(1 + \Gamma_3\xi_3^2)},
 \end{aligned} \tag{11}$$

$$P_5^0 = P_0 \frac{(1 + \Gamma_1)\xi_1}{1 + \Gamma_5\xi_5^2},$$

$$P_7^0 = P_0 \frac{(1 + \Gamma_1)(1 + \Gamma_2)\xi_1\xi_2}{(1 + \Gamma_2\xi_2^2)(1 + \Gamma_7\xi_7^2)}$$

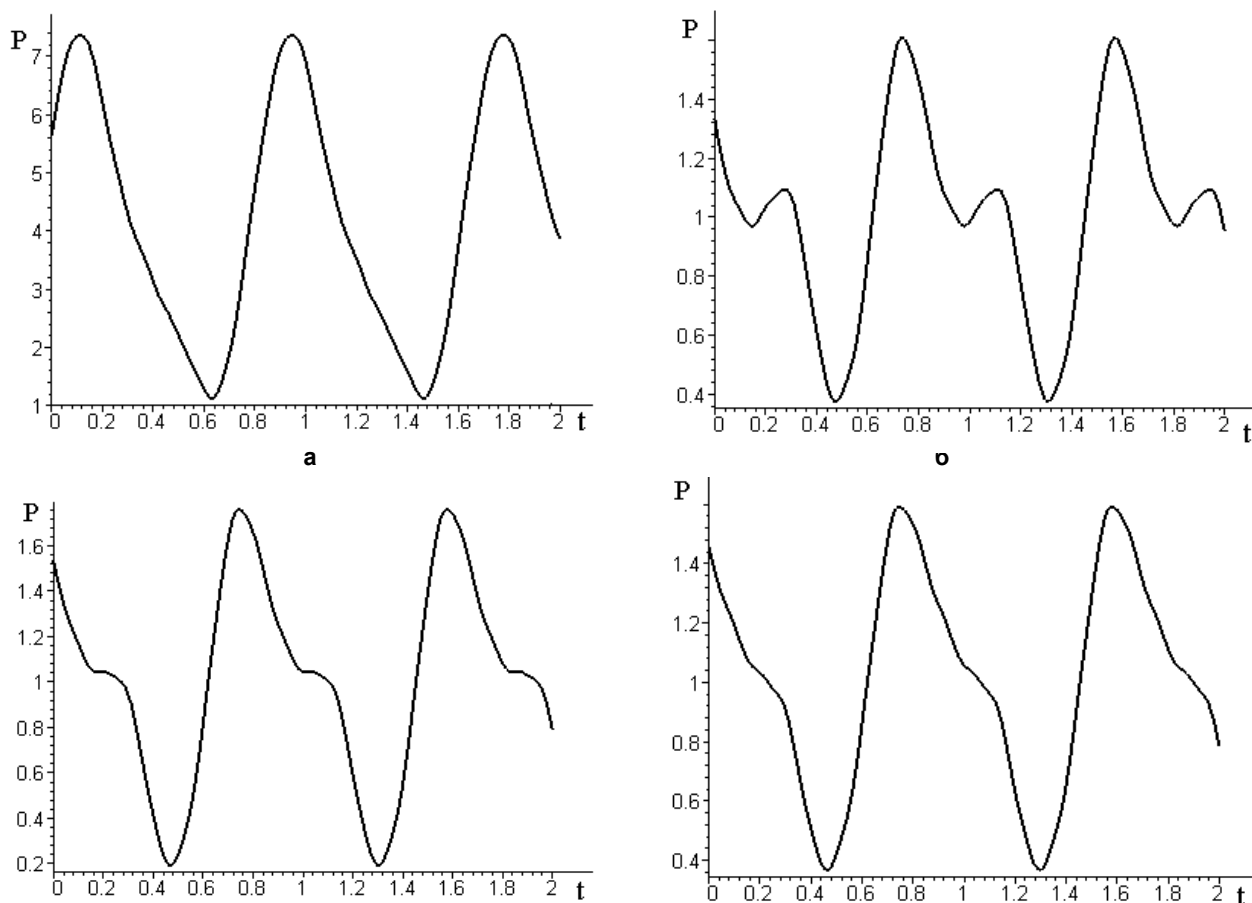


Рисунок 7. Пульсовая волна

а) на входе в систему

б) при $\text{Im}(Y_8) = 0,5$, $\text{Re}(Y_8) = 0,9$.

в) при $\text{Im}(Y_8) = 0,5$, $\text{Re}(Y_8) = 0,5$

г) при $\text{Im}(Y_8) = 0,5$, $\text{Re}(Y_8) = 0,1$

и подставим в последние два соотношения (10). При этом получим нелинейную систему уравнений с комплексными коэффициентами для определения $\Gamma_{1,2}$. Решение системы было получено с помощью модифицированного метода Ньютона. В качестве значений Y_8 рассматривались проводимости дихотомически ветвящихся систем, полученные выше при итеративных расчетах для различных параметров d_7 , L_7 , соответствующих питающим артериям различных внутренних органов [12-13], а также русел с анастомозами [14-15]. Для расчетов Y_6 , L_5 , d_5 использовались параметры артерий верхней конечности человека – длины, диаметры, модули податливости и вязкости стенки сосудов и рассчитанные на их основе передаточные функции аорта–лучевая артерия [21]. Качественный анализ полученных кривых пульса, содержащих первые 10 Фурье-гармоник (в соответствии с экспериментальными данными [7-11] (табл.1) проводился при вариации всех геометрических и механических параметров в широком диапазоне значений, соответствующих норме и патологии. В ка-

честве иллюстрации пульсовые кривые для случаев $\text{Im}(Y_8) = 0,5$, $\text{Re}(Y_8) = 0,1$; $0,5$; $0,9$ приведены на рис. 7, б-г соответственно, а картина входной волны – на рис. 7, а. Параметры волны определялись в трех точках а-с с координатами $L_8 - 31$, $L_8 - 21$, $L_8 - 1$ соответственно, где $l = 1$ см – средняя ширина области пальпации. Поскольку $L_8 = 13-35$ см, то $1/L_8 \approx 1$ и картины пульса на участках а-с отличаются незначительно, и лишь за счет высокочастотных составляющих.

Таким образом, при изменении проводимости органного русла картины следует ожидать изменения картины пульсовой волны на участке ЛА, причем степень выраженности и расположение локальных максимумов и минимумов пульсовой кривой (контурный анализ) может быть сопоставлено с характерными картинами пульса, зарегистрированными для разных патологий [22]. Детальные результаты подобного сопоставления результатов расчетов по приведенной модели с данными измерений будут представлены в наших последующих работах. Сле-

дует заметить, что, в силу неоднозначности решения обратной задачи гемодинамики [23] амплитудно-фазовый спектр пульса не может быть использован ни для получения подробной информации о геометрии русла конкретного пациента, ни для характеристики патологии в терминах современной медицины. Тот факт, что изменения интегральных параметров органного кровотока, заключенных в действительной и мнимой частях входной проводимости русла органа могут быть выявлены при анализе пульса в первую очередь, указывает на возможность выявления и классификации типа и степени патологии в терминах недостаток-избыток традиционной восточной медицины. К сожалению, провести детальное сопоставление типов заболеваний и видов синдромов в настоящее время не представляется возможным в силу отсутствия сколько-нибудь полной нозологической системы восточной медицины [5].

Полученные результаты относятся к параметрам пульса не поджатой ЛА, что соответствует прощупыванию так называемого повер-

хностного пульса. Для исследования особенностей глубокого пульса предложенная модель должна быть дополнена: вместо трубки с длиной L_8 и диаметром d_8 следует взять последовательное соединение трубок с длинами $L_8 - 3l$, $3l$ и диаметрами d_9 и $d_9 < d_8$ соответственно.

Таким образом, предложенная модель позволяет рассмотреть артериальные русла внутренних органов как отдельные элементы с комплексными проводимостями, обладающими уникальными наборами резонансных гармоник. Пульсовые волны, отраженные различными элементами, будут иметь максимумы и минимумы в области своих резонансных частот, причем на достаточном удалении (на дистальном участке ЛА) будет проявляться сдвиг фаз отдельных гармоник, распространяющихся с разными скоростями. Этот физический принцип может лежать в основании традиционной методики пульсовой диагностики восточной медицины и быть положен в качестве основы новых компьютерных методов спектрального анализа пульса производной периферической артерии.

Литература

1. Каро К. Педли Т. Шротер Р. Сид У. Механика кровообращения. – М.: Мир. – 1981.
2. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов. – М.: Мир. – 1983. – 390с.
3. Flaws B. The Secret of Chinese Pulse Diagnosis, Blue Poppy Press, Boulder. – 1997.
4. Wang Shu-he The pulse classic. A translation of the Mai Jing by Wan Shu-he, Blue Poppy Press, Boulder. – 1997.
5. Пульсовая диагностика тибетской медицины. Бурятский филиал СО АН СССР. Бурятский институт естественных наук. Сб. трудов. – Новосибирск. – 1988. – 124 с.
6. Wang Y.Y., Chang S.L., Wu Y.E. et al Resonance. The Missing Phenomenon In Hemodynamics // Circ.Res. – 1991. – V.69. – P.246-249.
7. Yu G.L., Wang Y.L., Wang W.K. Resonance in The Kidney System of Rats // Am.J.Physiol. – 1994. – V.267. – P.1544-1548.
8. Wang Y.Y., Lia W.C., Hsiu H. et al Effect of Length on the Fundamental Resonance Frequency of Arterial Models Having Radial Dilatation // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2000. – V.47. – P.313-318.
9. Lu W.A., Cheng C.H., Lin Wang Y.Y., Wang W.K. Pulse Spectrum Analysis of Hospital Patients With Possible Liver Problems // Am.J.Chin.Med. – 1994. – V.24. – P.315–320.
10. Wang W.K., Hsu T.L., Wang Y.Y. Liu-Wei-Dihuang: A Study by Pulse Analysis // Amer.J.Chin.Med. – 1998. – V.26. – P.73-82.
11. Wang W.K., Bau J.G., Hsu T.L., Wang Y.Y. Influence of Spleen Meridian Herbs on the Harmonic Spectrum of the Arterial Pulse // Amer.J.Chin.Med. – 2000. – V.28. – P.279-289.
12. Кизилова Н.Н. Отражение пульсовых волн и резонансные свойства артериальных русел // Известия РАН. Серия МЖГ. – 2003. – №5. – С.127-137.
13. Bondarenko M.Ye., Kizilova N.N. Pulse Wave

Reflections in Asymmetrically Branching Arterial Networks // Russian J.Biomech. – 2002. – №4. – P.52-62.

14. Kizilova N.N. Pulse wave reflections in branching arterial networks and pulse diagnosis methods // J.Chinese Inst. of Engineers. – 2003. – V.26, №.6. – P.869-880.

15. Кизилова Н.Н. Отражение пульсовых волн и резонансные свойства артериальных русел с анастомозами // Мат. моделирование. – 2003. – Т.15, №6. – С.65-71.

16. Kizilova N.N. Fluid wave motion in multibranching systems of elastic tubes // The 5-th European Fluid Mechanics Conference. – Toulouse, France. – 2003. – P.263.

17. Bennett S.H., Goetzman B.W., Milstein J.M., Pannu J.S. Role of arterial design on pulse wave reflection in a fractal pulmonary network // J. Appl. Physiol. – 1996. – V.80, №3. – P.1033-1056.

18. Brown D.J. Input impedance and reflection coefficient in fractal-like models of asymmetrically branching compliant tubes // IEEE Trans.Biomed.Eng. – 1996. – V.43, №7. – P.715-722.

19. Dawson C.A., Krenz G.S., Karau K.L. et al Structure-function relationships in the pulmonary arterial tree // J.Appl.Physiol. – 1999. – V.86, №2. – P.569–583.

20. Taylor M.G. The input impedance of an assembly of randomly branching elastic tubes // Biophys.J. – 1996. – V.6, №1. – P.29-51.

21. Karamanoglu M., Gallacher D.E., Avolio A.P., O'Rourke M.F. Pressure wave propagation in a multibranching model of the human upper limb // Amer.J.Physiol. – 1995. – V.269, №4. – P.H1363-H1369.

22. Broffman M., McCulloch M. Instrument-assisted pulse evaluation in the acupuncture practice // Amer.J.Acupunct. – 1986. – V.14, №3. – P.255-259.

23. Quick Ch.M., Young W.L., Noordegraaf A. Infinite number of solutions to the hemodynamic inverse problem // Amer.J.Physiol. – 2001. – V.280. – P.H1472-H1479.

Контактная информация:

Кизилова Наталья Николаевна, E-mail : knn__@ukr.net