

DOI:

ОСОБЕННОСТИ ФРАГМЕНТАРНОГО ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ

Гучук В.В.

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, г. Москва

polma@bk.ru

Аннотация: В работе описывается возможный путь имитационного моделирования пульсового сигнала лучевой артерии. Выделяются два архетипа пульсовых сигналов, что позволяет более избирательно подходить к структуре имитационной модели. Для создания единообразия в синтезе моделей сигналов вводится понятие универсальной моделирующей функции. Анализируются соотношения между отдельными параметрами этой функции.

Ключевые слова: пульсовый сигнал, архетип, локальные процессы, имитационное моделирование, аппроксимация, универсальная моделирующая функция.

Введение

В работе анализируются особенности фрагментарного имитационного моделирования пульсового сигнала лучевой артерии, предложенного в [1].

Для использования пульсовых сигналов лучевой артерии в задачах медицинской диагностики необходима их формализация. Такая формализация предполагается, в частности, при создании моделей пульсовых сигналов. Для успешного имитационного моделирования таких сигналов в [1] предлагается выделить из них два архетипа, в смысле исходных базовых образцов, отличия от которых в конкретных пульсовых сигналах вызываются физиологическими особенностями организма. При этом проявляется свойство полиаттракции [2] - одна часть сигналов лучше коррелирует с первым архетипом, а другая часть, соответственно со вторым. Первый архетип будем называть 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. Условно 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. 1б.

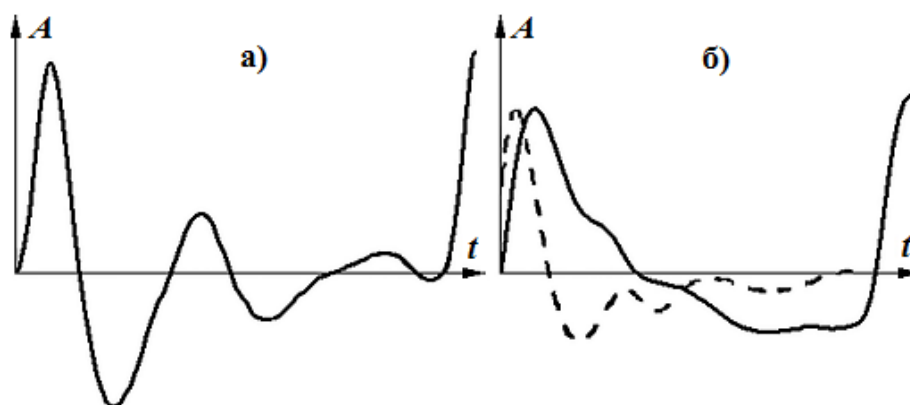


Рис. 1. S-архетип (а) и V-архетип (б) пульсовых сигналов

1 Технология моделирования пульсового сигнала

В работе рассматриваются случай S-архетипа. Форма одного периода сигнала S-архетипа визуально выглядит как типичное затухающее вынужденное колебание, которое вызвано импульсным воздействием (в нашем случае порцией крови, поступившей в лучевую артерию в область запястья). Это использовалось и раньше для моделирования пульсовых сигналов [3]. Надо отметить, что на форму пульсового сигнала влияют различные факторы: - специфические особенности датчика пульса, - физические нагрузки в момент съема данных, - эмоциональное состояние, - физиологические особенности организма, в первую очередь эластичность кровеносных сосудов, зависящая в том числе от возраста и т.д. [4]. Форма пульсового сигнала может также иметь в различной степени выраженные особенности, связанные с локальными процессами, протекающими в лучевой артерии в области съема сигнала [5].

Также о сложности задачи моделирования, связанной в первую очередь с вариабельностью сердечного ритма (ВСР), можно судить по рис. 2, на котором представлены два фрагмента одной пульсограммы. Рисунок демонстрирует вариабельность формы внутри одной пульсограммы. S_i – i -ый систолический зубец.

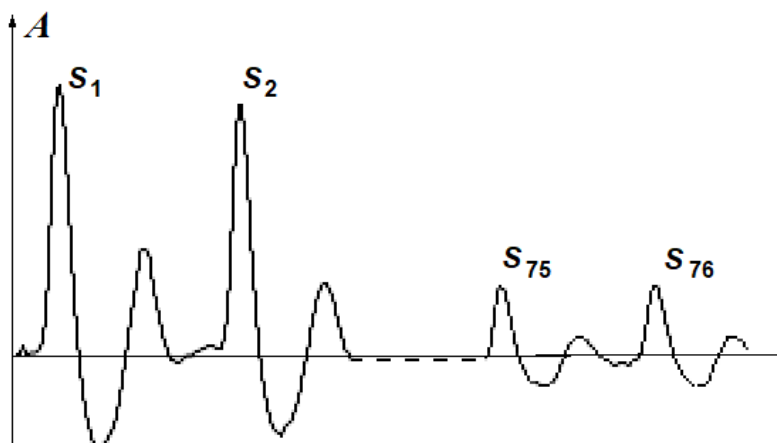


Рис. 2. Два фрагмента одной пульсограммы

На рис. 3 представлен один период сигнала S-архетипа с достаточно выраженным проявлением эффекта искажения формы затухающего колебательного процесса.

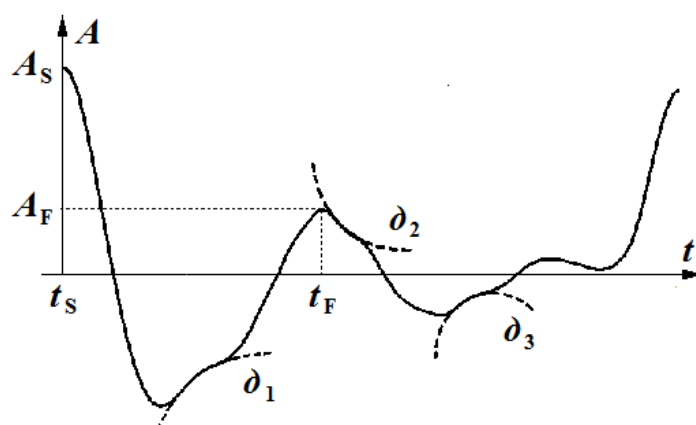


Рис. 3. Иллюстрация “симптоматических дуг” d_1 , d_2 и d_3

Возможно 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” дуги d_1 , d_2 и d_3 , аппроксимирующие и подчеркивающие эти локальные особенности, A_S – амплитуда “систолического” зубца, t_S – время его появления, A_F – амплитуда “дикротического” зубца, t_F – время его появления.

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 лишь в определенном локализованном интервале времени:

$$f_u(t) = a_u(t - \tau_u) * h(t - \tau_u) * \sin(2\pi m_u * d_u(t - \tau_u) + \varphi_u) * (1 + h(t - \tau_b) * (b_u(t - \tau_b) - 1)),$$

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 сопоставимого (с потенциальным уровнем силы противодействия) уровня 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;

φ_u – начальная фаза моделирующего колебания;

τ_u – начальная временная точка действия УМАФ;

τ_b – начальная временная точка действия b_u .

В вышеприведенной формуле:

$$a_u(t \leq (\tau_u + \Delta)) = a_u(\tau_u);$$

$$a_u(t > (\tau_u + \Delta)) = a_u(\tau_u) e^{-\gamma \sigma};$$

$\sigma = (t - \tau_u - \Delta)^2$; γ – степень нелинейности;

Δ – интервал инерции, отодвигающий начало заметного влияния силы, вызывающей затухание амплитуды колебаний;

$$h(t < 0) = 0, h(t \geq 0) = 1; c_u(t) = t^\rho;$$

ρ – степень нелинейности.

Запишем выражение для имитационной моделирующей функции $f_p(t)$, моделирующей один период сигнала, начиная с момента t_s (рис. 3):

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

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.

Рис. 4 отображает характер перечисленных составляющих имитационной моделирующей функции.

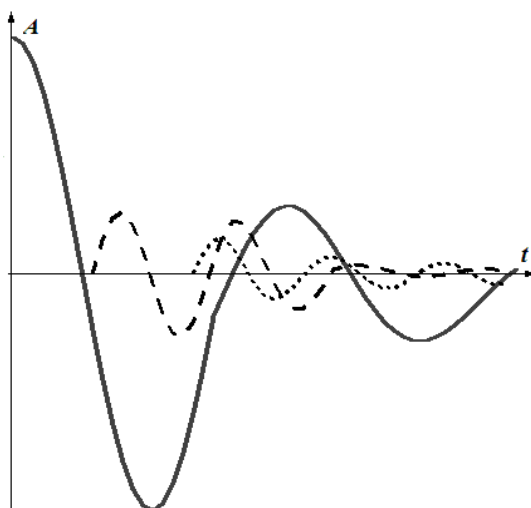


Рис. 4. Основная моделирующая (сплошная линия), корректирующая (штриховая линия) и вспомогательная технологическая (пунктирная линия) функции

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 [3]. Так, начальная частота основной функции расположена в диапазоне 3,5...5 Гц, а частота корректирующей функции превышает 6-7 Гц.

Развернутое выражение пульсовой имитационной моделирующей функции:

$$f_p(t) = a_g(t-\tau_g) * h(t-\tau_g) * \sin(2\pi m_g * d_g(t-\tau_g) + \varphi_g) + a_r(t-\tau_r) * h(t-\tau_r) * \sin(2\pi m_r * d_r(t-\tau_r) + \varphi_r) + a_w(t-\tau_w) * h(t-\tau_w) * \sin(2\pi m_w * d_w(t-\tau_w) + \varphi_w),$$

где:

$$\varphi_g = \pi/2, \varphi_r = 0, \varphi_w = 0;$$

τ_g – момент систолического максимума выбранного периода сигнала (t_s на рис. 3);

$a_g(t=\tau_g) = A_s$, интервал инерции для этой составляющей не более Ω_4 (четверть длительности первого периода вынужденного колебания);

$$a_r(t=\tau_r) = (0,1 \dots 0,2) A_s, \text{ интервал инерции для этой составляющей менее } \Omega_4.$$

Для упрощения убраны мультипликативные и аддитивные составляющие. Величина масштабной временной константы m_g определяется, исходя из начальной частоты моделирующего колебания (3,5...5 Гц). Масштабная константа m_r определяется, исходя из начальной гипотетической частоты отраженной волны (более 6–7 Гц). При этом расстояние от τ_g до τ_r чуть более Ω_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.

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* θ , за которое амплитуда $a_g(t)$ уменьшится в e раз: $\theta \leq (t_F - t_S)$. Соответственно, для этого класса сигналов *коэффициент затухания* β , 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 *логарифмический декремент затухания* близок к единице.

Еще одна характеристика колебательной системы - добротность Q :

$$Q = \pi / \lambda = \pi N_e = \pi / \beta(t_F - t_S).$$

Добротность пропорциональна числу колебаний, совершаемых системой за время релаксации θ . Она 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 находится в достаточно широких пределах. Определенные параметры могут уточняться за счет использования экспертных оценок и их объективизации [2]. Для конкретизации параметров функции, моделирующей отраженную от арعала бифуркаций волну $f_r(t)$, возможно следует использовать кепстры [7].

Следует также учитывать, что иногда искажение формы затухающего колебательного процесса может вызываться дефектами процесса съема пульса, наводками или просто произвольными микро-движениями мышц, оказывающими влияние на датчик пульса, и другими артефактами.

Заключение

В работе:

- описаны особенности имитационного моделирования фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии;
- используется понятие универсальной моделирующей аутигенной функции УМАФ, позволяющей осуществлять единообразный синтез моделей сигналов;
- проиллюстрировано применение УМАФ для моделирования конкретного пульсового сигнала;
- приведены оценочные соотношения между отдельными параметрами моделирующей функции.

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.

Имеются свойства крови, которые существенно влияют на наблюдаемые амплитудно-временные характеристики пульсового сигнала [8]. На рассматриваемый процесс оказывают влияние и другие факторы, например, эффект деформирования спирально-анизотропных тел [9], порождающий винтообразное течение крови, а также различные физиологические процессы организма, в частности, дыхание и т.н. “медленные волны” [10]. Все это порождает вариативность параметров имитационной моделирующей функции и определяет сложность процесса моделирования.

Литература

1. *Гучук В.В.* Фрагментарное имитационное моделирование пульсового сигнала лучевой артерии // *European science*. 2016. № 12. – С. 85-88.
2. *Guchuk V.V.* Application of algorithms of objectifying expert clustering of Multiparameter objects in the 2nalysis of big arrays of information // *Advances in Systems Science and Applications*. Vol 18. 2018. № 1. P. 102-109.
3. *Wouter Huberts, Koen Van Canneyt UGent, Patrick Segers UGent.* Experimental validation of a pulse wave propagation model for predicting hemodynamics after vascular access surgery // *Journal of Biomechanics*. Elsevier BV (Netherlands). 2012. № 45 (9). – P. 1684-1691.
4. *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.
5. *Бороноев В.В.* Анализ пульсовой волны в автоматизированном режиме // *Медицинская техника*. 2014. № 4. – С. 33-36.
6. *Савельев И.В.* Основы теоретической физики. – М.: Наука, 1991. – 496с.
7. *Френкс Л.* Теория сигналов. – М.: Советское радио, 1974. – 344с.
8. *Волобуев А.Н.* Течение жидкости в трубках с эластичными стенками // *Успехи физических наук*. 1995. №2. – С. 177-186.
9. *Чигарев А. В.* Моделирование процесса распространения пульсовой волны и ее влияние на гемодинамику сосудов. // *Теоретическая и прикладная механика*. 2009. № 24. – С. 160-167.
10. *Булдакова Т.И.* Модель пульсового механизма на основе волнового описания сигнала // *Наука и образование*. 2005. № 8. – С. 1-14.