

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

А.А. Федотов

Монитор пульсовой волны с адаптивной фильтрацией артефактов движения

Аннотация

Рассматривается структурное построение носимого монитора пульсовой волны, функционирующего в условиях повседневной деятельности человека. Разработана методика цифровой обработки сигнала пульсовой волны на основе полосовой частотной фильтрации и адаптивного подавления шумов. Разработана также структурная схема измерительного канала монитора пульсовой волны.

Введение

Одним из ведущих трендов развития современной медицинской техники является создание портативных носимых приборов для динамического мониторинга жизненно важных функций организма человека в условиях естественного поведения. Подобные системы потенциально позволяют оценивать риски возникновения заболеваний на донозологической стадии, вероятность осложнений хронических заболеваний, эффективность проводимого лечения [1], [2].

Важное место в современной клинической диагностике занимает мониторинг параметров сердечного ритма с целью объективного контроля состояния сердечно-сосудистой системы человека, уровня стресса и напряженности регуляторных систем организма. Физиологические показатели сердечного ритма человека являются доступными для длительного мониторинга, обладают высокой информативностью об общем состоянии гомеостаза, при этом значимость и актуальность проблемы ранней диагностики кардиологических патологий трудно переоценить.

В системах длительного мониторинга сердечно-сосудистой системы в условиях свободного поведения человека наибольший практический интерес представляет регистрация сигнала периферических артериальных пульсаций при помощи поверх-

ностно расположенных датчиков. Использование для мониторинга сигнала пульсовой волны обладает большим удобством по сравнению с регистрацией электрокардиографического сигнала, а также обеспечивает повышение диагностических возможностей за счет наблюдения за состоянием артериального русла и периферического кровотока.

Одним из наиболее клинически эффективных и универсальных методов неинвазивной регистрации периферических пульсовых волн является метод фотоплетизмографии [3], [4]. Данная статья посвящена разработке носимого монитора пульсовой волны в условиях повседневной деятельности человека.

Материалы и методы

На *рис. 1* представлена структурная схема измерительного канала разрабатываемого монитора пульсовой волны; на *рисунке* показано: 1 – генератор тока; 2 – светоизлучающий диод; 3 – фотодиод; 4 – акселерометр; 5 – преобразователь тока в напряжение; 6 – синхронный детектор; 7 – 2-канальный сигма-дельта аналого-цифровой преобразователь (АЦП); 8 – микроконтроллер (МК); 9 – Bluetooth-передатчик. Пунктиром показаны фотоплетизмографический датчик и акселерометр, выполненные конструктивно в едином компактном корпусе.

Излучатель пальцевого датчика содержит светодиод с длиной волны оптического излучения 940 нм, питаемый прямо-

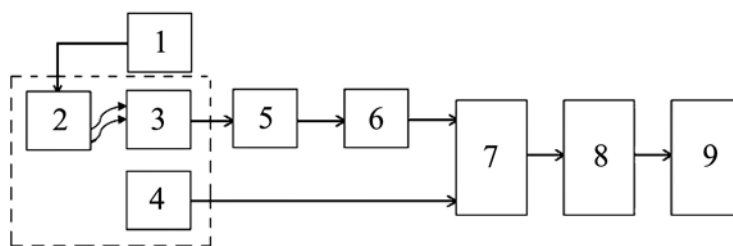


Рис. 1. Структурная схема измерительного канала монитора пульсовой волны (пояснения – в тексте)

угольными импульсами тока от генератора тока 1 (амплитуда тока – 20 мА, скважность – 2, частота – 1 кГц). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца оптическое излучение поступает на фотоприемник датчика, включенный в фотогальваническом режиме. Полученный фототок преобразуется в напряжение посредством преобразователя ток-напряжение, выполненного на базе прецизионного операционного усилителя со сверхмалыми входными токами (несколько десятков пикоампер).

Сигнал напряжения с выхода преобразователя тока в напряжение поступает на синхронный демодулятор, где происходит выделение огибающей напряжения, пропорциональной пульсовой волне. Детектированный сигнал поступает на первый вход 24-битного сигма-дельта АЦП. На второй вход АЦП поступает сигнал движения с акселерометра (А); частота дискретизации обоих сигналов одинаковая и равна 250 Гц.

Одной из основных проблем регистрации сигнала пульсовой волны фотометрическим методом является наличие сильных искажений случайной природы возникновения, обусловленных движениями человека в процессе повседневной деятельности и приводящих к сильным искажениям биосигнала, так называемых артефактов движения.

Обработка сигнала пульсовой волны на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом алгоритмических трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с основной полосой частот сигнала артериальной пульсации крови, что затрудняет использование классических методов линейной частотной фильтрации [5], [6].

Для снижения влияния двигательных артефактов предлагается использовать аппаратно-программный модуль, включающий в себя акселерометр (А) в интегральном исполнении, размещаемый в корпусе носимого монитора пульсовой вол-

ны, закрепляемого на теле человека, а также программно реализуемую методику адаптивного подавления шумов (АПШ) [5]-[8].

На рис. 2 представлена обобщенная структурная схема адаптивного фильтра, реализующего процедуру АПШ.

Основной вход фильтра представляет собой аддитивный сигнал пульсовой волны $v(n)$ и артефактов движения $m(n)$:

$$x(n) = v(n) + m(n).$$

Требуется оценить помеху $m(n)$ и устранить ее из $x(n)$ для получения исходного неискаженного биосигнала $v(n)$. Предполагается, что сигналы $v(n)$ и $m(n)$ некоррелированы. Для адаптивной фильтрации необходим второй вход, известный как опорный вход $r(n)$, который не коррелирован с сигналом пульсовой волны $v(n)$, но при этом коррелирован с двигательными артефактами $m(n)$.

Процедура АПШ модифицирует сигнал на опорном входе $r(n)$ таким образом, чтобы получить сигнал $y(n)$, который максимально близок к шуму $m(n)$. Далее сигнал $y(n)$ вычитается из сигнала на основном входе для получения оценки требуемого сигнала пульсовой волны $v^*(n)$:

$$v^*(n) = e(n) = x(n) - y(n).$$

Выходной сигнал адаптивного фильтра $y(n)$ в ответ на входной сигнал $r(n)$ определяется разностным уравнением

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} w_k \cdot r(n-k),$$

где M – порядок адаптивного фильтра; w_k – набор весовых коэффициентов адаптивного фильтра.

Основной целью использования процедуры АПШ является получение такого выходного сигнала $e(n)$, который близок по критерию наименьших квадратов к сигналу пульсовой волны $v(n)$, что достигается подачей выходного сигнала на адап-



Рис. 2. Структурная схема адаптивного фильтра подавления шумов (пояснения – в тексте)

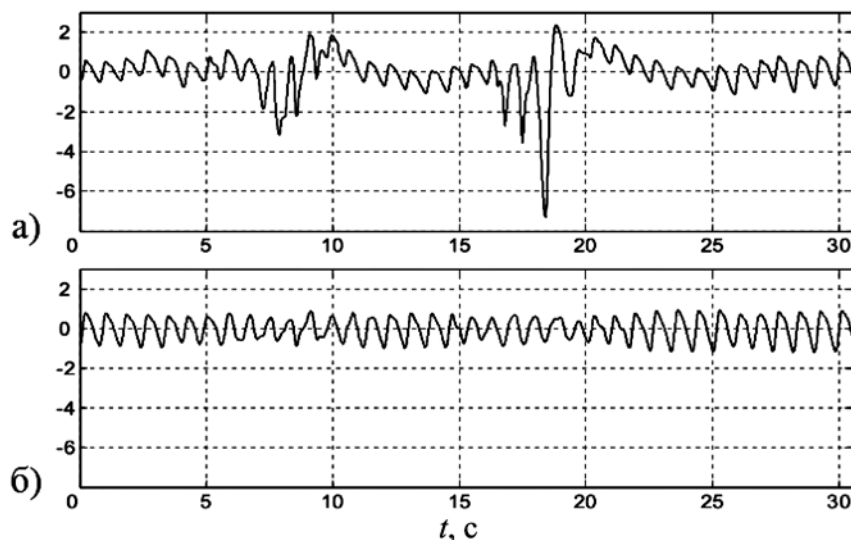


Рис. 3. Обработка сигнала пульсовой волны в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при сгибании конечности (пояснения – в тексте)

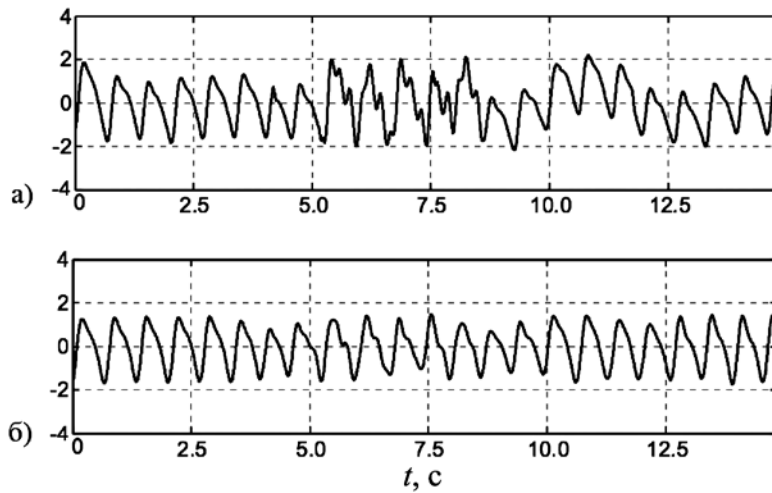


Рис. 4. Обработка сигнала пульсовой волны в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при движении конечности в горизонтальном направлении (пояснения – в тексте)

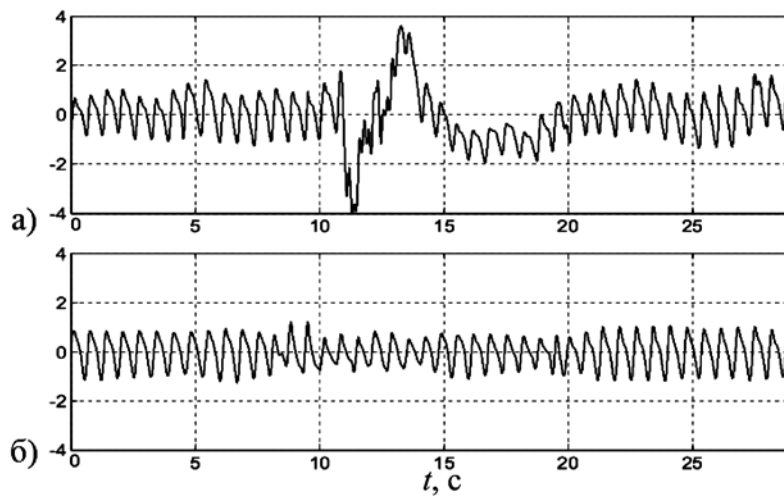


Рис. 5. Обработка сигнала пульсовой волны в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при движении конечности в вертикальном направлении (пояснения – в тексте)

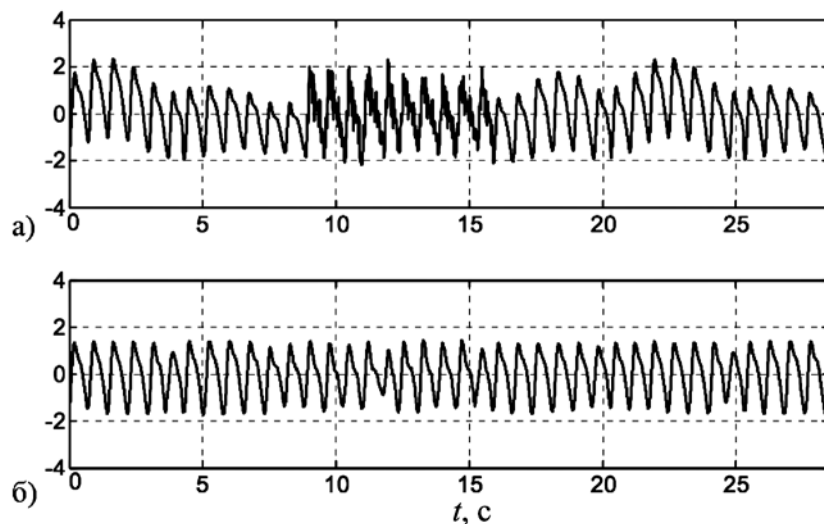


Рис. 6. Обработка сигнала пульсовой волны в условиях присутствия артефактов движения, возникающих при внешнем давлении, прикладываемом к датчику (пояснения – в тексте)

тивный фильтр в качестве обратной связи. Выходной сигнал системы используется в качестве сигнала ошибки для адаптивного процесса [7], [8].

Результаты

При разработке монитора пульсовой волны процедура АПШ реализуется программно на МК, в качестве входного сигнала используется сигнал пульсовой волны, формируемый в фотометрическом измерительном преобразователе, а в качестве опорного сигнала используется сигнал с датчика акселерометрии.

Предварительная цифровая обработка сигнала пульсовой волны осуществлялась в МК с использованием полосового фильтра Баттерворта 4-го порядка, полоса пропускания 0,2...5 Гц. Для устранения нелинейности фазовой характеристики фильтров Баттерворта выходной сигнал фильтра повторно проходил через тот же фильтр, но в обратной последовательности следования отсчетов сигнала [7].

Для программной реализации АПШ использовался рекурсивный метод наименьших квадратов на основе решения уравнения Винера-Хопфа [7], [8]; при этом оптимальное качество обработки пульсовой волны достигается при следующих значениях параметров алгоритма: коэффициент забывания – 0,98; порядок фильтра – 16.

На рис. 3-6 показаны фрагменты обработки сигнала пульсовой волны с различными видами двигательных артефактов: а) пульсовая волна с двигательными артефактами; б) результат последовательной обработки биосигнала полосовым частотным фильтром Баттерворта и адаптивным фильтром. Искажающие воздействия сигнала пульсовой волны создавались искусственно при различных видах движения конечности с закрепленным на ней фотоплетизмографическим датчиком.

Для количественной оценки качества фильтрации сигнала пульсовой волны был использован робастный подход к оценке соотношения сигнал/шум, основанный на определении собственных чисел автокорреляционной матрицы сигнала [9]. В этом случае максимальное значение собственных чисел автокорреляционной матрицы сигнала соответствует мощности сигнала, а сумма остальных собственных чисел автокорреляционной матрицы – мощности шума.

Для нахождения собственных чисел автокорреляционной матрицы исходная запись сигнала пульсовой волны разбивалась на M фрагментов одинаковой длительности L ; таким образом формировалась матрица сигнала X размерностью $M \times L$; далее определялись собственные значения автокорреляционной матрицы сигнала $D = X \cdot X^T$; соотношение сигнал/шум SNR вычислялось по формуле

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{\lambda_{\max}}{\sum_{i=1}^M \lambda_i - \lambda_{\max}} \right),$$

где λ_{\max} – максимальное значение собственных чисел автокорреляционной матрицы D ; λ_i – i -е значение собственных чисел автокорреляционной матрицы D .

Таблица 1

Соотношение сигнал/шум при различной двигательной активности и методах обработки сигнала пульсовой волны

Вид двигательной активности	Исходный сигнал, дБ	Полосовой фильтр, дБ	Адаптивный фильтр, дБ	Полосовой + адаптивный фильтры, дБ
Покой	9,6	10,5	9,4	10,3
Ходьба	2,1	7,4	9,1	9,5
Бег	- 1,9	1,6	5,1	5,2
Физические упражнения	- 2,7	1,1	4,7	5,1

Табл. 1 содержит значения соотношения сигнал/шум, определенные при различных видах двигательной активности человека во время регистрации сигнала пульсовой волны в течение 3 мин, размер фрагмента L равен 1250 (длительность фрагмента 5 с при частоте дискретизации сигнала 250 Гц).

Заключение

Анализ полученных данных показывает, что наибольший вклад в устранение возникающих при регистрации сигнала пульсовой волны артефактов движения вносит адаптивная фильтрация, при этом совместное применение с полосовой фильтрацией позволяет добиться наилучших значений соотношения сигнал/шум.

Предлагаемая в рассматриваемой работе методика цифровой обработки сигнала пульсовой волны на основе последовательного применения полосовой частотной фильтрации и адаптивной коррекции шумов обеспечивает высокий уровень подавления искажений, возникающих при длительном мониторинге в условиях повседневной деятельности человека.

Рассматриваемый в данной работе монитор пульсовой волны отличается оригинальными схемотехническими решениями и программными методиками обработки биосигналов, обеспечивающими высокую эффективность регистрации пульсовых волн в условиях повышенной двигательной активности.

Список литературы:

1. *Ekeland A.G. et al.* Effectiveness of telemedicine: A systematic review of reviews // *International Journal of Medical Informatics*. 2010. Vol. 79 (11). PP. 736-771.
2. *Winkler S. et al.* A new telemonitoring system intended for chronic heart failure patients using mobile telephone technology // *International Journal of Cardiology*. 2011. Vol. 153 (1). PP. 55-58.
3. *Allen J.* Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. PP. 1-39.
4. *Fedotov A.A., Akulov S.A.* Structure of arterial pulse signal transducers // *Biomedical Engineering*. 2014. Vol. 48 (3). PP. 160-163.
5. *Han H. et al.* Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography / *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. 2007. PP. 1539-1541.
6. *Федотов А.А., Акулов С.А.* Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
7. *Рангайян Р.М.* Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М.: Физматлит, 2007. 440 с.
8. *Theis F.J., Meyer-Base A.* Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications. – The MIT Press, 2010. 423 p.
9. *Shen W. Y. et al.* Research of fetal ECG extraction using wavelet analysis and adaptive filtering // *Computers in Biology and Medicine*. 2013. Vol. 10. PP. 1622-1627.

*Александр Александрович Федотов,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра лазерных и биотехнических систем,
ФГАОУ ВО «Самарский национальный
исследовательский университет
им. акад. С.П. Королева»,
г. Самара,
e-mail: fedoaleks@yandex.ru*