

## Алгоритм обнаружения сердечного ритма плода в доплеровском сигнале

*К.И. Автушенко*

Московский государственный институт электронной техники  
(технический университет)

Предложен метод определения частоты сердечных сокращений (ЧСС) плода по принципу «beat-to-beat» («от удара к удару»), основанный на вычислении ЧСС путем определения длины временного интервала между двумя последовательными сердечными сокращениями.

Основными показателями состояния плода являются параметры его сердечной активности. Для регистрации сердечной деятельности плода наиболее часто применяется метод ультразвукового зондирования с использованием эффекта Доплера. При реализации данного метода основная вычислительная задача – определение длины интервала сердечных сокращений.

При разработке алгоритма использовался метод компьютерного моделирования в среде математической обработки данных Matlab. В качестве входных данных использовались математически созданные сигналы, а также записи реальных ультразвуковых обследований. Рассмотрим пошагово работу алгоритма.

Первоочередной задачей при определении ЧСС является выделение ультразвукового доплеровского сигнала, отраженного миокардом. Помимо полезного сигнала, содержащего информацию о сердечной активности, в отраженном сигнале имеются побочные данные, определяемые плацентарным кровотоком и реакцией несердечных тканей. Пример входного сигнала представлен на рис. 1, а.

*Шаг 1. Выделение полезного сигнала.* Согласно медицинским данным, частота колебаний миокарда лежит в диапазоне 240–250 Гц. Для выделения из доплеровского сигнала обозначенной полосы частот предлагается использовать последовательно-включенные цифровой ФНЧ и полосовой фильтр (ПФ). В качестве ФНЧ выбран эллиптический фильтр

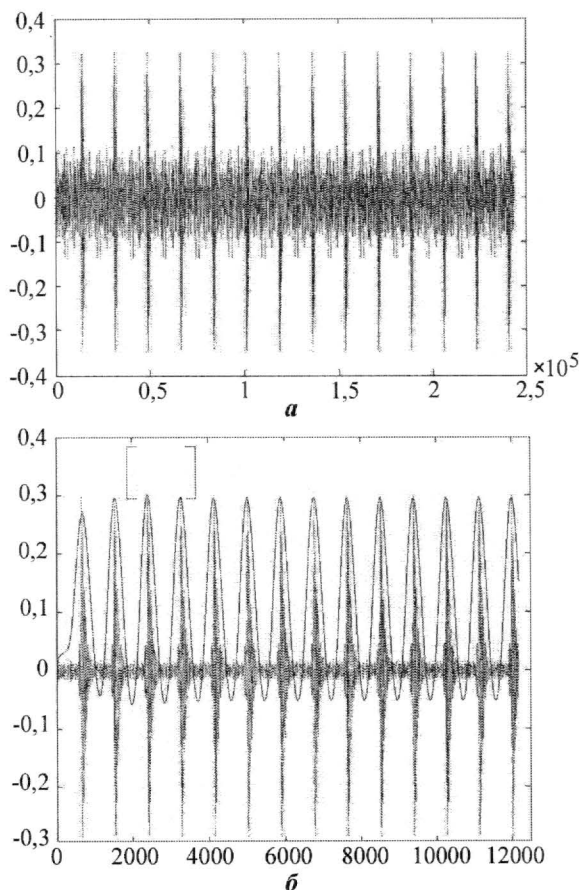


Рис. 1. Пример входного сигнала (а) и отфильтрованного сигнала с наложенной огибающей и окном для выделения фрагмента с двумя СС (б)

8 порядка с частотой среза 300 Гц и коэффициентом подавления 120 дБ. В качестве ПФ выбран эллиптический фильтр 8 порядка, выделяющий полосу частот от 200 до 300 Гц и обеспечивающий подавление в полосе заграждения 120 дБ.

*Шаг 2. Построение огибающей.* Следующим шагом и первым ключевым моментом алгоритма является получение огибающей выделенного полезного сигнала. Полученная огибающая используется в последующих шагах алгоритма для определения «первичного пульса» путем поиска местоположения пиков огибающей и определения временного расстояния между соседними пиками и для выделения фрагмента исходного отфильтрованного сигнала, содержащего ровно 2 сердечных сокращения.

Для получения огибающей сигнала строится модуль отфильтрованного исходного сигнала, а затем осуществляется фильтрация полученного сигнала эллиптическим ФНЧ 4-го порядка с граничной частотой 3 Гц.

*Шаг 3. Определение «предварительного пульса».* На огибающей рассматриваются два первых последовательных пика и вычисляется длина временного интервала между ними. Полученное значение используется как грубая оценка периода СС – «первичный пульс».

*Шаг 4. Выделение двух последовательных сердечных сокращений.* Рассматриваются три последовательных пика огибающей и строится временное окно, границы которого лежат на местоположении первого и третьего пика в группе. Полученное окно смещается вправо по сигналу на 125 мс. Такое смещение выбрано на основании анализа исследовательских материалов [2]. Далее проводится непосредственно вырезание участка полезного сигнала, содержащегося внутри выбранного временного окна (рис.1,б).

Выделенный фрагмент содержит ровно два последовательных сердечных сокращения (рис.2,а). Сигналы, отображающие сердечное сокращение, могут значительно отличаться друг от друга. Поэтому для увеличения степени похожести (коррелированности) в алгоритме проводится свертка выделенного участка с «эталонным ударом».

*Шаг 5. Получение «эталонного удара».* Для получения «эталонного удара», соответствующего особенностям конкретного участка, применяется автокорреляционная

функция (АКФ) [3]. Вычисляется симметричная АКФ  $y(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) \cdot x(n-k)$  для вы-

деленного участка сигнала и в качестве «эталонного удара» берется центральный пик АКФ, попадающий во временное окно протяженностью 80 мс, расположенное симметрично относительно центра АКФ (рис.2,б).

*Шаг 6. Улучшение вырезанного участка с помощью «эталонного удара».* Вычисляется свертка «эталонного удара» и исходного участка:

$$s(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) \cdot y(k-n).$$

Результат свертки (улучшенный участок) представлен на рис.2,в.

*Шаг 7. Определение ЧСС.* На данном шаге проводится непосредственное определение ЧСС. Для этой цели используется значение «предварительного периода СС», вычисляемое как временное расстояние между соседними пиками огибающей. На улучшенном участке сигнала выбирается временная метка  $t$ , значение которой вычисляется как «предварительный период СС» минус 15 мс. Начиная от метки  $t$  и до конца улучшенного участка сигнала, вырезается однократное сердечное сокращение и вычисляется первый коэффициент взаимной корреляционной функции (ВКФ)

$$y(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_1(n) \cdot x_2(n-k)$$

между полученным фрагментом и исходным улучшенным участком. Полученное значение сохраняется в массиве.

Далее проводится смещение метки  $t$  на один отсчет вправо. Повторяется операция по вырезанию фрагмента сигнала с одним СС и вычислению коэффициента ВКФ для нового фрагмента и исходного улучшенного участка. Коэффициент сохраняется в качестве второго элемента массива. Смещение метки и получение новых коэффициентов повторяется до тех пор, пока значение временной метки  $t$  не станет равно значению «предварительного периода СС» плюс 15 мс.

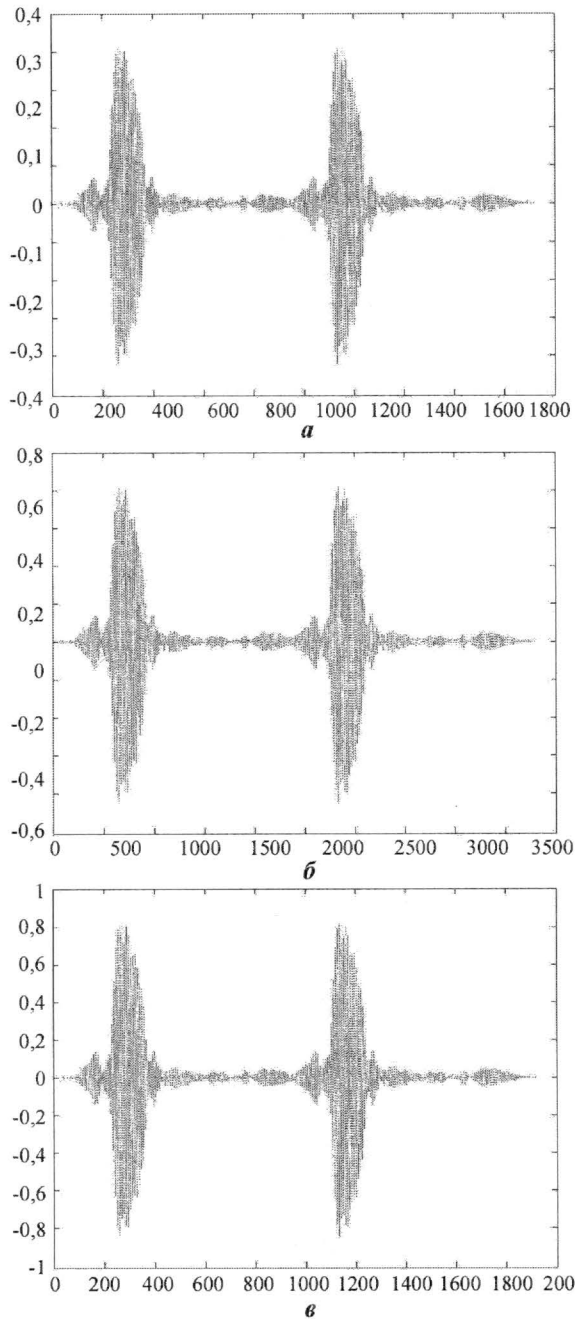


Рис.2. Фрагмент сигнала, содержащий два сердечных сокращения (а); АКФ фрагмента с окном для выделения «эталонного удара» (б); улучшенный фрагмент сигнала (в)

В окончательно заполненном массиве проводится поиск максимального элемента и значение метки  $t$ , соответствующее этому элементу, принимается за истинную ЧСС на данном участке.

*Шаг 8. Выбор нового участка сигнала.* На огибающей берется следующая группа пиков (пики 2, 3 и 4). Для данной группы повторяются шаги 3–7 алгоритма. В результате мы получаем оценку ЧСС для очередной пары СС. Повторяется шаг 8.

В результате работы алгоритма получена оценка сердечной деятельности плода на всем этапе обследования, которая отображается в виде тахограммы. Для оценки точности определения ЧСС алгоритмом использовалась оценка по методу наименьших квадратов (МНК).

Результаты тестирования алгоритма на равномерных последовательностях длиной 10 ударов сердца приведены на рис.3. Максимальное отклонение значения периода сердцебиений, определенных алгоритмически, от истинного периода составило 1 мс. При вычислении ЧСС такая погрешность определения периода приводит к ошибке менее 1 удар/мин, что является допустимой погрешностью определения ЧСС.

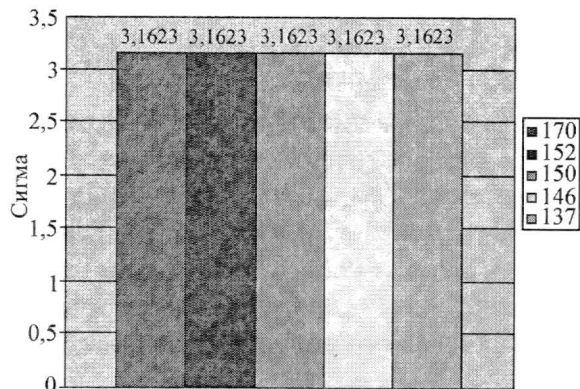


Рис.3. Гистограмма значений сигма для равномерных тестовых последовательностей

### Литература

1. *Лелюк В.Г., Лелюк С.Э.* Ультразвуковая ангиология. – 3-е изд. – М.: Реал Тайм, 2007. – 416 с.
2. Beat-to-beat detection of fetal heart rate: Doppler ultrasound cardiotocography compared to direct ECG cardiotocography in time and frequency domain / *Chris H.L. Peters, Edith D.M. ten Broeke et al.* – Institute of physics publishing, 2004. – 9 с.
3. *Сергиенко А.Б.* Цифровая обработка сигналов. – СПб.: Питер, 2003. – 608 с.

Статья поступила  
26 ноября 2007 г.

*Автушенко Кирилл Игоревич* – аспирант кафедры информатики и программного обеспечения вычислительных систем МИЭТ. *Область научных интересов:* применение алгоритмов цифровой обработки сигналов в медицинских системах.