

## Методика регистрации и обработки респираторного сигнала для систем телемедицины

### Аннотация

Рассматривается методика регистрации и цифровой обработки респираторного сигнала для мониторинга параметров дыхания в телемедицинских системах. Предлагаемая методика цифровой обработки основана на применении полосового частотного фильтра и адаптивного подавления артефактов движения. Разработаны структурная схема измерительного канала и экспериментальный макет носимого монитора параметров дыхания на основе метода электроимпедансной плевтизмографии. Проведена апробация разработанной методики цифровой обработки биосигнала во время практических исследований экспериментального макета респираторного монитора.

### Введение

Важное место в современной клинической диагностике занимает мониторинг показателей функции внешнего дыхания с целью контроля процессов газообмена между организмом и окружающей средой. При объективном исследовании системы дыхания врача интересуют как общие количественные характеристики параметров внешнего дыхания, так и качественные характеристики процессов внутреннего и тканевого дыхания [1].

Одним из ведущих трендов развития современной медицины является создание телемедицинских систем персонального мониторинга состояния человека в условиях естественного поведения. Физиологические показатели дыхательной системы человека являются доступными для регистрации, обладают высокой информативностью об общем состоянии гомеостаза, при этом значимость и актуальность проблемы ранней диагностики респираторных патологий трудно переоценить. В системах длительного респираторного мониторинга наибольшей диагностической ценностью обладают методики неинвазивного контроля частоты и глубины дыхания человека [2]-[4].

Данная статья посвящена разработке методики регистрации и цифровой обработки респираторного сигнала для телемедицинских систем с целью длительного наблюдения за параметрами внешнего дыхания пациента в условиях повседневной жизнедеятельности.

### Теория

Существующие методы и средства неинвазивного контроля параметров респираторной системы человека основаны на регистрации кривой дыхания при помощи датчиков, работающих на различных физических принципах преобразования изменяющихся физиологических параметров, косвенно или непосредственно связанных с актом дыхания человека, в выходной электрический сигнал. Наибольшее распространение в клинической практике получили методы импедансной плевтизмографии, назальной термометрии, контактной пневмографии и акселерометрии [5].

Изменение фазы дыхания человека (вдох или выдох) приводит к небольшим изменениям значения электрического импеданса грудной клетки [6], [7]. Регистрация этих изменений

при помощи методов импульсной импедансометрии обеспечивает регистрацию кривой дыхания, измерение амплитудно-временных параметров которой позволит получить информацию как о частоте дыхания, так и об относительном изменении его глубины.

Метод импедансной плевтизмографии для регистрации параметров внешнего дыхания может быть относительно просто реализован поверхностным наложением миниатюрных электродов на грудную клетку человека. Данный подход является наиболее подходящим для клинического применения в системах длительного мониторинга респираторной системы в условиях свободного поведения пациента.

Однако данный способ регистрации респираторного сигнала подвержен влиянию случайных помех, обусловленных движениями человека в процессе повседневной деятельности и приводящих к сильным искажениям биосигнала. Для снижения влияния артефактов движения на качество регистрации респираторного сигнала предлагается использовать методику адаптивного подавления шумов (АПШ) [8], [9].

На рис. 1 представлена обобщенная структурная схема адаптивного фильтра, реализующего процедуру АПШ.

Основной вход фильтра  $x(n)$  представляет собой аддитивную смесь респираторного сигнала  $v(n)$  и присутствующих артефактов движения  $m(n)$ :

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

Требуется оценить величину помехи  $m(n)$  и устранить ее из  $x(n)$  для формирования неискаженного респираторного сигнала  $v(n)$ . Предполагается, что  $v(n)$  и  $m(n)$  некоррелированы между собой. Для адаптивной фильтрации артефактов движения необходимо наличие второго входа, известного как опорный вход  $r(n)$ , который некоррелирован с респираторным сигналом  $v(n)$ , но коррелирован с помехой  $m(n)$ . Сигналом опорного входа адаптивного фильтра является сигнал движения, зарегистрированный акселерометром.

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

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



Рис. 1. Структурная схема адаптивного фильтра подавления шумов (пояснения – в тексте статьи)

Сигнал на выходе адаптивного фильтра  $y(n)$  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 процедуры АПШ является получение такого выходного сигнала  $e(n)$ , который близок по критерию наименьших квадратов к неискаженному респираторному сигналу  $v(n)$ , что достигается подачей выходного сигнала на адаптивный фильтр в качестве обратной связи. Выходной сигнал системы используется в качестве сигнала ошибки для адаптивного процесса [8], [9].

### Материалы и методы

Для детектирования фаз вдоха и выдоха респираторного сигнала и определения частоты дыхания предлагается использовать метод пересечений (zero crossings) с нулем первой производной респираторного сигнала. Суть данного подхода заключается в определении временного положения всех точек пересечения сигнала первой производной с уровнем нуля. Пусть  $N_k$  – номер отсчета во времени  $k$ -й точки пересечения первой производной респираторного сигнала с уровнем нуля, тогда для определения фазы вдоха или выдоха используется следующее логическое правило:

$$\text{If } N_k + 1 > 0 \ \& \ N_k - 1 < 0,$$

$N_k$  – точка минимума респираторного сигнала;

$$\text{If } N_k + 1 < 0 \ \& \ N_k - 1 > 0,$$

$N_k$  – точка максимума респираторного сигнала.

После применения логического правила ко всем точкам пересечений с нулем фаза вдоха определяется как фрагмент участка респираторного сигнала от точки минимума до ближайшей точки максимума, фаза выдоха – от точки максимума до ближайшей точки минимума сигнала. Для исключения ложных обнаружений фаз вдоха и выдоха устанавливается минимально допустимый временной интервал между двумя соседними экстремумами, равный 1 с.

Обобщенная структурная блок-схема обработки респираторного сигнала, включая этапы цифровой фильтрации и классификации фаз вдоха/выдоха, представлена на рис. 2, где 1 – зашумленный респираторный сигнал; 2 – сигнал движения с датчика акселерометрии; 3 – полосовой фильтр; 4 – фильтр нижних частот для обработки сигнала движения; 5 – адаптивный фильтр; 6 – блок вычисления первой производной сигнала; 7 – детектор точек пересечения с уровнем нуля; 8 – логический блок классификации точек пересечения.

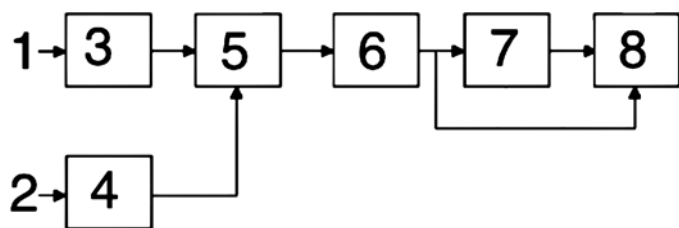


Рис. 2. Обобщенная структурная блок-схема обработки респираторного сигнала (пояснения – в тексте статьи)

Для апробации методики регистрации и обработки респираторного сигнала был разработан экспериментальный макет носимого монитора параметров внешнего дыхания, основанного на использовании метода импульсной электроимпедансометрии.

На рис. 3 показан предлагаемый вариант структурного построения измерительного канала респираторного монитора, состоящего из измерительного преобразователя биоэлектрического импеданса, блока регистрации движений человека и

вычислительного модуля. На рис. 3 показаны: ТЭ – токовые электроды; ПЭ – потенциометрические электроды; ДА – датчик акселерометрии; УПТ – усилитель постоянного тока; ГТ – генератор тока; ИУ – инструментальный усилитель; СД – синхронный детектор; АЦП – 2-канальный сигма-дельта аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер.

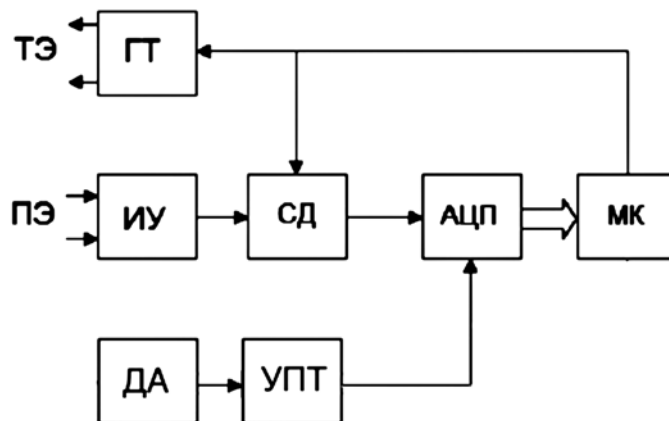


Рис. 3. Структурная схема измерительного канала респираторного монитора (пояснения – в тексте статьи)

Для регистрации изменений электрического импеданса биологических тканей используют внешний источник электрической энергии [6]. В силу того, что колебания биоимпеданса, обусловленные дыханием человека, имеют малое значение от общего сопротивления ткани (порядка 0,1...1 %); для улучшения соотношения сигнал/шум в схеме используются переменные электрические токи высокой частоты (50 кГц), амплитудно-импульсная модуляция (АИМ) с последующим синхронным детектированием и сигма-дельта АЦП высокой разрядности. Для получения приемлемой чувствительности амплитуда переменного тока, пропускаемого через биоткань, была выбрана равной 2 мА [10].

Кроме параметров дыхания, на изменение величины поверхностно измеряемого электрического импеданса биологической ткани относительно небольшое влияние оказывают артериальные пульсации крови. Тем не менее различия в спектральных характеристиках между сигналами артериальной пульсации крови и дыхательными кривыми позволяют относительно просто и эффективно зарегистрировать респираторный сигнал.

Для формирования высокочастотного электрического тока прямоугольной формы используется генератор тока, управляемый при помощи МК; скважность следования импульсов тока была выбрана равной 2. На исследуемый участок тела электрический ток поступает через токовые электроды. Возникающее в результате прохождения электрического тока напряжение регистрируется потенциометрическими электродами. Дифференциальная разность биопотенциалов, возникающих между потенциометрическими электродами, усиливается инструментальным усилителем, обеспечивающим одновременное ослабление синфазной помехи, наводимой на биообъект воздействием со стороны электрических сетей питания.

Усиленный дифференциальный сигнал напряжения с выхода инструментального усилителя поступает на синхронный детектор, где происходит выделение огибающей АИМ сигнала, пропорциональной кривой дыхания. Детектированный сигнал поступает на 24-битный сигма-дельта АЦП и далее оцифрованные отсчеты биосигнала передаются в оперативную память МК, обеспечивающего программную реализацию методики цифровой обработки респираторного сигнала.

Для аппаратной реализации методики адаптивного подавления артефактов движения используются датчик акселерометрии в интегральном исполнении, размещаемый в корпусе носимого респираторного монитора, закрепляемого на теле человека, а также усилитель постоянного тока для усиления сигнала с датчика.

## Результаты и выводы

Предварительная обработка респираторного сигнала осуществлялась в МК с использованием цифрового полосового фильтра Баттерворта 4-го порядка, полоса пропускания фильтра 0,05...0,5 Гц. Для устранения нелинейности фазовой характеристики фильтра Баттерворта выходной сигнал фильтра повторно проходил через тот же фильтр, но в обратной последовательности следования отсчетов сигнала [8].

Для реализации АПШ использовался рекурсивный метод наименьших квадратов на основе решения уравнения Винера-Хопфа [8]. Проведенные предварительные исследования показали, что оптимальное качество обработки респираторного сигнала на фоне присутствия артефактов движения достигается при следующих значениях параметров алгоритма: коэффициент забывания 0,98; порядок адаптивного фильтра равен 12.

На рис. 4 показаны фрагменты обработки респираторного сигнала с различными видами присутствующих искажений: двигательные артефакты, дрейф изолинии, высокочастотные шумы.

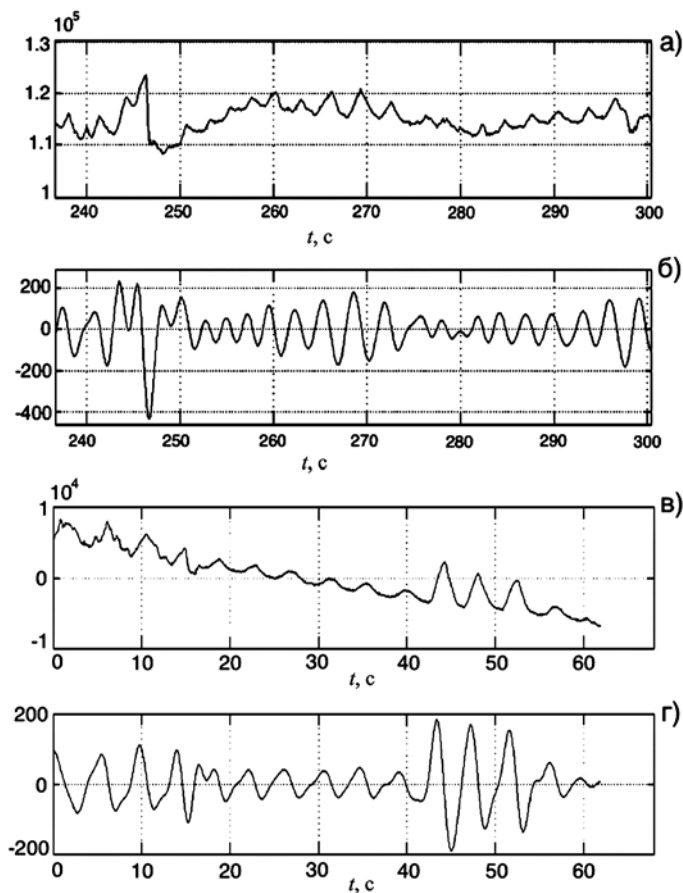


Рис. 4. Фрагменты зашумленной кривой дыхания (а), (в); респираторный сигнал после обработки полосовым и адаптивным фильтрами (б), (г)

Визуальный анализ полученных данных показывает, что предлагаемая методика цифровой обработки респираторного сигнала на основе последовательного применения полосовой частотной фильтрации и адаптивной коррекции артефактов движения обеспечивает хорошее качество подавления искажений, возникающих при длительном мониторинге параметров дыхания в условиях повседневной деятельности человека.

Для количественной оценки точности измерения частоты дыхания была сформирована группа из 15 добровольцев, у которых осуществлялась регистрация респираторного сигнала с использованием разработанного экспериментального макета носимого монитора в течение 5 мин в положении сидя, а

также при интенсивной ходьбе по комнате при условии контролируемой частоты дыхания.

Для обеспечения постоянства частоты и глубины дыхания обследуемого использовался специальный звуковой метроном, обеспечивающий эффективную синхронизацию дыхания обследуемого человека на требуемую частоту. Средние величины относительной погрешности измерения частоты дыхания на основе применения разработанной методики цифровой обработки респираторного сигнала приведены в табл. 1.

Таблица 1

### Относительная погрешность измерения частоты дыхания

Положение обследуемого	Частота контролируемого дыхания, дых./мин		
	6	9	12
Сидя	1,1 %	1,6 %	1,8 %
В процессе ходьбы	7,9 %	8,2 %	8,4 %

Анализ полученных данных показывает, что с увеличением частоты контролируемого дыхания относительная погрешность измерения частоты дыхания возрастает. При активной быстрой ходьбе наблюдается увеличение интенсивности двигательных артефактов, что приводит к значительному росту относительной погрешности измерения частоты дыхания по сравнению с состоянием покоя, тем не менее величина погрешности не превышает 10 %, что является приемлемым результатом для телемедицинских систем диагностики состояния человека.

### Список литературы:

1. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга / Учебное пособие. – М.: Высшая школа, 2004. 156 с.
2. 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.
3. Pare G. et al. Comparing the costs of home telemonitoring and usual care of chronic obstructive pulmonary disease patients: A randomized controlled trial // European Research in Telemedicine. 2013. Vol. 2 (2). PP. 35-47.
4. Bruyneel M. et al. Real-time attended home-polysomnography with telematic data transmission // International Journal of Medical Informatics. 2013. Vol. 82 (8). PP. 696-701.
5. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
6. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. – М.: Машиностроение, 2004. 597 с.
7. Webster J.G. Medical instrumentation. Application and design. – John Wiley & Sons, 2009. 675 p.
8. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. – М.: Физматлит, 2007. 440 с.
9. Theis F.J., Meyer-Base A. Biomedical signal analysis. Contemporary methods and applications. – The MIT Press, 2010. 423 p.
10. Мажбич Б.И. Осцилловольтметрия артериальных сосудов конечностей. – Новосибирск: Наука, 1990. 145 с.

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