

МЕТОДЫ МНОГОСКОРОСТНОЙ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ В ЗАДАЧАХ АНАЛИЗА ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Витязева Т.А., старший преподаватель кафедры АСУ Рязанского государственного радиотехнического университета имени В.Ф. Уткина, e-mail: vsv630@yandex.ru

METHODS OF MULTI-SPEED SIGNAL PROCESSING IN THE PROBLEMS OF ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY

Vityazeva T.A.

The paper considers the problem of analyzing heart rate variability by digital processing of recorded signals, which allows early diagnosis of the incorrect functioning of the internal systems of human vital activity. The method and algorithms for multirate and joint processing of electrocardiogram and respiration signals, as well as a method for coordinated registration of an electrocardiogram and a respiration signal, are proposed. It is shown that the application of the proposed approaches is capable of reducing computational costs by tens of thousands of times and expanding the functionality of HRV analysis for cases of individual characteristics of organisms of certain groups of people.

Key words: heart rate variability, electrocardiosignal, multi-rate signal processing, narrow-band filtering.

Ключевые слова: вариабельность сердечного ритма, электрокардиосигнал, многоскоростная обработка сигналов, узкополосная фильтрация.

Введение

Болезни сердечно-сосудистые системы (ССС) занимают ведущее место в общей структуре заболеваемости, большего процента инвалидности и смертности трудоспособного населения. Чтобы не допустить серьёзных заболеваний миокарда и осложнений, требуется осуществлять диагностирование ССЗ на ранних сроках. Можно выделить отдельно один из методов профилактического обследования сердца – электрокардиографию. Это самый надёжный, простой и информативный метод неинвазивного обследования работы сердечной мышцы. Богатую информацию о состоянии ССЗ несет в себе явление вариабельности сердечного ритма (ВСР), которое представляет собой колебания длительности цикла сердечных сокращений. Кроме того, в 1960-х годах наука, изучающая работу сердца, сделала огромный шаг вперёд, когда Баевский Р.М. с соавторами установил, что ВСР даёт полную картину обо всех процессах, которые происходят в организме в целом, а не только о состоянии ССЗ [1]. Так, анализ ВСР стал широко применяться для оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций организма, для определения общей активности нейрогуморальной регуляции сердца человека, и для диагностики баланса активности парасимпатического и симпатического отделов вегетативной нервной системы.

В настоящее время математические методы анализа ВСР находят всё большее применение в различных областях физиологии и медицины. Надо отметить, что наиболее распространённым методом анализа является спектральный анализ динамических рядов RR-интервалов (интервалов времени между соседними R-зуб-

Рассматривается задача анализа вариабельности сердечного ритма, позволяющего вести раннюю диагностику некорректного функционирования внутренних систем жизнедеятельности человека, методами цифровой обработки регистрируемых сигналов. Предложены метод и алгоритмы многоскоростной совместной обработки сигналов электрокардиограммы и дыхания, а также способ согласованной регистрации электрокардиосигнала и сигнала дыхания. Показано, что применение предложенных подходов способно в десятки тысяч раз сократить вычислительные затраты и расширить функциональные возможности средств анализа ВСР на случаи индивидуальных особенностей организмов отдельных групп людей.

цами электрокардиосигнала) [1]. С помощью спектрального анализа ВСР возможно получить количественную оценку влияния на работу сердечной мышцы различных регуляторных систем, так как спектральный анализ даёт информацию о распределении мощности частотных составляющих колебаний RR-интервалов. В 1996 году эксперты Европейского Кардиологического Общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии разработали методологические рекомендации по измерению, физиологической интерпретации и клиническому использованию ВСР, приняли стандарты частотных диапазонов [2], такие как:

- высокочастотные колебания, дыхательные волны HF (High Frequency), лежат в диапазоне 0,15 – 0,4 Гц;
- низкочастотные колебания, медленные волны 1-го порядка LF (Low Frequency) в диапазоне колебаний 0,04–0,15 Гц;
- очень низкочастотные колебания, медленные волны 2-го порядка VLF (Very Low Frequency), с частотой колебаний 0,003 – 0,04 Гц.

Как видно из представленных данных, сигнал ВСР лежит в области очень низких частот. В то же время частота дискретизации большинства современных электрокардиографов, используемых на сегодняшний день в медицинских учреждениях, составляет 1000 – 2000 отсчетов в секунду (отс/с). Это приводит к проблеме очень

больших вычислительных затрат при выделении и анализе ВСР. Для снижения объема вычислительных операций целесообразно применять многоскоростную обработку сигнала (МОС) с переходом на пониженную частоту дискретизации. Многоскоростная обработка сигналов предполагает, что в процессе преобразований возможно изменение частоты дискретизации в сторону уменьшения и, как следствие, изменение требуемой скорости обработки. Это приводит к более эффективной реализации алгоритмов анализа, так как открывается возможность значительного уменьшения требуемой вычислительной производительности проектируемой цифровой системы [3]. Исследованию описанного подхода посвящена данная работа.

Как отмечено выше, на ритм сердца оказывает влияние процесс дыхания. Учет этой связи дает возможность повысить достоверность принятия решений о состоянии здоровья человека, в том числе в тех случаях, когда из-за индивидуальных особенностей организма наблюдаемые показатели жизнедеятельности не вписываются в стандартные рамки. В данной статье предлагаются алгоритмы многоскоростной совместной обработки сигналов дыхания и ритма сердца, а также способ согласованной регистрации этих процессов.

Анализ проблемы обработки сигнала ВСР и предлагаемые методы ее решения

Перечислим основные известные подходы к анализу ВСР и раскроем направление, в рамках которого предлагаются новые решения в данной работе. Методы анализа ВСР могут быть разделены на следующие группы [1, 2].

Статистические методы: применяются для непосредственной оценки ВСР в исследуемый промежуток времени. При их использовании кардиоинтервалограмма рассматривается как совокупность последовательных временных промежутков – интервалов RR.

Ко второй группе относятся геометрические методы (вариационная пульсометрия). Сущность вариационной пульсометрии заключается в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин. При этом строится вариационная кривая (кривая распределения кардиоинтервалов – гистограмма) и определяют ее основные характеристики.

Третья группа – это автокорреляционный анализ. Вычисление и построение автокорреляционной функции динамического ряда кардиоинтервалов направлено на изучение внутренней структуры этого ряда как случайного процесса.

К четвертой группе относится корреляционная ритмография – скатерография. Сущность метода корреляционной ритмографии заключается в графическом отображении последовательных пар кардиоинтервалов (предыдущего и последующего) в двумерной координатной плоскости.

Пятая группа – это спектральные методы анализа ВСР. Эти методы анализа получили в настоящее время очень широкое распространение. Анализ спектральной плотности мощности колебаний дает информацию о распределении мощности в зависимости от частоты

спектральных составляющих в ритме сердца. Применение спектрального анализа позволяет количественно оценить различные частотные составляющие колебаний ритма сердца и наглядно графически представить соотношения разных компонентов сердечного ритма, отражающих активность определенных звеньев регуляторного механизма. Различают параметрические и непараметрические методы спектрального анализа. К первым относится авторегрессионный анализ, ко вторым – быстрое преобразование Фурье и периодограммный анализ. Обе эти группы методов дают сравнимые результаты [1, 2].

Характерной особенностью спектрального анализа является тот факт, что требуется время, чтобы накопить данные о работе сердца. На основании этих данных затем выполняются преобразования и делаются выводы. При этом теряется информация о времени появления того или иного волнового процесса в ритме сердца, поэтому нет возможности соотнести эти моменты времени с сопутствующими обстоятельствами, их вызывающими.

Для решения этой проблемы в работе [4] предложен способ выявления медленноволновых периодических составляющих в ритме сердца в режиме реального времени. В основу способа положено представление электрокардиосигнала (ЭКС) математическими выражениями, соответствующими сигналам с частотно-импульсной модуляцией (ЧИМ), частота последовательности прямоугольных импульсов которых меняется по закону изменения сердечного ритма. В [4] предложено использовать набор узкополосных цифровых фильтров для анализа кардиосигнала на наличие в нем медленно волновых составляющих в режиме реального времени. Однако реализация данного набора узкополосных фильтров наталкивается на проблему сверхвысоких вычислительных затрат [5].

Данная проблема традиционно решается методами многоскоростной обработки сигналов. Термин «многоскоростная обработка сигналов» обозначает, что частота дискретизации сигнала в различных точках системы является разной.

В работе предлагается использовать многоскоростную обработку применительно к анализу сигнала ВСР. Как уже было отмечено, спектральные составляющие сигнала ВСР находятся в диапазоне от 0 Гц до 0,4 Гц. При этом частота дискретизации современных электрокардиографов составляет порядка 1000-2000 (отс/с). Таким образом, переход на пониженную частоту дискретизации с целью существенного снижения вычислительных затрат оказывается вполне целесообразным в данной задаче.

Известно [3], что понижение частоты дискретизации может осуществляться различными способами и приводить к различным результатам с точки зрения экономии вычислительных затрат. В общем виде процесс преобразования частоты дискретизации может выглядеть как многоступенчатая структура – рис. 1. Возникает понятие многоступенчатой многоскоростной обработки сигналов (МОС).

На рис. 1 изображена общая структура m -ступенчатого понижения частоты дискретизации. Каждая ступенчатого

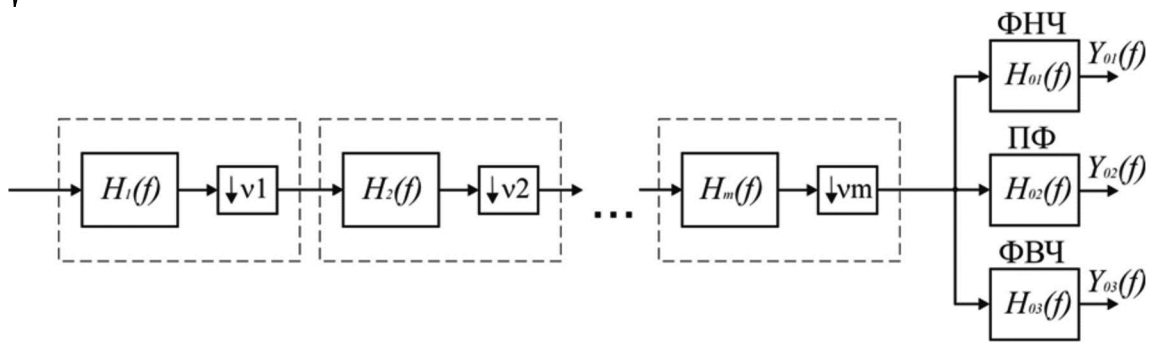


Рис. 1. Общая структура многоступенчатой фильтрации-децимации

пень такой структуры включает в себя фильтр нижних частот с частотной характеристикой $H_i(f)$ и блок прореживания отсчетов в v_i раз, на практике реализуемые в виде одного блока преобразований, именуемого фильтром-дециматором. Число ступеней m , частотные характеристики фильтров и значения коэффициентов децимации в каждом случае подбираются индивидуально и приводят к различным результатам. Выход последней ступени подается на вход схемы обработки сигнала ВСР, работающей на пониженной частоте дискретизации.

В работе предлагается метод многоскоростной многоступенчатой временной фильтрации сигнала ВСР, при котором структура на рис. 1 используется для анализа ВСР. В этом случае входным сигналом МОС является сигнал с частотой дискретизации порядка 1000 (отс/с). Выход m -й ступени фильтрации-децимации подается на гребенку полосовых фильтров анализа, оценивающих мощность сигнала в высокочастотном, низкочастотном и очень низкочастотном диапазонах ВСР. Таким образом, задачей дальнейших исследований являются расчет структуры, представленной на рис. 1, для случая анализа сигнала ВСР, исследование свойств предложенной структуры, расчет требуемых вычислительных затрат, оценка эффективности предложенного подхода.

Исследование метода многоскоростной многоступенчатой временной фильтрации

Предполагается, что спектральные составляющие модулированного сигнала находятся в диапазоне частот от нуля до 0,4 Гц. По теореме В.А.Котельникова выбирается вторичная частота дискретизации, равная $F_d = 2,0$ отс/с. Встает задача понижения частоты дискретизации с 1000 отс/с до 2,0 отс/с. При расчете структуры будем минимизировать приведенные вычислительные затраты по методике оптимального проектирования, представленной в [3].

Рабочие фильтры (ФНЧ, ПФ и ФВЧ на рис. 1), предназначенные для обнаружения и выделения соответствующих частотных составляющих в ритме сердца, обрабатывают входные отсчеты, следующие с частотой 2 отс/с. В [5] приведена количественная оценка сокращения вычислительных затрат за счет применения многоступенчатой структуры понижения частоты дискретизации.

Ставится задача оптимизации параметров предложенной многоступенчатой структуры набора узкополосных цифровых фильтров по критерию приведенных вычислительных затрат.

Порядок фильтров анализа ВСР, работающих на пониженной в $v = 500$ частоте дискретизации $F_{S4} = F_{S0}/v$, рассчитывается по формуле [3]:

$$N_0 = N_{НЧ} = N_{ПФ} = N_{ВЧ} = \alpha \cdot \frac{\beta}{v} \cdot L\left(\frac{\varepsilon_{1дон}}{2m+1}, \varepsilon_{2дон}\right). \quad (1)$$

где α – показатель прямоугольности АЧХ, β – показатель узкополосности фильтра, $L(\varepsilon_{1дон}, \varepsilon_{2дон})$ – логарифмический показатель частотной избирательности, $\varepsilon_{1дон}, \varepsilon_{2дон}$ – допустимая неравномерность АЧХ фильтра в полосе пропускания и допустимый уровень боковых лепестков в зоне непрозрачности (затухание в полосе непропускания), v – коэффициент прореживания.

Выражение для оценки общих вычислительных затрат в единицу времени (в секунду) для m -ступенчатой структуры узкополосного фильтра принимает вид [3]:

$$R_T = \left(\sum_{i=1}^m \frac{N_i}{\prod_{j=1}^i v_j} + \frac{3 \cdot N_0}{v} \right) \cdot F_{S0}. \quad (2)$$

Коэффициенты прореживания m -ступенчатого оптимизированного ФД, согласно [3], удовлетворяют условию:

$$v_j > v_{j+1} > \dots > v_m. \quad (3)$$

При этом требуемая емкость памяти данных и коэффициентов может быть рассчитана по формулам [3]:

$$S = \sum_{j=1}^m N_j + N_0; \quad Q = \sum_{j=1}^m N_j + 3 \cdot N_0. \quad (4)$$

Из [3] известно, что при оптимизированных вычислениях наибольший «прирост» выигрыша по эффективности достигается в двухступенчатой структуре ($m = 2$) и чуть меньший – при переходе от двухступенчатой к трёх- и четырёхступенчатой структурам. Это справедливо для достаточно больших значений коэффициента прореживания v . Учитывая, что коэффициенты прореживания v_i на каждой i -й ступени принимают целочисленные значения, а также отвечают условию (3), поиск оптимального распределения коэффициентов можно выполнить, используя перебор всех допустимых сочетаний коэффициентов.

Вычисления произведены при помощи программы *Mathcad* и для наглядности сведены в табл. 1 (число ступеней $m = 2$) и табл. 2 (число ступеней $m = 3$).

Таблица 1

v_1	v_2	N_1	N_2	$R_T(v_1, v_2)$ умн. в сек.	$S(v_1, v_2)$ ячеек памяти
250	2	1750	80	12640	2744
125	4	600	160	10600	1674
100	5	500	200	10480	1614
50*	10*	200	400	10280*	1514*
25	20	100	800	11080	1814
20	25	80	1000	11480	1994

Таблица 2

v_1	v_2	v_3	N_1	N_2	N_3	$R_T(v_1, v_2, v_3)$ умн. в сек.	$S(v_1, v_2, v_3)$ ячеек памяти
125	2	2	625	14	86	10708	1709
50	5	2	200	35	86	9792*	1305
25	5	4	100	25	172	10024	1281*
20	5	5	80	25	215	10160	1304
10	10	5	40	50	215	10410	1289
10	5	10	40	20	430	10740	1474

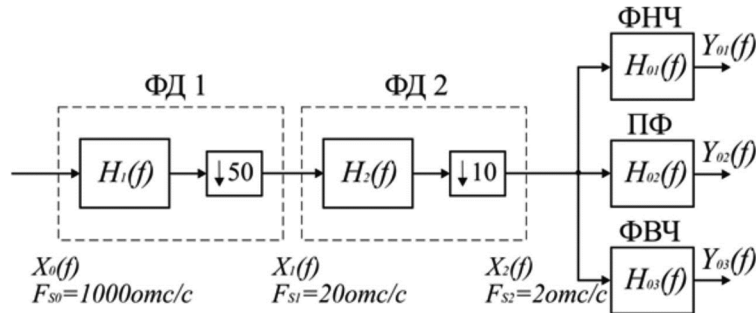


Рис. 2. Оптимальная двухступенчатая структура набора фильтров анализа ВСП

При расчете суммарных вычислительных затрат R_T и емкости памяти данных S , в соответствии с (2) и (4), учитывалось, что $N_0 = 914$ ячеек при $m = 2$ и $N_0 = 984$ при $m = 3$ [3].

Для сравнения, приведенные вычислительные затраты на одноступенчатую реализацию набора фильтров ($m = 1$) составляют: $R_T = 42000$ умн. в сек. и требуют $S = 19333$ ячейки памяти данных [6].

Принятые оптимальные значения коэффициентов прореживания $v_1 = 50$ и $v_2 = 10$, полученные для двухступенчатой структуры ($m = 2$), выделены в табл. 1 звездочкой. Таким образом, методом перебора всех сочетаний коэффициентов было определено, что пере-

ход к двухступенчатой структуре даёт заметный выигрыш по минимизации вычислительных затрат и памяти данных для проектируемой структуры (более 4-х раз по числу операций умножения и 12,8 раз по числу ячеек памяти данных). В тоже время использование трех ступеней ФД ($m = 3$) не дает заметного выигрыша по отношению к его оптимальной двухступенчатой структуре ($m = 2$). На рис. 2 представлена оптимальная двухступенчатая структура набора фильтров анализа ВСП с предварительной децимацией.

На рис. 3 показана оптимальная трехступенчатая структура с коэффициентами децимации $v_1 = 50$, $v_2 = 5$ и $v_3 = 2$.

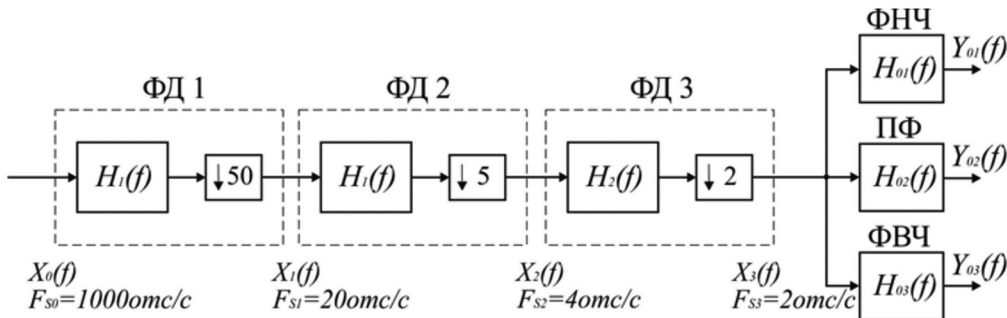


Рис. 3. Оптимальная трехступенчатая структура набора фильтров анализа ВСП

Многоскоростная совместная обработка сигнала дыхания и variability сердечного ритма

Вариабельность сердечного ритма несет в себе информацию о состоянии большого числа систем жизнедеятельности человека. В нормальном состоянии организма человека ВСП обусловлена в основном процессом дыхания, на частоту сердцебиений оказывают влияние фазы дыхания: вдох вызывает угнетение блуждающего нерва, и частота сердцебиений увеличивается, а выдох – раздражение блуждающего нерва и замедление сердечного ритма. Частота дыхания у взрослого человека лежит в диапазоне 0,3-0,5 Гц. Поэтому в нормальном состоянии мощность частотных компонент ВСП в *HF*-диапазоне должна существенно превалировать над более низкими частотами. Если же данный баланс нарушается, то можно говорить о неудовлетворительной работе организма [1, 2]. В ряде случаев у отдельных лиц, страдающих заболеваниями дыхательной системы, а также у высоко тренированных спортсменов, частота дыхательных движений в состоянии относительного физиологического покоя может составлять 8-10 дыханий в минуту. В этом случае составляющие спектра кардиоритмограммы, обусловленные влиянием дыхательного процесса, обычно относящиеся к *HF*-диапазону, попадают в *LF*-диапазон. Таким образом, расчетное отношение *LF/HF* не будет соответствовать реальному состоянию организма. Для исключения принятия ошибочного решения целесообразно учитывать влияние дыхания на ритм сердца [6].

Для адекватного учета влияния дыхания на ритм сердца необходимо обеспечить синхронную запись сигналов, отображающих эти процессы. В работе [7] предложен алгоритм совместной обработки сигналов ВСП и дыхания, его структура показана на рис. 4.

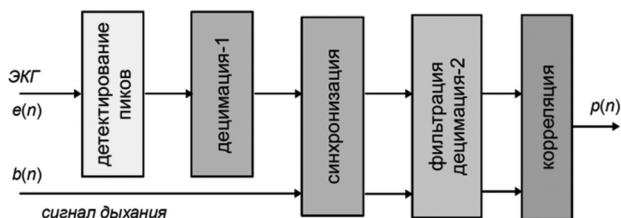


Рис. 4. Алгоритм совместной обработки сигналов ВСП и дыхания

Сигнал ЭКГ регистрируется обычным методом и оцифровывается на исходной относительно высокой частоте дискретизации порядка 1000 отс/с. Реализуется

детектирование *R*-зубцов. Параллельно регистрируется и оцифровывается сигнал дыхания.

Следующим этапом реализуется синхронизация. Проблема синхронизации может решаться различными методами. В простейшем случае можно использовать простой способ синхронизации двух сигналов, основанный на поиске максимума коэффициента корреляции при различных относительных смещениях сигналов ВСП и дыхания. Однако данный подход требует больших вычислительных затрат. Действительно, корреляция двух последовательностей дискретных отсчетов длиной *N* требует *N* операций умножения с накоплением. Повторение процедуры для всех относительных смещений *M* сигналов означает общие вычислительные затраты *MxN* операций умножения с накоплением.

В связи с большой вычислительной сложностью рассматриваемой процедуры синхронизации, до синхронизации выполняется переход на пониженную вторичную частоту дискретизации. Для понижения частоты дискретизации сигнала ВСП на выходе детектора пиков достаточно только проредить отсчеты, не выполняя фильтрации, которая обычно присутствует в схемах многоскоростной обработки сигналов. Это обусловлено тем, что децимация выполняется для ритмограммы, в которой отсутствуют шумы.

После синхронизации сигналов ВСП и дыхания возможна их совместная обработка, в данном случае сводящаяся к определению коэффициента корреляции. При этом обработка может выполняться на частоте дискретизации, отличной от частоты, на которой производилась синхронизация. В алгоритме обработки децимация выполняется в два этапа: децимация-1 и децимация-2. На втором этапе децимация сопровождается фильтрацией, позволяющей сгладить импульсную форму сигналов и предотвратить заворачивание спектра в область низких частот [7].

Для повышения степени синхронности записи последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы можно предложить способ регистрации этих последовательностей [8], учитывающий временные задержки при их обработке.

В момент начала каждого *n*-го очередного цикла (рис. 5, б) сердечного сокращения (кардиоцикла) берут *n*-й отсчет сигнала пневмограммы (обозначен цифрой 1 на рис. 5, а) и задерживают его на время до следующего (*n+1*)-го цикла сердечного сокращения (обозначено цифрой 2 на рис. 5, а), то есть на время измерения

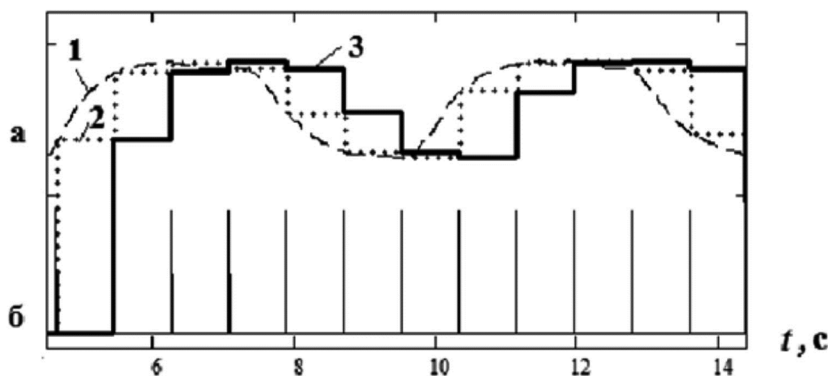


Рис. 5. Иллюстрация процесса обработки отсчетов пневмограммы

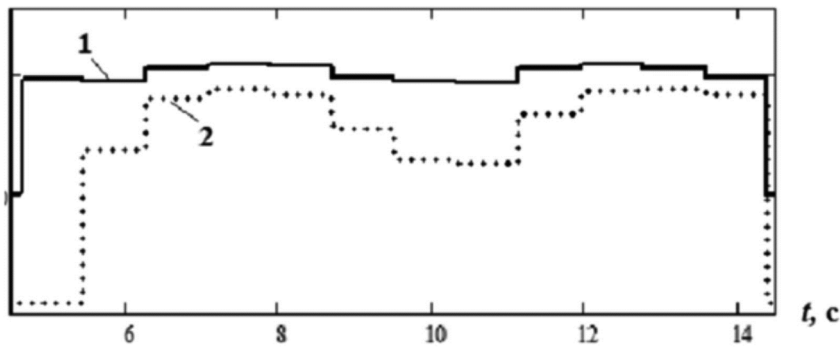


Рис. 6. Синхронизированные последовательности отсчетов пневмограммы и кардиоритмограммы

длительности кардиоцикла. В этот же момент, соответствующий началу каждого n -го очередного цикла сердечного сокращения, начинают измерение длительности текущего n -го кардиоцикла. В момент начала следующего

$(n+1)$ -го кардиоцикла запоминают значение длительности предыдущего n -го кардиоцикла (обозначен цифрой 1 на рис. 6) и запоминают значение задержанного n -го отсчета сигнала пневмограммы (обозначены цифрой 3 на рис. 5 а и цифрой 2 на рис. 6). Таким образом, регистрация n -го отсчета пневмограммы и значения длительности n -го кардиоцикла произойдет в один и тот же момент времени, обеспечивая формирование синхронизированных временных последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы.

Эти последовательности можно непосредственно анализировать на предмет выявления корреляционной связи между ними. Можно также выполнить интерполяцию этих последовательностей, восстановив промежуточные значения между значениями отсчетов сигнала пневмограммы и между значениями длительностей соседних кардиоциклов. Синхронизация интерполированных последовательностей при этом не нарушится.

Реализация предлагаемых решений на цифровом сигнальном процессоре

Для оценки эффективности практического применения одного из предложенных в работе решений, в частности, оптимальной двухступенчатой структуры набора фильтров анализа ВСР, целесообразно провести разработку программного обеспечения (ПО) для одного из применяемых в настоящее время в промышленности цифрового процессора. В качестве такого процессора был выбран сигнальный процессор 1967ВН028 АО «ПКК «Миландр» как один из немногих процессоров отечественного производства, отвечающий необходимым требованиям по вычислительной производительности и энергопотреблению.

Разработка ПО выполнена в среде *СМ-LYNX* со встроенным симулятором процессора, с использованием языка Си. Для реализации фильтрации и фильтрации-децимации использованы функции из состава библиотеки цифровой обработки сигналов.

Тексты программ фильтрации и фильтрации-децимации представлены на рис. 7 и 8.

```
void filter(float x[], float h[], float y[], int Nx, int Nh)
{
    int i, j;
    float a;

    for(i=Nh-1; i<Nx; i++)
    {
        a=0;
        for(j=0; j<Nh; j++)
        {
            a=a+h[j]*x[i-j];
        }
        y[i-(Nh-1)]=a;
    }
}
```

Рис. 7. Код программы фильтрации

```
void filter_decim(float x[], float h[], float b[], int Nx, int Nh, int nu)
{
    int i, j, l;
    float a;

    l=0;
    for(i=Nh-1; i<Nx; i=i+nu)
    {
        a=0;
        for(j=0; j<Nh; j++)
        {
            a=a+h[j]*x[i-j];
        }
        b[l]=a;
        l++;
    }
}
```

Рис. 8. Код программы фильтрации-децимации

Тестовые данные для обработки формируются аналогично проведенному моделированию. Результат обработки на процессоре совпадает с результатом, полученным в среде моделирования.

Частотные характеристики фильтров-дециматоров оптимальной двухступенчатой структуры анализа ВСР, представленной на рис. 2, приведены на рис.9.

Фильтр, показанный на рис. 9 а – фильтр-дециматор первой степени. Он работает на высокой частоте дискретизации и имеет почти 400 коэффициентов. Затраты на данный фильтр оказываются наибольшими, но благодаря своим характеристикам он позволяет в 50 раз снизить частоту дискретизации и существенно упростить обработку на последующих этапах.

Второй фильтр-дециматор (рис. 9 б) работает на промежуточной частоте дискретизации. Его полоса пропускания определяется полосой ВСР, а полоса заграждения начинается с 1 Гц.

Предполагается, что дополнительное программное обеспечение, не рассматриваемое в рамках данной за-

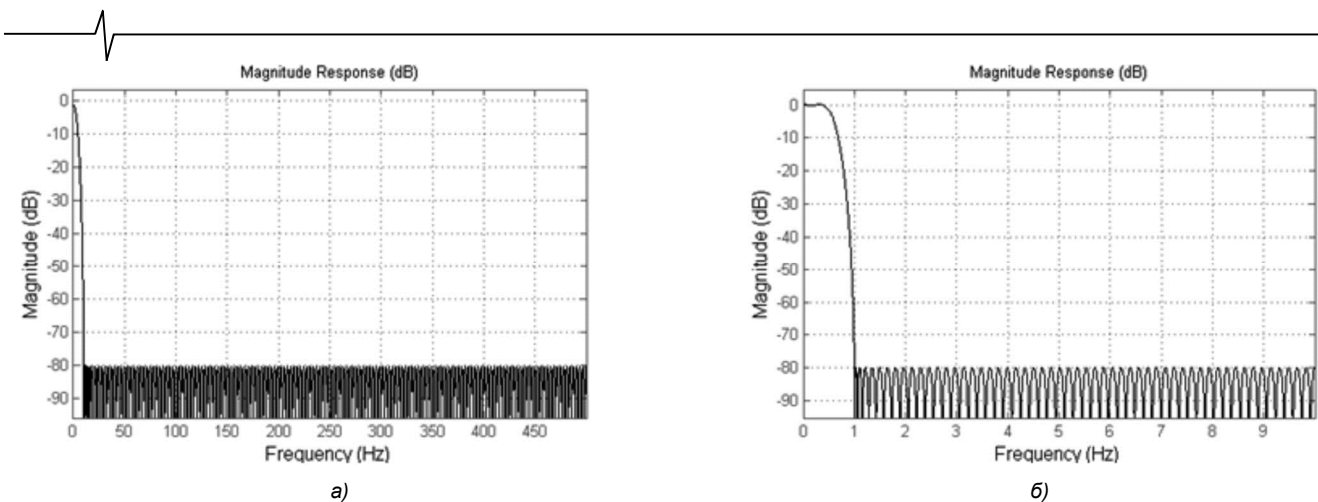


Рис. 9. АЧХ фильтров-дециматоров

дачи, должно выполнять обнаружение QRS-комплексов в ЭКГ-сигнале и формировать короткие импульсы на каждый период ЭКГ. Это означает, что ВСП моделируется последовательностью импульсов с переменной частотой следования или сигналом с частотно-импульсной модуляцией. При моделировании используется синусоидальная модулирующая функция с частотой, «лежащей» внутри ВЧ-поддиапазона в течение первой половины интервала наблюдения и внутри НЧ-поддиапазона во второй половине. Спектрограмма модулирующей функции показана на рис. 10а.

Мощность сигнала непрерывно измеряется на выходе каждого фильтра анализа. Распределение мощности по частотным поддиапазонам дает информацию о функционировании организма человека. Если основная мощность сосредоточена в ВЧ-диапазоне, то ситуация нормальная. Если мощность переходит в другие поддиапазоны, это может говорить о возможных нарушениях в работе функциональных систем организма.

В нашем эксперименте вслед за частотой модулирующей функции выходная мощность ВЧ-фильтра переходит от высокого уровня к низкому в середине интервала анализа (кривая 1 на рис. 10 б). Аналогично, мощность НЧ-поддиапазона изменяется с низкого уровня до высоко-

кого (кривая 2 на рис. 10 б). В результате соотношение мощности ВЧ и НЧ значительно снижается (кривая 3 на рис. 10 б) в тот момент, когда входная модулирующая функция изменяет свой характер. Это позволяет разработать правило принятия решений. Нормальная ситуация наблюдается, когда коэффициент мощности выше некоторого заданного порога. В противном случае требуется дополнительное внимание и анализ ситуации.

Полученные путем моделирования результаты позволяют говорить о целесообразности реализации предложенной структуры алгоритма обработки на вычислительной элементной базе. При этом с практической точки зрения представляет интерес оценка вычислительных затрат и затрат памяти, характеризующих полученное ПО.

Оценка времени обработки производится с применением регистра-счетчика тактов *CCNT0*. Значение в данном регистре увеличивается на единицу на каждом такте. Регистр доступен для чтения программно. Считав значения регистра до начала интересующего нас фрагмента кода и по окончании данного фрагмента по их разности можно получить число тактов, потраченных на обработку. С учетом тактовой частоты процессора можно перейти от числа тактов ко времени, измеряемому в секундах.

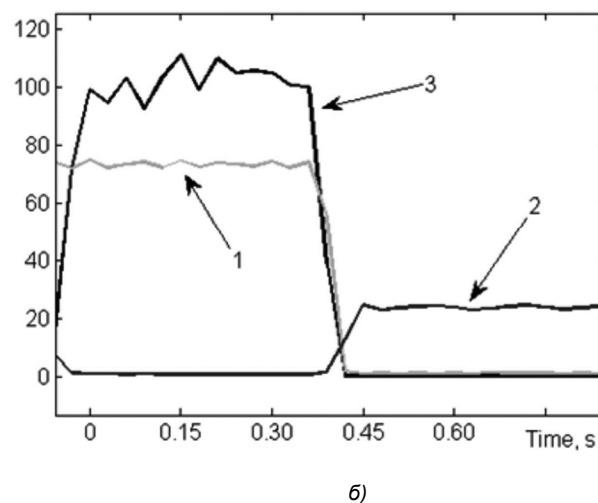
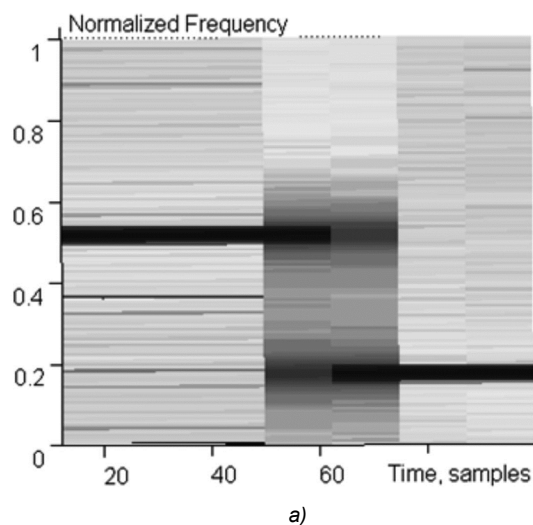


Рис. 10. Спектрограмма входного тестового сигнала (а) и результаты моделирования (б)

Для оценки затрат памяти, требуемых оптимальной структурой многоскоростной обработки кардиосигнала, требуется найти объем памяти программ и памяти данных. Объем памяти программы можно получить, проанализировав содержимое *map*-файла, формируемого на этапе сборки проекта ПО или по адресам программы, отображаемым в окне отладки среды разработки. В рассматриваемом случае они составили 784 байта. Затраты памяти данных делятся на память коэффициентов фильтров и память входных отсчетов фильтров, а также вспомогательные переменные. Последними можно пренебречь, так как их доля незначительна по сравнению с первыми двумя факторами. Затраты на коэффициенты и отсчеты фильтров легко получить из исходного текста программы. Один КИХ-фильтр порядка N требует хранения $(N+1)$ коэффициентов и $(N+1)$ входных отсчетов. Каждое значение в формате с плавающей запятой занимает 4 байта. Таким образом, КИХ-фильтр требует $2*(N+1)*4$ байт памяти. Зная порядки всех фильтров, нетрудно подсчитать затраты памяти на всю структуру.

Время обработки одного выходного отсчета на пониженной частоте дискретизации для рассматриваемой структуры оказалось на практике равным 10392116 тактов процессора или с учетом тактовой частоты процессора 450М Гц: 23 мс.

Затраты памяти при указанных выше порядках фильтров с учетом описанной методики составили: $784+2*(169+1)*4+2*(84+1)*4 = 2824$ байта.

Таким образом, предложенный алгоритм является практически реализуемым. Современная вычислительная элементная база может быть применена для изготовления устройства, использующего предложенный подход к обработке кардиосигнала.

Заключение

В рамках настоящей работы разработаны метод совместной синхронной регистрации пневмограммы и кардиоритмограммы, обеспечивающий повышение достоверности оценки влияния сигнала дыхания на ритм сердца и алгоритмы обработки этих сигналов на основе

МОС, позволяющие существенно снизить вычислительные затраты. Разработанная оптимальная структура набора фильтров анализа ВСР реализована на стандартном сигнальном процессоре. Проведена оценка затрат времени на обработку и необходимого объема памяти.

Литература

1. Баевский Р. М., Иванов Г.Г. и др. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (часть 1). Вестник аритмологии. 2001. № 24. С.65-86.

2. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*. 1996, vol. 93(5), pp.1043-1065.

3. Витязев В.В. Цифровая частотная селекция сигналов. М.: Радио и связь, 1993. 240 с.: ил.

4. Патент РФ 2440023. Способ выявления периодических составляющих в ритме сердца. Л.В. Демина, О.В. Мельник, А.А. Михеев. Оpubл. 20.01.2012. Бюллетень № 2.

5. Витязева Т.А., Михеев А.А. Применение многоскоростной обработки сигналов в задачах анализа вариабельности сердечного ритма. Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № 3 (выпуск 49). С.14-21.

6. Витязева Т.А., Витязев С.В., Михеев А.А. Оптимальное проектирование фильтра анализа вариабельности сердечного ритма. Цифровая Обработка Сигналов. 2015. № 2. С. 18-22.

7. Tatyana Vityazeva; Sergey Vityazev; Anatoly Mikheev, Synchronization of Heart Rate and Respiratory Signals for HRV Analysis, 2018 7th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO), Year: 2018, pp. 549-552.

8. Патент РФ № 2722263. Способ формирования синхронизованных последовательностей кардиоритмограммы и пневмограммы и устройство для его осуществления. Т.А. Витязева, А.А. Михеев. Оpubл. 28.05.2020. Бюллетень № 16.

У в а ж а е м ы е а в т о р ы !

Редакция научно-технического журнала «Цифровая обработка сигналов» просит Вас соблюдать следующие требования к материалам, направляемым на публикацию:

1) Требования к текстовым материалам и сопроводительным документам:

- Текст – текстовый редактор Microsoft Word, формулы – **только в редакторе MathType**.
- Таблицы и рисунки должны быть пронумерованы. На все рисунки, таблицы и библиографические данные указываются ссылки в тексте статьи.
- Объем статьи до 12 стр. (шрифт 12). Для заказных обзорных работ объем может быть увеличен до 20 стр.
- Название статьи на русском и английском языках.
- Рукопись статьи сопровождается: краткой аннотацией на русском и английском языках; номером УДК; сведениями об авторах (Ф.И.О., организация, должность, ученая степень, телефоны, электронная почта); ключевыми словами на русском и английском языках; актом экспертизы (при наличии в вашей организации экспертной комиссии).

2) Требования к иллюстрациям:

- Векторные (схемы, графики) – желательно использование графических редакторов Adobe Illustrator или Corel DRAW.
- Растровые (фотографии, рисунки) – М 1:1, разрешение не менее 300dpi, формат tiff.