

Гучук Владимир Всеволодович,
кандидат технических наук,
Институт проблем управления РАН,
г. Москва, Россия

ПРИКЛАДНЫЕ АСПЕКТЫ ФОРМАЛИЗАЦИИ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛА ЛУЧЕВОЙ АРТЕРИИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Аннотация: В статье анализируется информативность параметров пульсовых сигналов лучевой артерии в плане использования в задачах медицинской диагностики. Отмечаются особенности формы пульсового сигнала, связанные с процессами, протекающими в лучевой артерии. Рассматривается возможность моделирования пульсового сигнала.

Ключевые слова: пульсовой сигнал, амплитудно-временные характеристики, имитационное моделирование, ритмическая структура, форма пульсовой волны.

Нетривиальность анализа пульсовых сигналов лучевой артерии определяется в значительной мере существенными их специфическими особенностями, в частности, большим индивидуальным разнообразием форм сигнала, определяемых количеством и степенью выраженности локальных элементов в пределах единичного колебания, существенной и различной степенью вариабельности амплитудных и временных элементов квазипериодов, возможной нестабильностью в процессе записи, наличием артефактов [1, 2].

Пульс представляет собой комбинацию артериального, капиллярного и венозного объема кровотока на данном участке тела. Характер пульсовой кривой зависит от таких факторов, как систолический выброс, интенсивность кровотока, состояние сосудистой стенки, вязкость крови, соотношение прекапиллярного и посткапиллярного давления и прочих факторов [3]. В общем виде форма пульсовой волны лучевой артерии схематически представлена на рис.1, где A – амплитуда волны, t – время. Основные компоненты пульсовой волны: a – максимум систолической волны (S-зубец), b – поздняя систолическая волна, c – начало диастолической волны, d – максимум диастолической волны (F-зубец), e – максимум пресистолической (постдиастолической) волны. SS – основной период пульсовой волны, SF – время достижения максимума диастолической волны, SR – время падения катакроды.

Пульс лучевой артерии характеризуется сильно выраженной диастолической волной (зубец «F»), по поводу механизма возникновения которой существует несколько различных точек зрения. Мнение большинства авторов сводится к тому, что возникновение диастолической волны обусловлено процессом отражения основной волны от участков кровеносной системы с повышенным сопротивлением.



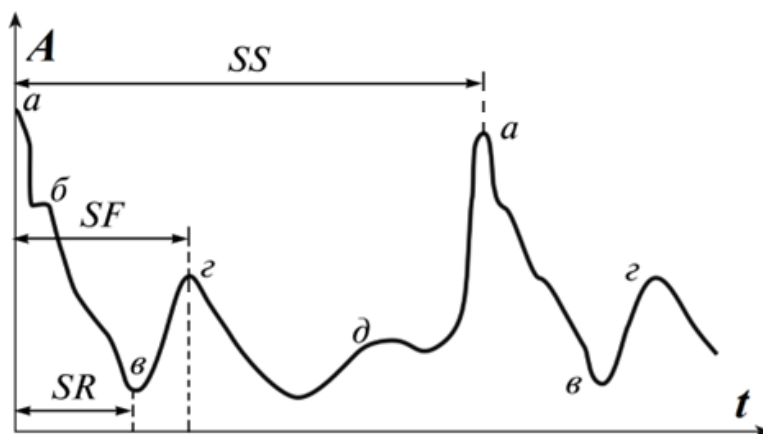


Рис.1. Форма единичного колебания пульсового сигнала.

По поводу локализации отражающего участка существуют различные мнения: отражение основной волны от полулунных клапанов аорты в результате их закрытия, отражение от периферических препятствий, последовательное отражение от периферии и от полулунных клапанов. Особая точка зрения [4] состоит в том, что дикротическая волна обусловлена самостоятельной перистальтической деятельностью сосудов («периферическое сердце»). В диастолической части пульсовой волны могут иметь место дополнительные волны, по поводу происхождения которых не существует однозначной точки зрения. При оценке пульсовой кривой обращают внимание на ее форму, амплитуду, крутизну нарастания и спада, ритмичность. Пульсограмма позволяет получить важную информацию, как о работе сердца, так и о состоянии сосудов. Нарушение ритмичности и частоты пульсовых волн свидетельствуют о нарушениях сердечного ритма, тахикардии или брадикардии. Наполнение и напряжение пульса отражает систолическое артериальное давление, величину ударного объема и достаточность кровенаполнения артерий. Форма пульсовой волны отражает скорость изменения давления в артериальной системе в течение систолы и диастолы, состояние стенки сосуда и работу клапанов сердца.

Одной из первых задач пульсодиагностики является разработка алгоритма выделения на пульсограмме ее периодов, или *алгоритма периодизации* [5]. В литературе отсутствует сколько-нибудь развернутые описания алгоритмов периодизации, которые условно можно разделить на две группы – алгоритмы, использующие «сложнофункциональную» обработку исходного сигнала и «прямые» алгоритмы. В алгоритмах первой группы применяются автокорреляционные методы, вейвлетовские и спектральные преобразования и т.п. Эти алгоритмы позволяют одновременно выявлять дополнительные характеристики сигнала, однако неоправданно усложняют саму процедуру периодизации, не обладая при этом преимуществом по выделению всех периодов сигнала. Рассматриваемые ниже алгоритмы другой группы – «последовательные», «статистические» и «комбинированные» («комбинированные», «смешанные»). В последовательном алгоритме после нахождения очередного S-зубца (основной – систолический зубец на пульсовом сигнале [4]) следующий S-зубец ищется на интервале $[T_{\min}...T_{\max}]$ при условии, что его амплитуда не менее $A_{\min}$. Алгоритм этого типа анализирует и амплитудную и временную компоненты. При реализации алгоритма основная сложность состоит в задании величин $T_{\min}$ и $T_{\max}$. Ориентир на типовые длительности периодов достаточно условен, т.к. возникают отклонения, носящие как систематический (или периодический), так и спонтанный (нерегулярный) характер. Может наблюдаться и длительное замирание сигнала, и кратковременная фибрилляция. Работу последовательного алгоритма иллюстрирует рис. 2.



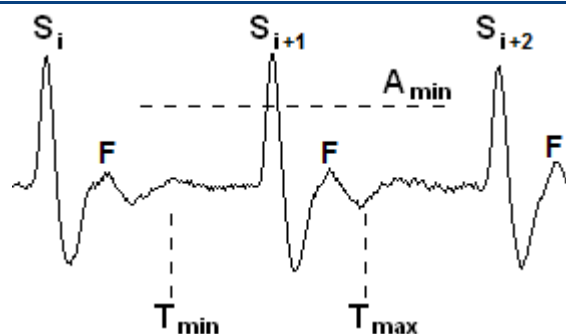


Рис.2. Иллюстрация работы последовательного алгоритма периодизации.

Статистический алгоритм анализирует статистику распределений уровней зубцов на пульсовом сигнале, т.е. анализирует в первую очередь лишь амплитудную компоненту. При реализации алгоритма основная сложность состоит в выборе момента остановки алгоритма при последовательном включение в перечень S-зубцов очередного (все менее значимого по уровню) зубца. Алгоритм этого типа как правило дает более адекватную картину по сравнению с последовательным алгоритмом. Композитный алгоритм использует смешанную стратегию поиска периодов и включает в себя коррекцию результатов периодизации, объединяя положительные качества разных процедур для более успешной периодизации. Для пульсовых сигналов, не содержащих выраженных артефактов (сбоев ритмики, амплитудных провалов, вкраплений “мерцающего” пульса и т.д.), все три типа алгоритмов при их корректной реализации дают одинаково качественные результаты периодизации. Среди процедур, из которых komponуются алгоритмы периодизации, наиболее продуктивными, как показывает практика их применения, являются низкочастотная фильтрация, сглаживание, амплитудное сито, реперная привязка, адаптация параметров под конкретный сигнал и т.д. Процедура “амплитудное сито” отсеивает максимумы (зубцы) с заведомо малым уровнем и позволяет упростить процесс периодизации. Амплитудное сито может применяться также для гарантированного отбора “привилегированных” S-зубцов, т.е. зубцов явно относящихся (по амплитудному уровню) к S-зубцам. Такие S-зубцы использует процедура реперной привязки – процедура использования в неоднозначной ситуации ближайшего привилегированного S-зубца. Для последовательного алгоритма использование привилегированных S-зубцов позволяет продолжить периодизацию в случае преждевременной остановки алгоритма из-за отсутствия подходящего зубца в зоне поиска.

Несомненным подспорьем для пульсовой диагностики является моделирование пульсовой волны. В [6] описывается возможный путь имитационного моделирования фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии, расширяющий арсенал исследователя таких сигналов. Вводится понятие универсальной моделирующей аутигенной функции для единообразного синтеза моделей сигналов. Описываются приближенные соотношения между параметрами моделирующей функции.

Пульсовые сигналы лучевой артерии характеризуются большим многообразием форм, что представляет основную сложность при их моделировании. Для практической реализации имитационного моделирования в [7] выделено два архетипа сигналов: S-архетип (archetype S) – от англ. susceptible, и V-архетип (archetype V) – от англ. viscous. Далее рассматриваются вопросы имитационного моделирования фрагментов сигнала S-архетипа. 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 могут влиять различные факторы: – особенности датчика пульса, – физические



нагрузки, – эмоциональное состояние, – физиологические особенности организма, в том числе эластичность кровеносных сосудов, зависящая в большой степени от возраста [6]. Также форма сигнала может иметь в различной степени выраженные особенности, связанные с локальными процессами, протекающими в лучевой артерии в области съема сигнала [1]. На рис. 3 представлен один период сигнала S-архетипа с достаточно выраженным проявлением эффекта искажения формы затухающего колебательного процесса (гипотетически эффекта отражения волны от ареала бифуркаций – под ареалом бифуркаций понимается иерархия разветвлений лучевой артерии, последовательно и древовидно располагающихся за точкой съема пульса, причем заметный эффект порождает лишь самое первое ответвление).

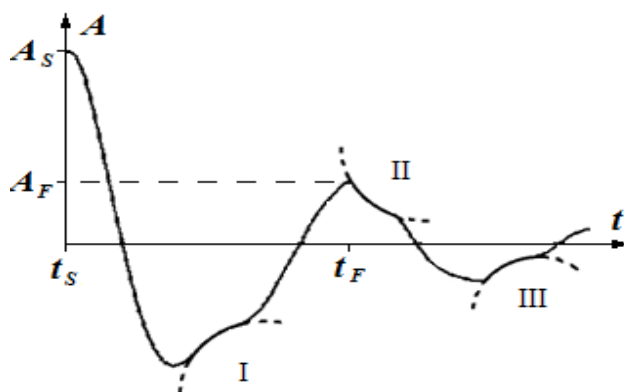


Рис.3. Иллюстрация “симптоматических дуг” I, II и III.

На рисунке: t_s – время появления “систолического” зубца с амплитудой A_s , t_F – время появления “диастолического” зубца с амплитудой A_F . 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. Для подчеркивания проявленных локальных особенностей на рисунке изображены “симптоматические дуги” I, II и III, аппроксимирующие и подчеркивающие эти локальные особенности.

Во многих случаях форма одного периода сигнала S-архетипа выглядит как типичное затухающее вынужденное колебание, вызванное импульсным воздействием, и проведем имитационное моделирование в этом контексте. 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:

$$f_u(t) = au(t - \tau_u) * h(t - \tau_u) * \sin[2\pi * \mu * du(t - \tau_u) + \varphi_u] * \{1 + h(t - \tau_b) * [bu(t - \tau_b) - 1]\} + cu \quad (1)$$

где: au – амплитудная модуляционная функция, реализующая эффект затухания вынужденного колебания, вызванного импульсным воздействием;

h – функция Хевисайда;

bu – 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);

cu – аддитивная составляющая, вызванная ненулевым средним значением сигнала;



du – функция дисторсии времени, отражающая нарушение периодичности колебательного процесса из-за нелинейности системы;

tu – масштабирующая временная константа, определяющая начальную частоту моделирующего колебания;

φu – начальная фаза моделирующего колебания;

τu – начальная временная точка действия УМАФ;

τb – начальная временная точка действия bu .

В формуле (1): $au(t \leq (\tau u + \Delta)) = au(\tau u)$, $au(t > (\tau u + \Delta)) = au(\tau u) * e^{-\gamma \sigma}$, $\sigma = (t - \tau u - \Delta)^2$, γ – степень нелинейности, Δ – интервал инерции, отодвигающий начало заметного влияния силы, вызывающей затухание амплитуды колебаний; $h(t < 0) = 0$, $h(t \geq 0) = 1$; $cu(t) = \tau p$, ρ – степень нелинейности. Приведем выражение для пульсовой имитационной моделирующей функции $fp(t)$, моделирующей один период сигнала, начиная с момента tS (рис. 2):

$$fp(t) = fg(t) + fr(t) + fw(t) \quad (2)$$

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

$fr(t)$ – корректирующая функция, моделирующая предположительно отраженную от ареала бифуркаций волну вынужденного колебания (см. выше);

$fw(t)$ – вспомогательная технологическая функция, моделирующая “рябь” или иные процессы, иногда проявляющиеся в наблюдаемой зоне.

В формуле (2) составляющая $fr(t)$ может отсутствовать. Еще реже возникает необходимость использования компоненты $fw(t)$. 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.

Существуют и специфические, не явно формализуемые аспекты пульсовой диагностики, понятные для практикующих специалистов [7].

Список литературы:

1. Гучук В.В. Содержательное моделирование формы пульсового сигнала лучевой артерии для задач диагностики / Сборник статей Всероссийской научно-практической конференции “Информационные технологии как основа прогрессивных научных исследований”. Волгоград: Научно-издательский центр “Аэтерна”, 2023. С. 73-76.

2. Гучук В.В., Покровская И.В., Дорофеев А.А., Десова А.А. Интеллектуальный анализ квазипериодических биосигналов в задачах медицинской диагностики (на примере пульсового сигнала) // Автоматика и телемеханика. 2018. № 11. С. 3-15.

3. Куршаков Н.А., Прессман Л.П.. Кровообращение в норме и патологии. – М.: Медицина, 1969. – 336 с.

4. Шуленин С. Н., Обрезан А. Г. Михаил Владимирович Яновский: Кардиология – связь времен // Артериальная гипертензия. 2005. № 2. С. 12 – 15.

5. Guchuk V.V. Composite algorithm for separation of the periods of a pulse signal in medical diagnostics tasks / Proceedings of the 10th International Conference "Management of Large-Scale System Development" (MLSD). Moscow: IEEE Explore Digital Library, 2017. С. 1-4, <http://ieeexplore.ieee.org/document/8109635/>.

6. Гучук В.В. Разработка имитационной модели фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии / Труды 11-й Международной конференции «Управление развитием крупномасштабных систем» (MLSD'2018, Москва). М.: ИПУ РАН, 2018. Т. 3. С. 362-367.

7. Давыдов М.А. Пульсовая диагностика: Май Сюз. – Пенза: Золотое сечение, 2014. – 432 с.

© Гучук В.В., 2025

