

Локальное имитационное моделирование пульсового сигнала лучевой артерии для задач медицинской диагностики

В.В. Гучук

Институт проблем управления РАН

Москва, Россия

e-mail: polma@bk.ru

Аннотация¹

Описывается возможный путь имитационного моделирования фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии. Такое моделирование расширяет арсенал исследователя пульсовых сигналов. Предлагается выделить два архетипа пульсовых сигналов (archetype S и archetype V), что позволяет более избирательно подходить к структуре имитационной модели. Вводится понятие универсальной моделирующей аутигенной функции (УМАФ), что вводит единообразие в синтезе моделей сигналов. Отмечается, что форма пульсового сигнала может иметь различные особенности, связанные с локальными процессами, протекающими в лучевой артерии. Для сигнала, характеризующегося достаточно выраженным проявлением эффекта искажения формы затухающего колебательного процесса, приводится пример аппроксимации с использованием УМАФ. Описываются приближенные соотношения между отдельными параметрами этой функции.

1. Введение

Использование пульсовых сигналов лучевой артерии существенно расширяет арсенал медицинской диагностики. Для этих целей разработаны эффективные методы и технологии [1 – 4] и созданы программно-аппаратные комплексы [5, 6]. При этом предполагается валидная, или адекватная формализация пульсовых сигналов, в том числе, путем создания их моделей.

Основная сложность при моделировании пульсовых сигналов лучевой артерии порождается большим разнообразием форм этих сигналов [7]. 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 [8, 9] 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.

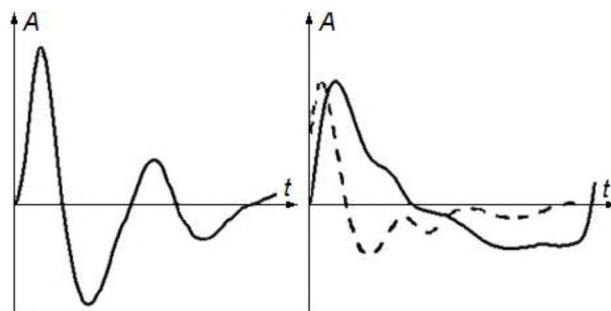


Рис. 1. S-архетип (слева) и V-архетип (справа) пульсовых сигналов

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 или временным параметрам между этими 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).

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

2. Структуризация пульсового сигнала

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), что

Труды Шестой всероссийской научной конференции "Информационные технологии интеллектуальной поддержки принятия решений", 28-31 мая, Уфа-Ставрополь, Россия, 2018

использовалось и ранее для моделирования пульсового сигнала [10].

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. [11]. Также форма сигнала может иметь в различной степени выраженные особенности, связанные с локальными процессами, протекающими в лучевой артерии в области съема сигнала [4].

Рис. 2 отображает один период сигнала S-архетипа с достаточно выраженным искажением формы затухающего колебательного процесса.

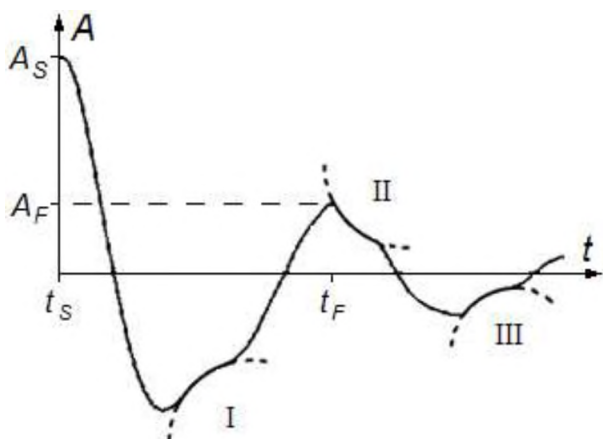


Рис. 2. Иллюстрация “симптоматических” дуг I, II и III, подчеркивающих локальные особенности сигнала

На рисунке: t_S – время появления “систолического” зубца с амплитудой A_S , t_F – время появления “диастолического” зубца с амплитудой A_F . Можно предположить, что искажения – 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” I, II и III, аппроксимирующие и подчеркивающие эти локальные особенности.

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:

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

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

$$\sigma = (t - \tau_u - \Delta)^2; \gamma – \text{степень нелинейности};$$

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

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

p – степень нелинейности.

Запишем выражение для имитационной моделирующей функции $f_p(t)$, моделирующей один период сигнала, начиная с момента t_S (рис. 2):

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

где:

$f_g(t)$ – основная функция, моделирующая затухающее вынужденное колебание, вызванное импульсным воздействием;

$f_i(t)$ – 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 $f_i(t)$ 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 [10]. 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. 2);

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

$a_r(t-\tau_r) = (0,1...0,2) A_s$, интервал инерции для этой составляющей менее Ω_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.

3. Оценочные параметры колебания пульсового сигнала

Приведем показатели, традиционно используемые при анализе затухающих колебаний [12], 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 находятся в достаточно широких пределах. Определенные параметры могут уточняться за счет использования экспертных оценок и их объективизации [8]. Для конкретизации параметров функции, моделирующей отраженную от ареала бифуркаций волну $f_r(t)$, возможно следует использовать кепстры [13].

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.

4. Пример аппроксимации сигнала моделирующей функцией

На рис. 3 показана аппроксимация фрагмента сигнала моделирующей функцией УМАФ (сплошная линия - исходный сигнал, штриховая - аппроксимация).

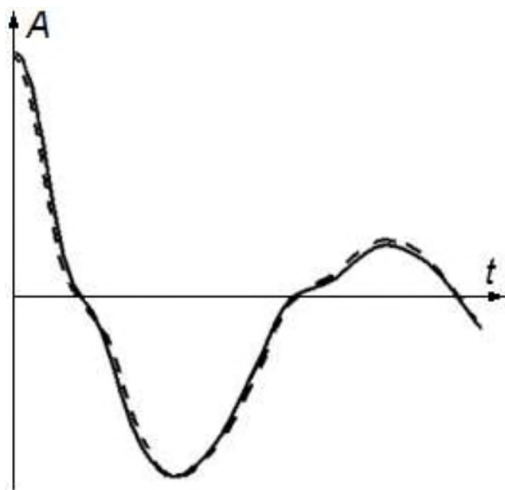


Рис. 3. Аппроксимация сигнала моделирующей функцией

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.

Рисунок демонстрирует потенциальную возможность аппроксимации сигнала S-архетипа с целью оправдать предложенный подход к моделированию пульсовых сигналов.

5. Заключение

Пульсовая диагностика имеет многовековую предысторию [14, 15]. Основная сложность использования накопленного опыта тибетской медицины состоит в субъективизме ощущений практикующих специалистов, успешность которых связана с годами практики – сначала в качестве “ученика у мастера”, а затем в качестве творца образов и адепта ассоциаций типа “этот пульс похож на порывы северного ветра перед восходом Солнца у подножия горы Кайлас”. Все это порождает почти непреодолимые препятствия на пути формализации такого рода технологии диагностики, различающей

около сотни типов пульса, использующей десятки точек для его съема, в том числе комплексно с наложением одновременно указательного, среднего и безымянного пальцев, и включающей в контекст диагностирования иридодиагностику, тактильный контакт, корреляцию с биоритмами и многое другое.

В литературе известны различные подходы к моделированию пульсового сигнала [16 – 20]. Здесь же рассмотрен вариант локального моделирования периферического сигнала S-архетипа в лучевой артерии, основанный на его визуальном сходстве с затухающим вынужденным колебанием. При этом, несмотря на кажущуюся сложность приведенных формул, они весьма упрощенно отображают реальные процессы, происходящие в лучевой артерии.

В работе:

- описан возможный путь имитационного моделирования фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии, который расширяет арсенал исследователя таких сигналов;
- выделено два архетипа пульсовых сигналов, что позволяет более избирательно подходить к структуре имитационной модели;
- введено понятие универсальной моделирующей аутигенной функции УМАФ, которая позволяет 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.

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 [21]. 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 [22]), следует рассматривать лишь ламинарный вариант. Также надо учесть, что кровеносные сосуды эластичны, и в момент прохождения порции крови растягиваются в ширину (и длину). На макроуровне продвижение крови обеспечивается не только перепадом давления, но и активностью стенок артерий.

На рассматриваемый процесс оказывают влияние и другие факторы, например, эффект деформирования спирально-анизотропных тел [20], порождающий винтообразное течение крови, а также различные физиологические процессы организма, в частности, дыхание или т.н. “медленные волны” [16]. Все это порождает вариативность параметров имитационной моделирующей функции и определяет сложность процесса моделирования.

Список используемых источников

1. Azargaev L.N., Boronoev V.V. The Use of the Differential Sphygmogram of the Radial Artery for Estimating the Pumping Function of the Heart // *Human physiology*. 2007. Vol. 33. № 5. P. 567-576.
2. Бороноев В.В. Анализ пульсовой волны в автоматизированном режиме // *Медицинская техника*. 2014. № 4. С. 33-36.
3. Guchuk V.V. Composite algorithm for separation of the periods of a pulse signal in medical diagnostics tasks // *Proc. of the 10th International Conference "Management of Large-Scale System Development"*. Moscow. IEEE Explore Digital Library, 2017. P. 1-4.
4. Интеллектуальный анализ характеристик пульсового сигнала лучевой артерии в задачах медицинской диагностики / А.А. Десова, В.В. Гучук, А.А. Дорофеев. — М.: ИПУ РАН, 2013. — 120с.
5. Сторчун Е.В., Бороноев В.В. Технические особенности синхронной регистрации пульса // *Медицинская техника*. 2005. № 2. С. 31-33.
6. 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.

7. 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. Vol. 14. № 2. P.148-158.
8. Гучук В.В. Технология объективизации экспертной кластеризации слабо формализуемых объектов // *Вестник УГАТУ*. 2014. Т. 18. № 5 (66). С. 149-154.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Основы теоретической физики / И.В. Савельев. — М.: Наука, 1991. — 496 с.
13. Теория сигналов / Л. Френкс. — М.: Советское радио, 1974. — 344с.
14. Модернизированная китайская пульсовая диагностика под кинезиологическим контролем / И. Ш. Ахтямов, Г. М. Крутов. — М.: Перо, 2016. — 300с.
15. Пульсовая диагностика заболеваний в тибетской медицине: физические и технические аспекты / В.В. Бороноев. — Улан-Удэ.: БНЦ СО РАН, 2015. — 293 с.
16. Булдакова Т.И. Модель пульсового механизма на основе волнового описания сигнала // *Наука и образование*. 2005. № 8. С. 1-14.
17. Дармаев Т. Г., Цыбиков А. С., Хабитуев Б. В. Математическое моделирование пульсовых волн на основе теории солитонов и уравнения Кортевега Де Фриза // *Вестник Бурятского гос. университета*. 2014. № 1. С. 35-39.
18. Раднаев Б. Б., Цыбиков А. С., Хабитуев Б. В. ARIMA-модель пульсового сигнала // *Вестник Бурятского гос. университета*. 2017. № 1. С. 78-85.
19. Бороноев В.В., Гармаев Б.З. Исследование статистической модели информативных точек пульсовой волны // *Вестник Бурятского гос. университета*. 2012. № 3. С. 217-219.
20. Чигарев А. В. Моделирование процесса распространения пульсовой волны и ее влияние на

- гемодинамику сосудов. // Теоретическая и прикладная механика. 2009. № 24. С. 160-167.
21. Волобуев А.Н. Течение жидкости в трубках с эластичными стенками // Успехи физических наук. 1995. №2. С. 177-186.
22. Медицинская и биологическая физика / А.Н. Ремизов. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. — 656 с.