

Раздел I. Фундаментальные основы медицинского приборостроения

В результате проведенных экспериментальных исследований получены данные о модуле нормальной упругости аорты в норме и при наличии коарктационного сегмента, а также проанализирована зависимость изменения модуля упругости в зависимости от возраста. Проведен биомеханический анализ состояния аорты, позволяющий выбрать обоснованное давление при дилатации коарктации аорты у пациентов первых лет жизни в зависимости от геометрических параметров и механических свойств аорты и коарктационного сегмента.

Лебедева Елена Александровна

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».
E-mail: lenlea@inbox.ru.
197376, г. Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, 5, тел.: (812)2349071.
Доцент, к.т.н.

Lebedeva Elena Alexandrovna

Saint-Petersburg Electrotechnical University «LETI».
E-mail: lenlea@inbox.ru.
5, Prof. Popov str., St. Petersburg, 197376, Russia, Phone: (812)2349071.
Associate professor, Cand. Eng. Sc.

Лазарев Сергей Михайлович

Санкт-Петербургская государственная медицинская академия им. И.И. Мечникова.
E-mail: 13andron1976@mail.ru.
195067, г. Санкт-Петербург, Пискаревский пр., 7, тел.: (812)5435071.
Кафедра хирургических болезней №2, заведующий, д.м.н., профессор.

Lazarev Sergey Mikhailovich

Saint-Petersburg state medical academy of I.I. Mechnikov.
E-mail: 13andron1976@mail.ru.
7, Piskarevskiy pr., Saint-Petersburg, 195067, Russia, Phone: (812)5435071.
Department of Surgical Illnesses №2, head, professor, Doctor Med. Sc.

Андриевский Андрей Николаевич

Санкт-Петербургская государственная медицинская академия им. И.И. Мечникова.
E-mail: 13andron1976@mail.ru.
195067, г. Санкт-Петербург, Пискаревский пр., 7, тел.: (812)5435071.
Кафедра хирургических болезней №2, аспирант.

Andrievskii Andrey Nikolaevich

Saint-Petersburg state medical academy of I.I. Mechnikov.
E-mail: 13andron1976@mail.ru.
7, Piskarevskiy pr., Saint-Petersburg, 195067, Russia, Phone: (812)5435071.
Department of Surgical Illnesses №2, post-graduate student.

УДК 531:612

В.А. Аль-Муалем, К.Д. Али Кассим, С.А. Филлист

МОДЕЛИ РИСКОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ С УЧЕТОМ ВЯЗКОУПРУГИХ СВОЙСТВ ТКАНЕЙ

В статье предлагается технология определения вязкоупругих свойств тканей посредством измерения скорости распространения пульсовой волны и анализа ее диссипативных свойств.

Скорость распространения пульсовой волны; гармоники пульсовой волны; модель сердечного риска.

V.A. Al-Muaalemi, K.D. Ali Kassim, S.A. Filist

MODELS OF RISKS OF CARDIOVASCULAR DISEASES TAKING INTO ACCOUNT IS VISCOUS-ELASTIC PROPERTIES OF TISSUES

In article the technology of definition of viscoelastic properties of tissues by means of measurement of speed of distribution pulse wave and its analysis dissipation properties is offered. Speed of distribution pulse waves; harmonics pulse waves; model of warm risk.

Для повышения точности отнесения пациента к одному из классов сердечно-сосудистого риска необходимо учитывать не только эластические свойства артерий, которые характеризует скорость распространения пульсовой волны W_v , но и вязкоупругие свойства стенок сосудов и вязкость крови.

Для оценки вязкости крови и вязкоупругих свойств стенок сосудов воспользуемся тем фактом, что наличие у крови вязкости приводит к уменьшению скорости распространения волн давления и к увеличению их затухания, которое зависит от параметра Уомерсли α , определяемого как [1]

$$\alpha = \frac{1}{2}d\sqrt{\frac{\omega}{V}} \quad (1)$$

где d – диаметр сосуда, ω – угловая частота колебаний, ν – кинематическая вязкость жидкости.

С ростом α затухание на длине волны e^{-k} уменьшается, но затухание на единицу длины сосуда растет с уменьшением длины волны, поэтому высокочастотные составляющие волны при прохождении ими определенного расстояния вдоль сосуда затухают сильнее, чем низкочастотные. Амплитуда каждой гармонической составляющей пульсовой волны при прохождении расстояния ℓ по сосудам уменьшается в $\exp(-k\ell/\lambda)$ раз. При $\alpha > 6$ коэффициент затухания $k \approx \pi\sqrt{2/\alpha}$ и затухание i -й гармоники пульсовой волны составит $\exp(-\pi\sqrt{2/\alpha} \cdot \ell \cdot f_i / W_v)$.

Если в точку установки проксимального датчика i -я и $(i+1)$ -я гармоники придут с одинаковыми амплитудами A_i^P , то разность их амплитуд $A_i^D - A_{i+1}^D$ в точке установки дистального датчика составит

$$A_i^D - A_{i+1}^D = A_i^P (\exp(-\pi\sqrt{2/\alpha_i} \cdot \ell \cdot f_i / W_v^i) - \exp(-\pi\sqrt{2/\alpha_i} \cdot \ell \cdot f_{i+1} / W_v^{i+1})), \quad (2)$$

где W_v^i и W_v^{i+1} – скорости распространения i -й и $(i+1)$ -й гармоник соответственно.

Так как расстояние ℓ много меньше длины волны λ , то экспоненциальные функции в (2) могут быть представлены двумя первыми членами их разложения в степенной ряд и выражение (2) примет следующий вид:

$$\frac{A_i^D - A_{i+1}^D}{A_i^P} = \frac{\sqrt{2} \cdot \pi \cdot \ell}{\sqrt{\alpha_{i+1}} \cdot W_v^{i+1}} \cdot f_{i+1} - \frac{\sqrt{2} \cdot \pi \cdot \ell}{\sqrt{\alpha_i} \cdot W_v^i} \cdot f_i. \quad (3)$$

Скорость i -й гармоники пульсовой волны определяется как

$$W_v^i = c_0 \left(1 - \frac{1}{\alpha_i \sqrt{2}}\right), \quad (4)$$

где c_0 – скорость волны, рассчитанная по формуле Моенса-Кортевега.

Раздел I. Фундаментальные основы медицинского приборостроения

Принимая во внимание, что на частотах 1...6 Гц $\alpha_i = 2...10$, а $c_0 = 6...10$ м/с, можем принять, что

$$\sqrt{\alpha_i} \cdot W_v^i \approx c_0 \sqrt{\alpha_i}. \quad (5)$$

С учетом (5) уравнение (3) примет вид:

$$\frac{A_i^D - A_{i+1}^D}{A_1^P} = \frac{\sqrt{2} \cdot \pi \cdot \ell}{c_0} \cdot \frac{2\sqrt{v}}{d\sqrt{2\pi}} (\sqrt{f_{i+1}} - \sqrt{f_i}). \quad (6)$$

Из уравнения (6) можем определить v . Таким образом

$$v_i = \frac{\left[\frac{A_i^D - A_{i+1}^D}{A_1^P} \right]^2 c_0^2 d^2}{4\pi\ell^2 (\sqrt{f_{i+1}} - \sqrt{f_i})^2}. \quad (7)$$

Учитывая, что частота пульса человека близка к 1 Гц, то $f_{i+1} - f_i = 1$, выражение (7) можем представить в виде

$$\bar{v}_i = \left(\frac{A_1^P}{A_1^D} \right)^2 \cdot \frac{\left(\frac{A_i^D}{A_i^P} - \frac{A_{i+1}^D}{A_{i+1}^P} \right)^2}{\ell^2} (\sqrt{f_{i+1}} + \sqrt{f_i})^2. \quad (8)$$

При этом, чтобы амплитуды гармоник сигналов проксимального и дистального датчиков были не зависимы от параметров, не связанных с пульсовой волной (механического контакта с биообъектом, температура тела, коэффициентов усиления измерительных трактов и т.д.), они нормируются. Нормирующие коэффициенты – амплитуды первых гармоник сигналов соответствующих датчиков.

Так как при использовании компьютерных технологий определяется спектр Фурье дискретного сигнала, который является непрерывным, то каждая гармоника представлена цугом частот (рис. 1).

Из цуга частот i -й гармоники сигнала пульсовой волны выбирают одну частоту f_i . Чтобы учесть этот факт, а также то, что каждая гармоника дает свой показатель вязкости, которые необходимо усреднить по определенному правилу, выражение (8) записывают следующим образом:

$$NW = \frac{1}{\ell^2 \cdot \sum_{i=1}^5 \gamma_i} \left(\frac{A_1^P(f_i)}{A_1^D(f_i)} \right)^2 \sum_{i=1}^5 \left[\gamma_i \left[\frac{A_i^D(f_i)}{A_i^P(f_i)} - \frac{A_{i+1}^D(f_{i+1})}{A_{i+1}^P(f_{i+1})} \right]^2 (\sqrt{f_{i+1}} + \sqrt{f_i})^2 \right]. \quad (9)$$

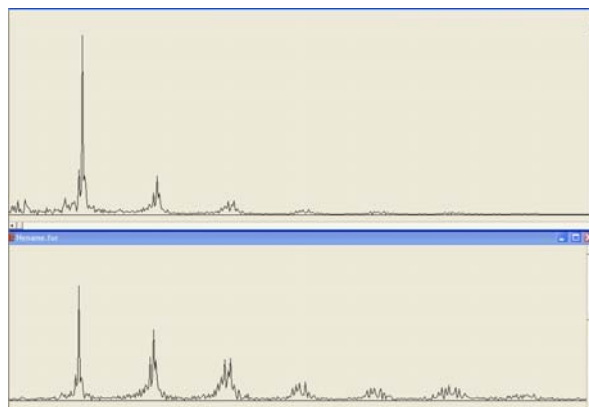


Рис. 1. Спектры частот проксимального и дистального датчиков

После определения параметров W_v и NW в компьютер вводят величину пульсового давления и возраст. Затем полученный вектор признаков подставляют в одну из моделей сердечного риска, построенных на обучающих выборках больных артериальной гипертензией. Например, для полученного наблюдения вычисляют расстояние Махаланобиса до каждой центроиды (до каждого класса). Наблюдение признается принадлежащим к тому классу, к которому оно ближе, т.е. для которого расстояние Махаланобиса минимально.

На рис. 2 показана структурная схема устройства, реализующего данный способ.

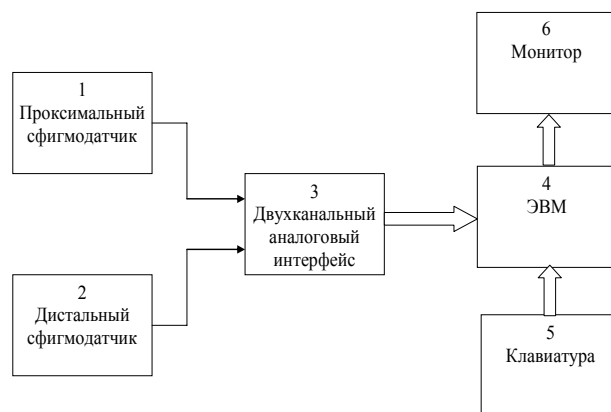


Рис. 2. Структурная схема устройства для определения вязкоупругих свойств тканей

Способ осуществляется с помощью устройства, структурная схема которого показана на рис.1. Устройство состоит из двух сфигмоматчиков 1 и 2, проксимальный датчик 1 – пьезоэлектрический датчик – устанавливается на лучевую артерию, а дистальный датчик 2 – фотоэлектрический датчик – устанавливается на подушечку большого пальца той же руки, на которую установлен проксимальный датчик, двухканального аналого-цифрового интерфейса, к двум входам которого подключены выходы датчиков 1 и 2, ЭВМ 4, к системной шине которой подключен аналоговый интерфейс 3, клавиатуры 5, подключенной к порту ЭВМ 4, и монитора 6, подключенному к выходу ЭВМ 4.

Способ осуществляется следующим образом. На одну из рук пациента накладывают два сфигмоматчика. Проксимальный пьезоэлектрический датчик накладывают на лучевую артерию, а дистальный фотоэлектрический датчик накладывают на подушечку большого пальца той же руки. Датчики подключают к двухканальному аналого-цифровому преобразователю, который оцифровывает сигналы, поступающие на него от датчиков, и вводит их в ЭВМ (см. рис.1). Пример получаемых при этом сигналов показан на рис. 3.

После тридцатисекундной оцифровки сигналов вычисляют скорость распространения пульсовой волны W_v , которая характеризует эластичность сосудов мышечного типа, как

$$W_v = \frac{\ell}{\Delta t}, \quad (10)$$

где $\overline{\Delta t}$ – средний сдвиг между началами анакротических фаз пульсовых волн дистального и проксимального датчиков, вычисленный за десять кардиоциклов.

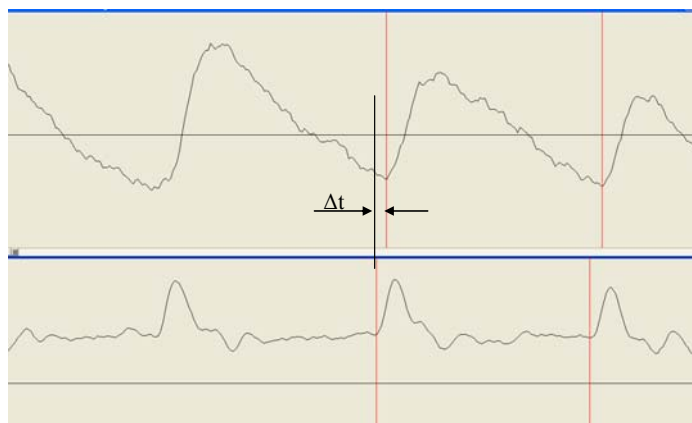


Рис. 3. Сигналы дистального и проксимального датчиков

Предлагаемый способ был апробирован более чем на 300 больных с заболеваниями артериальной гипертензией различной степени тяжести и разных возрастов. При формировании обучающих выборок оценка риска развития сердечно-сосудистых осложнений проводилась в соответствии с методикой, изложенной в рекомендациях WHO-ISH.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Механика кровообращения / К. Каро, Т. Педли, Р. Шротер, У. Сид: Пер. с англ. – М.: Мир, – 1981. – 624 с.

Аль-Муалемн Ваил Абдулкарим

ГОУ ВПО «Курский государственный технический университет».
E-mail: SFilist@gmail.com.
305004, г. Курск, ул. Челюскинцев, 19, тел.: (4712)587098.
Кафедра биомедицинской инженерии, аспирант.

Vail Abdulkarim Al – Muaalemi

SEI HVT «Kursk state technical university».
E-mail: SFilist@gmail.com.
19, street of Chelyuskintsev, Kursk, 305004, Russia, Phone: (4712)587098.
Department of Biomedical Engineering, post-graduate student.

Кассим Кабус Дерхим Али

ГОУ ВПО «Курский государственный технический университет».
E-mail: SFilist@gmail.com.
305004, г. Курск, ул. Челюскинцев, 19, тел.: (4712)587098.
Кафедра биомедицинской инженерии, аспирант.

Kaboos Derhim Ali Kassim

SEI HVT «Kursk state technical university».
E-mail: SFilist@gmail.com.
19, street of Chelyuskintsev, Kursk, 305004, Russia, Phone: (4712)587098.
Department of Biomedical Engineering, post-graduate student.

Филист Сергей Алексеевич

ГОУ ВПО «Курский государственный технический университет».

E-mail: SFilist@gmail.com.
305004, г. Курск, ул. Челюскинцев, 19, тел.: (4712)587098.
Кафедра биомедицинской инженерии, профессор, д.т.н.

Filist Sergey Alexseevich
SEI HVT «Kursk state technical university».
E-mail: SFilist@gmail.com.
19, street of Chelyuskintsev, Kursk, 305004, Russia, Phone (4712)587098.
Department of Biomedical Engineering, professor, Dr. Sci. Tech.

УДК 612.171:536.8

И.С. Лебеденко, Е.С. Новоселова

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАСОСНОЙ ФУНКЦИИ СЕРДЦА

Проведено обоснование построения расчетной схемы насосной функции сердца, составлена система дифференциальных уравнений на основе данных физиологии, получены графики изменения давления в предсердиях, желудочках, графики расхода крови.

Математическая модель; насосная функция сердца.

I.S. Lebedenko, E.S. Novoselova

MATHEMATICAL MODELING PUMP FUNCTION OF HEART

Calculation scheme of pump heart function presents. This scheme used for differential equation system composing, for calculation and physiology parameters based selection of equation coefficients. Solution of equation system allows to plot time diagrams heart volumes pressure, time diagrams of input and output heart volumes flows.

Mathematical Model; Pump Function of Heart.

С технической точки зрения сердце может быть представлено в виде четырехкамерного насоса. В этом насосном агрегате предсердия выполняют функцию насосов низкого давления (подкачки), а желудочки выполняют функции насосов высокого давления. Эти насосы управляются системой авторегуляции. С точки зрения технической аналогии упругость сосудов можно моделировать упругими камерами переменного объема, т. е. цилиндрами с подпружиненными поршнями [1].

В соответствии с вышеизложенным была получена расчетная схема механико-гидравлической системы сердца и рассчитаны коэффициенты модели [2].

При моделировании был принят ряд допущений: жесткость сердечной мышцы считается постоянной во время систолы; площади открытия клапанов постоянны во время систолы (клапаны открываются и закрываются мгновенно); масса жидкости, перемещаемая при открытии клапана, неизменна; вязкость крови постоянна; клапаны считаются безынерционными, а их диаметр – постоянным.

Исходя из известных уравнений динамики [3], составлена система уравнений, описывающая насосную функцию сердца.

Правый желудочек

Уравнение движения верхнего поршня, моделирующего воздействие со стороны электрической системы регуляции, имеет вид:

$$m_1 \cdot \frac{d^2 x_1(t)}{dt^2} + h \cdot \frac{dx_1(t)}{dt} + k_1 \cdot x_1(t) = F_1(t) - P_{пж}(t) \cdot S_1. \quad (1)$$