

МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ АСПЕКТОВ АЛГОРИТМИЗАЦИИ ПРОЦЕССА ПУЛЬСОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Аннотация: Анализируется специфика работы с пульсовыми сигналами лучевой артерии для задач медицинской диагностики. Отмечаются особенности формы пульсового сигнала, связанные с процессами, протекающими в лучевой артерии. Рассматривается возможность моделирования пульсового сигнала лучевой артерии с использованием универсальной моделирующей аутигенной функции для единообразного синтеза моделей сигналов.

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

Нетривиальность анализа пульсовых сигналов лучевой артерии определяется в значительной мере их специфическими особенностями, в частности, большим разнообразием форм сигналов, определяемых количеством и степенью выраженности локальных элементов в пределах единичного колебания, существенной вариабельностью амплитудных и временных элементов периодов, наличием артефактов, что и демонстрирует рис. 1..

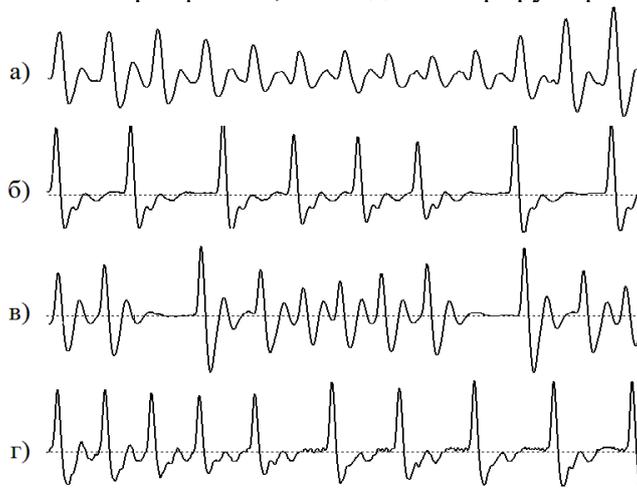


Рис. 1. Примеры пульсовых сигналов

Пульс представляет собой комбинацию артериального, капиллярного и венозного объема кровотока. 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 [1].

Одной из первых задач пульсодиагностики является разработка алгоритма выделения на пульсограмме ее периодов, или алгоритма периодизации. В литературе отсутствует сколько-нибудь развернутые описания этих алгоритмов. Конструирование автором алгоритма периодизации [2] осуществлялось по представительной выборке (~103 сигналов). В итоге был сформирован алгоритм, упрощенная схема которого представлена на рис. 2.





Рис. 2. Упрощенная блок-схема алгоритма периодизации пульсового сигнала

Анализ результатов работы разработанного алгоритма подтвердил его эффективность. Исключения составили отдельные периоды на нескольких сигналах, производящие неоднозначное впечатление и на экспертов.

Для использования пульсовых сигналов лучевой артерии в задачах медицинской диагностики целесообразно формализовывать эти сигналы, в том числе, путем создания их моделей. Для практической реализации имитационного моделирования автором в [3] предложено выделять два архетипа сигналов. Первый архетип назван S-архетипом (archetype S) – от англ. susceptible (восприимчивый), а второй – V-архетипом (archetype V) – от англ. viscous (вязкий). 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). Для подчеркивания проявленных локальных особенностей на рисунке изображены вписанные дуги $\partial 1$, $\partial 2$ и $\partial 3$, аппроксимирующие эти локальные особенности.



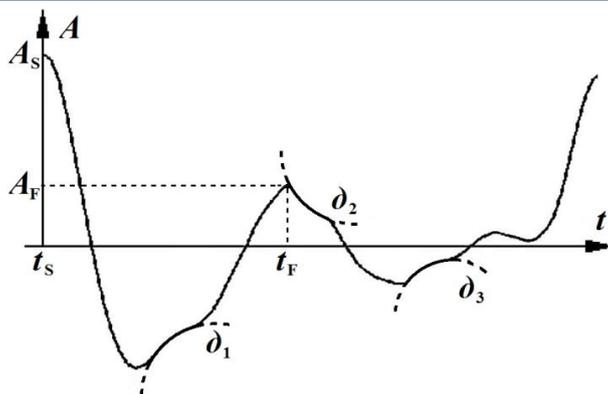


Рис.3. Период пульсового сигнала S-архетипа

На рисунке: A_S – амплитуда “систолического” зубца, t_S – время его появления, A_F – амплитуда “диастолического” зубца, t_F – время его появления.

Для более продуктивного имитационного моделирования пульсовых сигналов автором в [3] предлагается применять моделирование универсальную моделирующую аутигенную функцию (УМАФ) $f_u(t)$, имеющую 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:

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

a_u – амплитудная модуляционная функция, реализующая эффект затухания вынужденного колебания, вызванного импульсным воздействием;

h – функция Хевисайда;

b_u – мультипликативная составляющая для дополнительного микширования 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 из-за ненулевого среднего значения 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 формуле (1): $a_u(t \leq (\tau_u + \Delta)) = a_u(\tau_u)$, $a_u(t > (\tau_u + \Delta)) = a_u(\tau_u) * e^{-\gamma \sigma}$, $\sigma = (t - \tau_u - \Delta)^2$, γ – степень нелинейности, Δ – интервал инерции, отодвигающий начало заметного влияния силы, вызывающей затухание амплитуды колебаний; $h(t < 0) = 0$, $h(t \geq 0) = 1$; $c_u(t) = t^p$, p – степень нелинейности. Приведем выражение для пульсовой имитационной моделирующей функции $f_p(t)$, моделирующей один период сигнала (где: все функции являются УМАФ):

$$f_p(t) = f_g(t) + f_t(t) + f_w(t), \text{ где: (2)}$$

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



$f_r(t)$ – корректирующая функция, моделирующая отраженную от разветвления артерий волну вынужденного колебания;

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

В формуле (2) 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.

Имеются и другие узловые моменты, усложняющие процедуру моделирования. Имеются свойства крови, существенно влияющие на наблюдаемые характеристики пульсового сигнала [4]. 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 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 [5]), следует рассматривать лишь ламинарный вариант. Также надо учесть, что 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 [6], порождающий винтообразное течение крови. Ряд других технологических вопросов работы с пульсовыми сигналами освещен в [7].

Существуют и специфические, не явно формализуемые аспекты пульсовой диагностики, понятные для практикующих специалистов [8].

Список литературы:

1. Куршаков Н.А., Прессман Л.П.. Кровообращение в норме и патологии. – М.: Медицина, 1969. – 336 с.
2. Guchuk 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. P. 1-4, <http://ieeexplore.ieee.org/document/8109635/>.
3. Гучук В.В. Разработка имитационной модели фрагментов пульсового сигнала лучевой артерии / Труды 11-й Международной конференции «Управление развитием крупномасштабных систем». М.: ИПУ РАН, 2018. Т. 3. С. 362-367.
4. Волобуев А.Н. Течение жидкости в трубках с эластичными стенками // Успехи физических наук. 1995. №2. – С. 177-186.
5. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. – 656с.



6. Чигарев А. В. Моделирование процесса распространения пульсовой волны и ее влияние на гемодинамику сосудов. // Теоретическая и прикладная механика. 2009. № 24. – С. 160-167.

7. Гучук В.В., Покровская И.В., Дорофеюк 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.

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

© Гучук В.В., 2024

