

УДК 004.942

Алгоритм фазового анализа кривой сигнала ультразвукового датчика линейной скорости кровотока

Коннова Н.С., аспирант

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
кафедра «Теоретическая информатика и компьютерные технологии»*

Научный руководитель: М. А. Басараб, д.ф.-м.н., профессор

Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана

bauman@bmstu.ru

Изучение фундаментальных закономерностей функционирования сердечно-сосудистой системы (далее – ССС) в норме и при патологии является основой для поиска средств эффективной профилактики и лечения болезней системы кровообращения человека. Одной из задач в этой области является разработка прецизионных инвазивных диагностических систем, позволяющих получать четкий сигнал высокого качества, с последующим фазовым анализом кровотока в конкретном сосуде. Под фазовым анализом кривой кровотока понимается выделение на кривой участков, соответствующих систолической и диастолической фазам сердечного цикла (далее – СЦ), возможно выделение и более «мелких» составляющих этих фаз. С использованием данных фазового анализа проводится вычисление наиболее важных показателей, используемых в диагностике патологий ССС. Среди них можно назвать следующие [1]:

- сердечный выброс (ударный объем):
 - минутный объем крови (МОК, количество крови, выбрасываемой желудочком сердца в минуту),
 - систолический объем крови (количество крови, выбрасываемой желудочком сердца за одну систолу [2]),
- отношение объема крови за диастолу к объему крови за весь сердечный цикл,
- скоростные характеристики потока:
 - систолическая скорость кровотока V_s ,
 - конечная диастолическая скорость кровотока V_d ,
 - средняя скорость кровотока V_m ,

- пульсационный индекс (ПИ, для коронарного кровотока):

$$\text{ПИ} = \frac{|F_{\max} - F_{\min}|}{F_m},$$

где $F_{\max}$ – максимальное значение потока, $F_{\min}$ – минимальное значение, а F_m – среднее значение,

- систоло-диастолический коэффициент (СДК, отношение пиковой диастолической скорости к пиковой систолической):

$$\text{СДК} = \frac{V_{d\max}}{V_{s\max}},$$

- процентный диастолический интеграл по времени (%DTFI):

$$\%DTFI = \frac{DTFI}{CI},$$

где $DTFI$ – интеграл за диастолу, а CI – общий интеграл за весь СЦ;

- показатели кинематики:

- индекс подъема пульсовой волны (ИППВ):

$$\text{ИППВ} = \frac{T_c - T_o}{T_{\text{ц}}} \cdot 100\%,$$

где T_o – время начала систолы, T_c – время достижения пиковой ЛСК, $T_{\text{ц}}$ – время, занимаемое сердечным циклом,

- индекс ускорения (ИУ):

$$\text{ИУ} = \frac{|V_s - V_d|}{T_c - T_o}.$$

- VTI (time-velocity integral) – интегральное значение скорости кровотока за СЦ, в том числе VTI_s – за систолу и VTI_d – за диастолу (пример показан на рис. 1), отношение VTI_s/VTI_d (нарушение нормального значения данного соотношения свидетельствует о возможной патологии).



Рис. 1. Пример расчета VTI , красным выделен VTI_s , синим – VTI_d

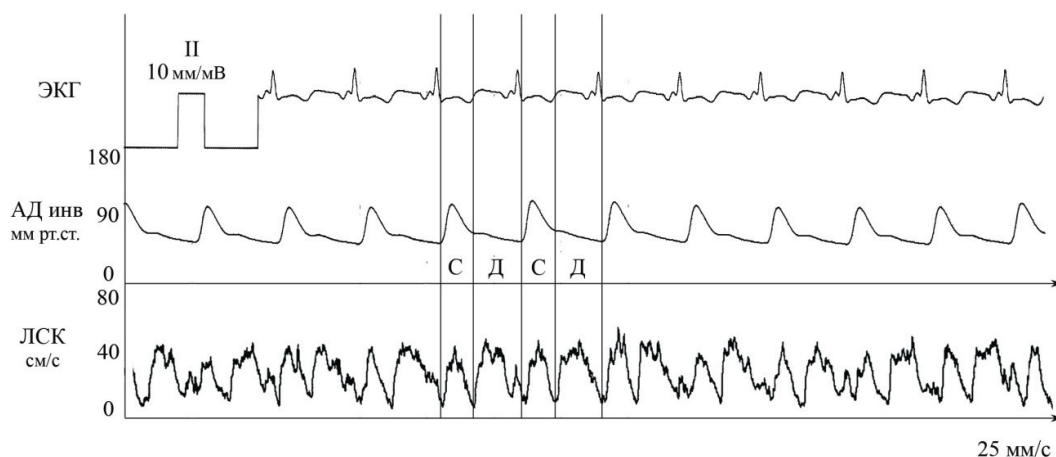


Рис. 2. Фазовый анализ кривой кровотока по аортокоронарному шунту в переднюю межжелудочковую артерию с иллюстрацией ЛСК, ЭКГ и АД

В исследовании и диагностике болезней сердца и сосудов при фазовом анализе кривой линейной или объемной скорости кровотока, ее принято синхронизировать с кривыми электрокардиограммы (далее – ЭКГ), изменения артериального давления (АД), давления внутри камер сердца и магистральных сосудов, фонокардиограммы (ФКГ, фонокардиография – метод графической регистрации звуковых процессов, возникающих при работе сердца) или др. кривыми, отражающими цикличную электрическую и механическую деятельность сердца (см. пример на рис. 2). При синхронной записи некоторых из описанных выше кривых (и, в первую очередь, по кривой ЭКГ), определяют продолжительность СЦ, а значит, и частоту сердечных сокращений (по интервалу R–R на ЭКГ), продолжительность систолы (по интервалу от начала зубца Q на ЭКГ до П тона на ФКГ [2]), а значит – и продолжительность диастолы. Возможно и более детальное определение составляющих СЦ фаз с использованием данных различных кривых.

Однако промышленного серийного оборудования, позволяющего регистрировать синхронно в ходе исследования (и выполняющего оцифровку или непосредственную регистрацию на цифровой носитель) одновременно кривые ЛСК, ЭКГ, АД и др. (т.е. поликардиографов) для коронарного кровотока в нашей стране не выпускается. Отдельно же, например, по исследуемой в данной работе кривой линейной скорости кровотока, невозможно точно определить положение и границы фаз СЦ. Пока вопрос о выпуске оборудования, позволяющего производить подобную регистрацию данных, остается открытым, является актуальной задача фазового анализа по имеющимся у исследователя данным.

Итак, имеется исходный сигнал ЛСК, представленный временным числовым рядом. А также границы участка (заданного пользователем) кривой, которую требуется разбить на СЦ и фазы. Поскольку выполнение данного анализа подразумевается в условиях отсутствия дополнительной информации (ЭКГ), то выполнить расстановку границ СЦ и фаз (систолы и диастолы) можно по найденным точкам начала зубцов («впадинам» на кривой). Поскольку изначально исходный сигнал имеет довольно зазубренный вид (см. пример участка кривой на рис. 3), то для повышения вероятности верного определения зубцов, целесообразно выполнить сглаживание кривой. Для данной задачи подходит практически любое сглаживание, в том числе вычислительно быстрые и эффективные алгоритмы, например, аппроксимация кривой скользящим окном с усреднением (результат применения данного метода изображен рис. 3). Главное – верно определить подходящую ширину окна, т.к. если окно будет слишком «узким», то сглаживание кривой будет недостаточным, а если слишком «широким» – можно потерять важные пики и впадины кривой, а не только сгладить зазубрины. Как правило, в приложениях на практике выбирают ширину окна из 5-10 элементов. Однако если сглаженная кривая будет использоваться и в других методах цифровой обработки сигнала, то целесообразно использование и более сложных с вычислительной точки зрения алгоритмов сглаживания, например, при помощи сплайнов. Таким образом, первый шаг алгоритма:

1. Сглаживание исходной кривой (в случае ее зазубренности).

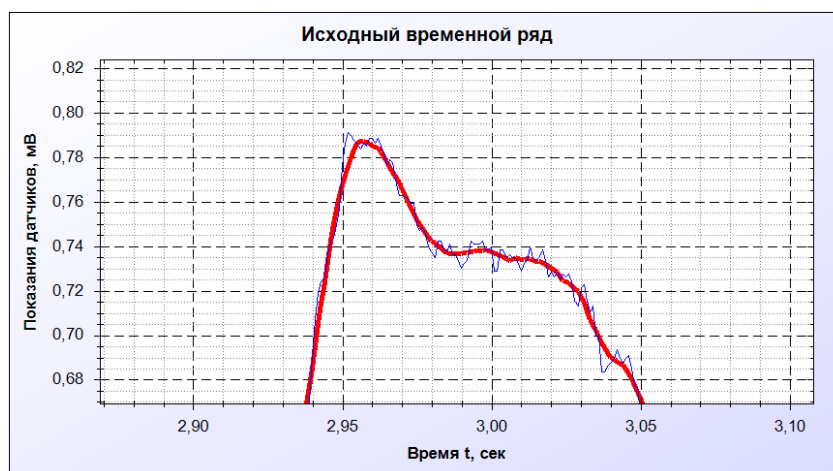


Рис. 3. Сравнение участка исходной кривой (синий) и сглаженной кривой (красный)

Теперь для разбивки кривой на сердечные циклы необходимо выделить точки-кандидаты кривой, которые теоретически могут быть искомыми границами СЦ. Для этого

нужно выбрать точки, в которых убывание значений ряда сменяется возрастанием, т.е. точки «впадин». Для выполнения этой задачи выполним второй шаг алгоритма:

2. Построим ряд значений численно рассчитанной производной (центральная разностная первая производная) для исследуемой кривой.

Точки впадин кривой будут в позициях смены знака производной (с – на +). Поэтому третьим шагом будет

3. Определение точек перемены знака производной с минуса на плюс.

Из этих точек выберем те, которые удовлетворяют некому формальному критерию (пороговому значению), заключающемуся в нахождении точки перемены знака производной в нижней части полосы разброса значений исходной кривой. Иначе говоря, значение показания ЛСК в точке-кандидате не должно превышать некоторого порогового значения относительно минимума ЛСК. Поэтому четвертым шагом является

4. Выбор из множества точек перемены знака производной тех, что лежат в заданной полосе разброса значений ЛСК.

Теперь мы имеем набор точек, в которых убывание показаний ЛСК сменяется возрастанием и которые лежат в заданной области значений. Будем считать их кандидатами на становление границами сердечных циклов. Однако вследствие зазубренности исходных кривых подобных точек все еще будет избыточное количество. Особенно много подобных «кандидатов» будет в области реальной границы СЦ, т.к. показания в этих областях достаточно сильно флуктуируют. Поэтому для дальнейшего выбора точек хорошо подходит кластерный анализ. Однако большинство широко используемых методов кластеризации (алгоритм К-средних, нейронная сеть Кохонена и др.) предполагают априорное знание количества кластеров, на которые необходимо разбить имеющееся множество точек. В то время как в данной задаче количество СЦ на заданном пользователем отрезке кривой ЛСК предполагается неизвестным. Соответственно, и количество кластеров, на которые будут разбиваться точки-кандидаты, неизвестно. Поэтому реализован несколько модифицированный алгоритм кластерного анализа.

5. Кластеризация точек-кандидатов:

5.1. Рассчитаем расстояния между точками-кандидатами.

5.2. Все расстояния помечаются как нерассмотренные.

5.3. Рассчитывается среднее расстояние между точками.

5.4. Повторяется следующая последовательность шагов до тех пор, пока все расстояния между точками в списке расстояний не будут рассмотрены:

5.4.1. Поиск среди нерассмотренных расстояний пары точек с минимальным расстоянием между ними.

5.4.2. Пометим данное расстояние как рассмотренное.

5.4.3. Поиск во множествах точек C_i списка кластеров C точки – левой границы рассматриваемого расстояния (индекса j_1) и точки – правой границы (индекса j_2). В случае обнаружения данных точек во множествах C_i списка кластеров, индексы j_k устанавливаются равными номеру кластера, в котором точка была найдена. Если точка не найдена в множествах точек кластеров, в индекс j_k устанавливается признак отсутствия данной точки в созданных кластерах.

5.4.4. Если найденное минимальное расстояние меньше некоторого критерия от среднего расстояния между точками (30%) выполняются следующие действия:

- Если обе точки отсутствуют во множествах сформированных кластеров, то создается новый кластер, куда добавляются обе данные точки.
- Если точка – левая граница расстояния найдена, а правая – нет, то правая точка добавляется в кластер j_1 .
- Если правая граница найдена, а левая – нет, то левая точка – граница добавляется в кластер j_2 .

5.4.5. Если рассматриваемое расстояние достаточно большое, то порядок действий следующий:

- Если обе точки отсутствуют во множествах сформированных кластеров, то создается два новых кластера (по одному для левой и правой границы), в каждый из которых добавляется соответствующая точка.
- Если точка – левая граница расстояния найдена, а правая – нет, то правая точка добавляется в новый создаваемый кластер.
- Если правая граница найдена, а левая – нет, то левая точка – граница добавляется в новый создаваемый кластер.

5.5. Для тех кластеров, в которых оказалось больше одной точки, выполняется выбор одной наиболее подходящей точки.

6. Выполняется перерасчет расстояний между «победителями» алгоритма кластеризации.

7. Проверка возможного «пропуска» на анализируемом участке кривой точек – границ СЦ.

В следствие того, что физиологические данные редко бывают «идеальными» и удобными для обработки, в них часто присутствуют спонтанные всплески и флуктуации, то вполне вероятной является ситуация пропуска некоторой, например, высоко лежащей вследствие локального всплеска данных, точки при выборе точек – кандидатов границ СЦ. Поэтому при наличии среди отобранных точек пар, между которыми расстояние существенно превышает перерасчитанное среднее, целесообразно изменить пороговые критерии изначального отбора точек и повторить процедуру поиска и кластеризации точек для конкретного участка, на котором высока вероятность пропуска одной или нескольких точек (формирование количества кластеров, одного или больше, зависит от предположения о количестве пропущенных точек).

8. Для каждого из определенных СЦ (т.е. для каждой пары границ) производится по аналогичному алгоритму поиск точек – границ систолической и диастолической фаз внутри участка, соответствующего конкретному СЦ (расчет производной, поиск подходящих точек изменения производной, кластеризация и выбор одной точки из кластера с проверкой соотношения длительности систолы к длительности диастолы как 4/6).

9. Поиск возможного пропуска для какого-либо СЦ точки – границы фаз. В случае наличия таких ненайденных границ – изменение пороговых критериев отбора точек – кандидатов и повторение процедуры поиска внутри СЦ.

10. Нанесение найденных точек на график кривой с цветовой дифференциацией.

Пример результата работы описанного алгоритма можно видеть на рис. 4. Черным цветом отмечены точки, указанные пользователем в качестве границ участка кривой, который необходимо разбить на СЦ и его фазы, зеленым – границы СЦ, фиолетовым – граница между систолической фазой СЦ и диастолической.



Рис. 4. Пример фазового анализа кривой кровотока

В программном комплексе имеется функционал разбиения кривой полностью в ручном режиме, т.е. расстановка границ СЦ и фаз пользователем. Предусмотрена и возможность «исправления» как результатов автоматического разбиения, так и ошибки пользователя в ручном режиме расстановки. При этом возможно удаление неверно определенной точки и установка новой или пропущенной точки. (Точки будут упорядочены, поэтому исправление неверной точки в середине кривой к осложнениям в дальнейшей работе не приведет).

Список литературы

1. Басараб М.А., Басараб Д.А., Коннова Н.С., Мациевский Д.Д. Методы нелинейной динамики и вейвлет-анализа в цифровой обработке сигнала ультразвукового датчика кровотока // Обсуждение проблем создания в России биосенсорных систем, используемых для лечения и непрерывной диагностики социально-значимых заболеваний: сб. материалов. Москва, 2013. С. 97–102.
2. Агаджанян Н.А., Власова И.Г., Ермакова Н.В., Торшин В.И. Основы физиологии человека: учебник. В 2 т. Т. 1. М.: РУДН, 2007. 443 с.
3. Басараб М.А., Коннова Н.С., Басараб Д.А., Мациевский Д.Д. Применение методов нелинейной динамики для анализа формы кривой сигнала ультразвукового датчика линейной скорости кровотока // Международная научно-практическая конференция «Биотехнологии и качество жизни»: труды. М.: РХТУ им. Д.И. Менделеева, 2014. С. 190–191.