

## ОСОБЕННОСТИ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

В.В. Гучук (Москва)

Основная сложность при моделировании пульсовых сигналов лучевой артерии порождается большим разнообразием форм сигналов [1]. Попытка сузить это многообразие путем выделения на массиве наблюдений каких-либо “типовых” форм является эфемерной. При расширении массива пульсовых сигналов произведенная кластеризация форм и сформированные признаки отнесения форм к тому или иному классу становятся несостоятельными. Для практической реализации имитационного моделирования более перспективным является объективная параметризация пульсовых сигналов [2] с предварительным выделением двух архетипов сигналов. Первый архетип назовем S-архетипом (archetype S) - от англ. susceptible (восприимчивый), а второй - V-архетипом (archetype V) - от англ. viscous (вязкий). На рис. 1 показаны сигналы, характерные для каждого из архетипов. Здесь и далее  $A$  - амплитуда сигнала,  $t$  - время. Исходя из формальных особенностей, перевод формы из одного архетипа в другой можно осуществить применением к S-архетипу операции интегрирования, а к V-архетипу - операции дифференцирования, что иллюстрирует штриховая линия на Рис. 1.

Принципиальной разницы по амплитудным, временным или частотным параметрам между типами нет. Например, длительность периода приведенного сигнала S-архетипа около 0,85 с (70 уд/мин), а V-архетипа - 0,82 с (73 уд/мин).

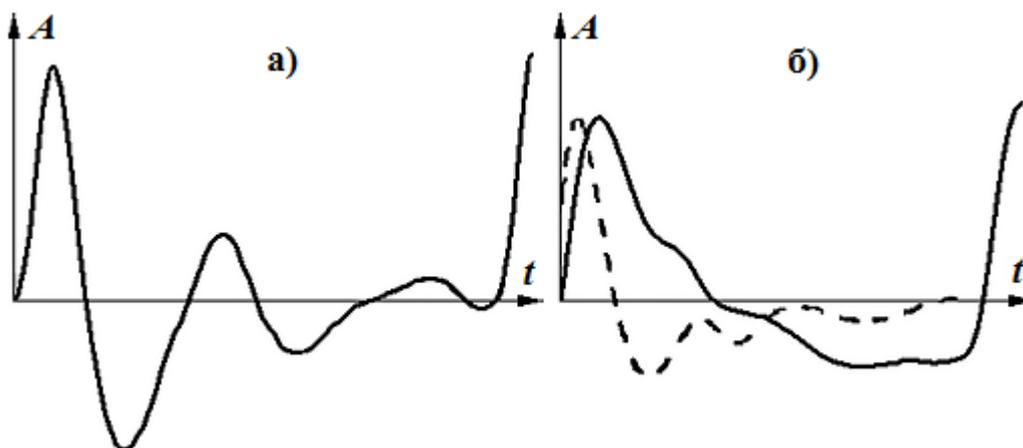


Рис. 1. S-архетип (а) и V-архетип (б) пульсовых сигналов

Далее рассматриваются вопросы имитационного моделирования фрагментов сигнала на примере пульсовых сигналов S-архетипа.

### Материалы и методы

Визуально форма одного периода сигнала S-архетипа выглядит как типичное затухающее вынужденное колебание, вызванное импульсным воздействием (в данном случае порцией крови, поступившей в лучевую артерию в область запястья). При этом на форму зарегистрированного сигнала влияют различные факторы: - особенности датчика пульса, - физические нагрузки, - эмоциональное состояние, - физиологические особенности организма, в том числе эластичность кровеносных сосудов, зависящая в большой степени от возраста и т.д. [3]. Также форма сигнала может иметь в различной степени выраженные особенности, связанные с локальными процессами, протекающими в лучевой артерии в области съема сигнала [4]. На Рис. 2 представлен один период сигнала S-архетипа с достаточно выраженным проявлением эффекта искажения формы затухающего колебательного процесса. Можно предположить, что это проявление эффекта отражения волны от ареала бифуркаций. Под ареалом бифуркаций понимается иерархия разветвлений лучевой артерии, последовательно и древовидно располагающихся за точкой съема пульса, причем, наиболее заметный эффект порождает первое ответвление. Для подчеркивания проявленных локальных особенностей на рисунке изображены “симптоматические дуги”, аппроксимирующие и подчеркивающие эти локальные особенности.

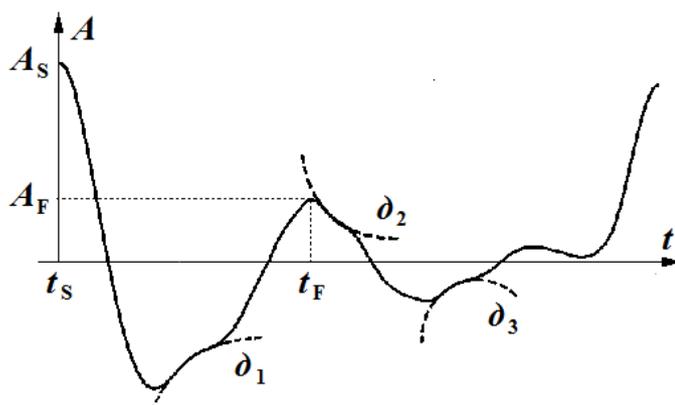


Рис. 2. “Симптоматические” дуги  $d_1$ ,  $d_2$  и  $d_3$ :  $A_S$  – амплитуда систолического зубца,  $A_F$  – амплитуда диастолического зубца

Введем понятие универсальной моделирующей аутигенной функции (УМАФ)  $f_u(t)$ , имеющей двойственный характер – с одной стороны функциональная зависимость может отобразить влияние различных факторов, с другой – она аутигенна, т.е. ее применение справедливо для моделирования в определенном локализованном интервале времени:

$$f_u(t) = a_u(t - \tau_u) * h(t - \tau_u) * \sin[2\pi * m_u * d_u(t - \tau_u) + \varphi_u] * \{1 + h(t - \tau_b) * [b_u(t - \tau_b) - 1]\} + c_u, \quad (1)$$

где:  $a_u$  – амплитудная модуляционная функция, реализующая эффект затухания вынужденного колебания, вызванного импульсным воздействием;  $h$  – функция Хевисайда;  $b_u$  – мультипликативная составляющая для дополнительного микширования (подавления) сигнала - отражает эффект суммарного противодействия различных внутрисистемных факторов проявлению внешнего воздействия, реализуемый после

уменьшения амплитуды вынужденного колебания до некоторого уровня, сопоставимого с потенциальным уровнем силы противодействия, в процессе его затухания (гипотетическое проявление “локального” гомеостаза);  $c_u$  – аддитивная составляющая, вызванная ненулевым средним значением сигнала;  $d_u$  – функция дисторсии времени, отражающая нарушение периодичности колебательного процесса из-за нелинейности системы;  $m_u$  – масштабирующая временная константа, определяющая начальную частоту моделирующего колебания;  $\varphi_u$  – начальная фаза моделирующего колебания;  $\tau_u$  – начальная точка действия УМАФ;  $\tau_b$  – начальная точка действия  $b_u$ ;  $a_u(t \leq (\tau_u + \Delta)) = a_u(\tau_u)$ ,  $a_u(t > (\tau_u + \Delta)) = a_u(\tau_u) * e^{-\gamma \sigma}$ ;  $\sigma = (t - \tau_u - \Delta)^2$ ,  $\gamma$  – степень нелинейности;  $\Delta$  – интервал инерции, отодвигающий начало заметного влияния силы, вызывающей затухание амплитуды колебаний;  $h(t < 0) = 0$ ,  $h(t \geq 0) = 1$ ;  $c_u(t) = t^\rho$ ,  $\rho$  – степень нелинейности.

Выражение для имитационной моделирующей функции  $f_p(t)$ , моделирующей один период сигнала, начиная с момента  $t_s$  (см. рис. 2):

$$f_p(t) = f_g(t) + f_r(t) + f_w(t),$$

где:  $f_g(t)$  – основная функция, моделирующая затухающее вынужденное колебание, вызванное импульсным воздействием;  $f_r(t)$  – корректирующая функция, моделирующая предположительно отраженную от ареала бифуркаций волну вынужденного колебания (см. выше);  $f_w(t)$  – вспомогательная технологическая функция, моделирующая “рябь” или иные процессы, иногда проявляющиеся в наблюдаемой зоне.

Все функции являются УМАФ. Составляющая  $f_r(t)$  может отсутствовать. Еще реже возникает необходимость использования компоненты  $f_w(t)$ . Из-за вариабельности сердечного ритма и наличия в исследуемом локальном объеме лучевой артерии следов предыстории, последние две компоненты не синхронизированы с первой и между собой, что порождает сложность моделирования фрагмента сигнала, включающего сразу несколько ее периодов. Параметры функций определяются по экспериментальным данным [5]. Так, начальная частота основной функции лежит в диапазоне 3,5...5 Гц, а частота корректирующей функции более чем 6-7 Гц. Различие частот затухающего колебания и отраженной волны можно объяснить нелинейностью системы и особым характером формирования отраженной волны.

Развернутое выражение пульсовой имитационной моделирующей функции:

$$f_p(t) = a_g(t - \tau_g) * h_g(t - \tau_g) * \sin[2\pi * m_g * d_g(t - \tau_g) + \varphi_g] + a_r(t - \tau_r) * h_r(t - \tau_r) * \sin[2\pi * m_r * d_r(t - \tau_r) + \varphi_r] +$$

$$a_w(t - \tau_w) * h_w(t - \tau_w) * \sin[2\pi * m_w * d_w(t - \tau_w) + \varphi_w].$$

где:  $\varphi_g = \pi/2$ ,  $\varphi_r = 0$ ,  $\varphi_b = 0$ ;  $\tau_g$  – момент систолического максимума выбранного периода сигнала ( $t_s$  на рис. 2);  $a_g(t = \tau_g) = A_s$ , интервал инерции для этой составляющей не более  $\Omega_4$  (четверть длительности первого периода вынужденного колебания);  $a_r(t = \tau_r) = (0,1...0,2) * A_s$ , интервал инерции для этой составляющей менее  $\Omega_4$ .

Для упрощения убраны мультипликативные и аддитивные составляющие. Величина масштабной временной константы  $m_g$  определяется, исходя из начальной частоты моделирующего колебания в диапазоне 3,5...5 Гц. Масштабная константа  $m_r$  определяется, исходя из начальной гипотетической частоты отраженной волны, величиной более чем 6-7 Гц. При этом расстояние от  $\tau_g$  до  $\tau_r$  чуть более  $\Omega_4$ . Необходимо отметить существенное различие частот затухающего колебания и отраженной волны.

Возможно, это объясняется не только нелинейностью системы, но и особым характером формирования отраженной волны.

### Оценочные параметры колебания пульсового сигнала

Приведем показатели, традиционно используемые при анализе затухающих колебаний [6], и определим их значения для имитационного моделирования периода сигнала.

Первой характеристикой выберем *декремент затухания*  $D$ , который равен отношению амплитуд, отстоящих по времени на один период ( $t_F - t_S$ ):  $D = A_F / A_S$ . Разделим сигналы S-архетипа на 3 класса по величине декремента затухания: класс 1:  $D < 0,2$ ; класс 2 (основной):  $D = 0,2 - 0,4$ ; класс 3:  $D > 0,4$ . Для основного класса несложно определить *время релаксации*  $\theta$ , за которое амплитуда  $a_g(t)$  уменьшится в  $e$  раз:  $\theta \leq (t_F - t_S)$ . Соответственно, для этого класса сигналов *коэффициент затухания*  $\beta$ , который обратно пропорционален времени релаксации:  $\beta \geq 1 / (t_F - t_S)$ . *Логарифмический декремент затухания* равен логарифму  $D$ :  $\lambda = \ln D = \beta(t_F - t_S) = \ln(A_F / A_S) = (t_F - t_S) / \theta = 1 / N_e$ . Он обратно пропорционален числу колебаний  $N_e$ , в результате которых амплитуда колебаний уменьшилась в  $e$  раз. И для основного класса близок к единице.

Еще одна характеристика колебательной системы - *добротность*  $Q$ :  $Q = \pi / \lambda = \pi N_e = \pi / \beta(t_F - t_S)$ . Она пропорциональна числу колебаний, совершаемых системой за время релаксации  $\theta$ . Добротность является мерой относительной диссипации (рассеивания) энергии - чем больше добротность, тем медленнее происходит затухание, тем затухающие колебания ближе к свободным гармоническим. Для основного класса сигналов  $Q \approx \pi$ .

Важно понимать, что параметры функции, моделирующей затухающее вынужденное колебание  $f_g(t)$ , напрямую не связаны с частотой пульса и его вариабельностью, а определяются физиологическими особенностями организма, в том числе особенностями кровеносной системы. Поэтому, например, нецелесообразно искать в параметрах, характеризующих локальные особенности сигналов внутри основных периодов, те диагностические признаки, которые достаточно просто определяются на основе анализа динамики длительностей периодов и амплитуд систолических зубцов. Некоторые параметры моделирующих функций находятся в достаточно широких пределах. Определенные параметры могут уточняться за счет использования экспертных оценок и их объективизации [7]. Для конкретизации параметров функции, моделирующей отраженную от ареала бифуркаций волну  $f_r(t)$ , возможно следует использовать кепстры. Следует также учитывать, что иногда искажение формы затухающего колебательного процесса может вызываться дефектами процесса съема пульса, наводками или просто произвольными микродвижениями мышц, оказывающими влияние на датчик пульса, и другими артефактами.

### Пример аппроксимации сигнала моделирующей функцией

На рис. 3 показана аппроксимация фрагмента сигнала моделирующей функцией УМАФ (сплошная линия – исходный сигнал, штриховая - аппроксимация). Параметры моделирующего сигнала для данной аппроксимации следующие. Основная функция  $f_g(t)$ : - в амплитудной модуляционной функции  $a_g$  масштабирующая временная константа  $m_g$  соответствует начальной частоте моделирующего колебания 4,1 Гц; - в

функции дисторсии времени  $d_g$  степень нелинейности  $\rho=0,97$ ; - в мультипликативной составляющей  $b_g$  интервал инерции  $\Delta=70$  мсек, а степень нелинейности  $\gamma=1,05$ . Корректирующая функция  $f_r(t)$ : - начальная амплитуда составляет 0,1 от начальной амплитуды основной функции, интервал инерции  $\Delta=110$  мсек; - в амплитудной модуляционной функции  $a_r$  масштабирующая временная константа  $m_r$  соответствует начальной частоте 7,0 Гц; - в функции дисторсии времени  $d_r$  степень нелинейности  $\rho=1,04$ . Вспомогательная функция  $f_w(t)$  не использовалась.

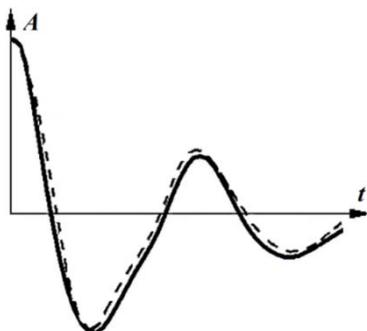


Рис.3. Аппроксимация сигнала моделирующей функцией

### Выводы

Описанный выше возможный путь имитационного моделирования фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии расширяет арсенал исследователя таких сигналов. Предложенное в работе выделение двух архетипа пульсовых сигналов позволяет более избирательно подходить к структуре имитационной модели. Введенное в работе понятие универсальной моделирующей аутигенной функции позволяет осуществлять единообразный синтез моделей сигналов. Для практики важны приведенные соотношения между отдельными параметрами моделирующей функции и конкретные численные значения параметров.

При использовании результатов работы следует учесть, что, в отличие от теоретического импульсного воздействия, импульс порции крови, поступающей в область съема пульса, растянут по времени. Наблюдаемый процесс не является затухающим колебанием в классическом виде, а лишь имитируется как таковой. Имеется большое разнообразие типов пульса и, поэтому, весьма затруднительно сконструировать универсальную модель процесса. Для дальнейшего уточнения параметров моделирующей функции и приближения ее к реальным процессам необходимо принимать во внимание ряд факторов. Имеются свойства крови, которые существенно влияют на наблюдаемые амплитудно-временные характеристики пульсового сигнала [8]. Кровь представляет собой вязкую несжимаемую жидкость. Вязкость приводит к тому, что при движении крови по артериям образуются слои, движущиеся с разной скоростью – пристеночный слой самый медленный из-за трения о неподвижный эндотелий сосудистой стенки, следующий, более внутренний слой, быстрее – его притормаживает не неподвижная стенка, а подвижный пристеночный слой крови, и т.д. Несжимаемость проявляется в том, что каждая новая порция крови (импульс крови) может поместиться в локальной области артерии, лишь растягивая ее

стенки. Есть два режима течения крови: ламинарное (слоистое) течение (вдоль потока каждый выделенный тонкий слой скользит, не перемешиваясь с соседними), и турбулентное (происходит вихреобразование и перемешивание крови). Турбулентность наблюдается в достаточно крупных артериях, а также в зоне разветвления артерий (точки бифуркации). Поэтому, если моделируется кровоток в лучевой артерии в области запястья (где мало число Рейнольдса [6]), следует рассматривать лишь ламинарный вариант. Также надо учесть, что кровеносные сосуды эластичны, и в момент прохождения порции крови растягиваются в ширину (и длину). Продвижение крови обеспечивается не только перепадом давления, но и активностью стенок артерий. На рассматриваемый процесс оказывают заметное влияние другие физиологические процессы организма, в частности, дыхание [9].

### Литература

1. Desova A.A., Guchuk V.V., Dorofeyuk A.A. A new approach to pulse signal rhythmic structure analysis. *Int. J. Biomedical Engineering and Technology*. 2014; 2: 148–158.
2. Гучук В.В., Десова А.А., Дорофеев А.А., Анохин А.М. Процедура объективизации экспертной классификации характеристик биосигналов для медико-диагностических комплексов // Датчики и системы. 2014. № 2. С. 2-7.
3. Илюхин, О.В., Лопатин Ю.М. Скорость распространения пульсовой волны и эластические свойства магистральных артерий: факторы, влияющие на механические свойства, возможности диагностической оценки // Вестник ВолГМУ.-2006.-№ 1.- С.3–8.
4. Бороноев В.В. Анализ пульсовой волны в автоматизированном режиме // Медицинская техника. - 2014. - № 4. - С. 33-36.
5. Гучук В.В., Десова А.А., Дорофеев А.А., Киселева Н.Е. Аппаратно-программное обеспечение методов анализа квазипериодических биосигналов (на примере пульсового сигнала лучевой артерии) // Датчики и системы. - 2014. - № 8. - С. 17-22.
6. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: ГЭОТАР-Медиа. - 2014. 656 с.
7. Гучук В.В. Технология объективизации экспертной кластеризации слабо формализуемых объектов / Вестник УГАТУ. Уфа, Россия: Из-во УГАТУ, 2014. Т. 18, № 5 (66). С. 149-154.
8. Волобуев А.Н. - Течение жидкости в трубках с эластичными стенками // Успехи физических наук. - 1995. - №2, - С. 177-186.
9. Булдакова Т.И. - Модель пульсового механизма на основе волнового описания сигнала // Наука и образование. Электронное научное издание. - 2005. - № 8. - С. 1-14.