

УДК 681.02

ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ ДАТЧИКОМ ВОЗДУШНЫХ ПОТОКОВ**А.Ю. Кормилицын, С.И. Ханков, В.И. Скорубский**

Рассматриваются задачи анализа и исследования параметров нового датчика воздушных потоков. Приведены результаты экспериментальных исследований датчика и сравнения его параметров с существующими в клинической практике датчиками. Сравнение выполняется по ряду параметров (частотное распределение спектральной плотности сигнала, реакция датчика на акустические воздействия, линейность и инерционность датчика; реакция датчика на энергию потока с регулируемой температурой; влияние жесткости конструкции).

Ключевые слова: спирометрические измерения, амплитудно-частотные характеристики, линейность и инерционность, чувствительность.

Введение

Спирометрические (акустические) измерения широко применяются для оценки вентиляции легких. В частности, измеряется объемная скорость воздушного потока и изменение объема [1]. Недостатками существующих спирометрических датчиков являются:

- низкая чувствительность акустических датчиков;
- узкий диапазон амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) измеряемого акустического сигнала;
- конструктивные ограничения при оперативном применении.

Сконструирован датчик характеристик вихревых потоков дыхания с акустическим принципом действия и косвенным воздействием акустической волны. В датчике используется воздействие вихревых потоков на эффекты, свойственные пленке поляризованного поливинилиденфторида (ПВДФ) [2]. Пленка обладает пьезоэффектом в широком частотном диапазоне от 0,01 Гц до 100 кГц и формирует электрический потенциал при разных видах энергетического воздействия. Используется также пирозлектрический эффект.

Электрический потенциал формируется при изменении условий теплообмена (например, при изменении тепловых потоков, воздействующих на поверхность конвективными турбулентными течениями или внешним тепловым излучением). В технических характеристиках пленки [2] приводятся коэффициенты механо-электрического и температурно-электрического преобразования.

Датчик не реагирует на постоянную составляющую тепловых потоков, а регистрирует только приращение параметров, когда динамика их изменения соответствует частоте рабочего диапазона частот датчика. Учитывая это обстоятельство, можно путем конструктивных изменений датчика изменить или ограничить его частотный диапазон, выбрать чувствительность датчика в заданных диапазонах частот или создать условия для демпфирования сигнала. Это позволяет управлять формой сигнала, сглаживая определенные частоты колебаний и настраивая датчик на рабочий режим. Способом демпфирования может быть выбрано изменение массы чувствительного элемента с одновременной частичной изоляцией его поверхности от воздействующих внешних потоков. Такая частичная изоляция за счет нанесения на рабочую поверхность пленки определенной толщины создает дополнительное тепловое сопротивление между рабочей поверхностью датчика и источниками внешних потоков. В результате увеличивается общая теплоемкость датчика, что ведет к изменению его термоинерционных свойств. Процессом можно управлять, выбирая толщину пленки.

В режиме регистрации механических колебаний важно иметь возможность регулировать частотный диапазон регистрируемых внешних механических воздействий. При мониторинге вихревых колебаний можно управлять характеристиками принимаемого сигнала, сглаживая и усредняя механические пульсации, создаваемые воздействием вихревых потоков. Регулировка может быть выполнена при выборе подложки с определенной массой и размещением на рабочей поверхности датчика слоя пленки. При этом изменится собственная частота колебания пластины и реакция на внешние механические колебания без потери энергии.

Таким образом, можно регулировать конфигурацию регистрируемого сигнала, приводя его к виду, отражающему наиболее важные закономерности периодически изменяющихся параметров дыхания.

Датчик воздушных потоков позволяет измерить мгновенную скорость воздушного потока, объем воздуха при вдохе и выдохе в заданном интервале, изменение температуры воздуха в интервалах вдоха-выдоха, а также индцировать ЭКГ при вдохе, выдохе и задержке дыхания.

Акустические и тепловые пьезоэффекты, используемые в датчике, преобразуются в электрические сигналы, для которых могут быть использованы средства цифровой обработки сигналов для получения значений необходимых параметров дыхания:

- спектрограмма импульса с разрешением до уровня регистрации пульсаций вихревых компонент воздушного потока;
- распределение интенсивности частот колебаний воздушных потоков дыхания;
- суммарная мощность теплообмена воздушного потока;

– кинетическая энергия воздушных потоков.

На реальных объектах выполнялись клинические исследования с применением сконструированного датчика. Исследовались следующие параметры:

1. частотное распределение спектральной плотности сигнала;
2. линейность и инерционность датчика;
3. реакция датчика на акустические воздействия;
4. реакция датчика на энергию потока с регулируемой температурой;
5. влияние жесткости конструкции датчика при использовании изолирующих материалов на АЧХ.

По каждой характеристике проведены эксперименты и выделены сигналы, демонстрирующие измеряемые параметры. При косвенных измерениях выполнены различные методы численных преобразований для получения необходимых прямых значений.

Целью выполненных исследований являлось создание новых методов и средств измерения параметров воздушных потоков дыхания, необходимых для развития функциональной диагностики в медицине, повышения надежности соответствующих алгоритмических методов диагностики и лечения, в частности, важнейших из них, связанных с сердечно-сосудистой системой.

Частотное распределение спектральной плотности сигнала

На временной диаграмме (рис. 1) приведены формы сигналов теплового потока $W(t)$, получаемых с датчика. Сигналы на рис. 1 (температура потока – рис. 1, а, скорость потока – рис. 1, б) отражают особенности дыхания человека, трудно поддающиеся механическому моделированию. На экспериментальном датчике потоков получены в фазе выдоха высокочастотные колебания (рис. 1, в), частота и амплитуда которых изменяется в соответствии с изменением скорости потока.

Для выделения вихревых компонентов сигнала вычисляется распределение спектральной плотности сигнала. На рис. 2 приведена зависимость спектральной плотности от частоты для осциллограммы, представленной на рис. 1.

Из сигнала, записанного в режиме свободного дыхания, выделены интервалы выдоха. При этом от начальной фазы к конечной скорость потока уменьшалась, что в соответствии с расчетами в [3, 4] должно приводить к уменьшению частоты образования вихрей.

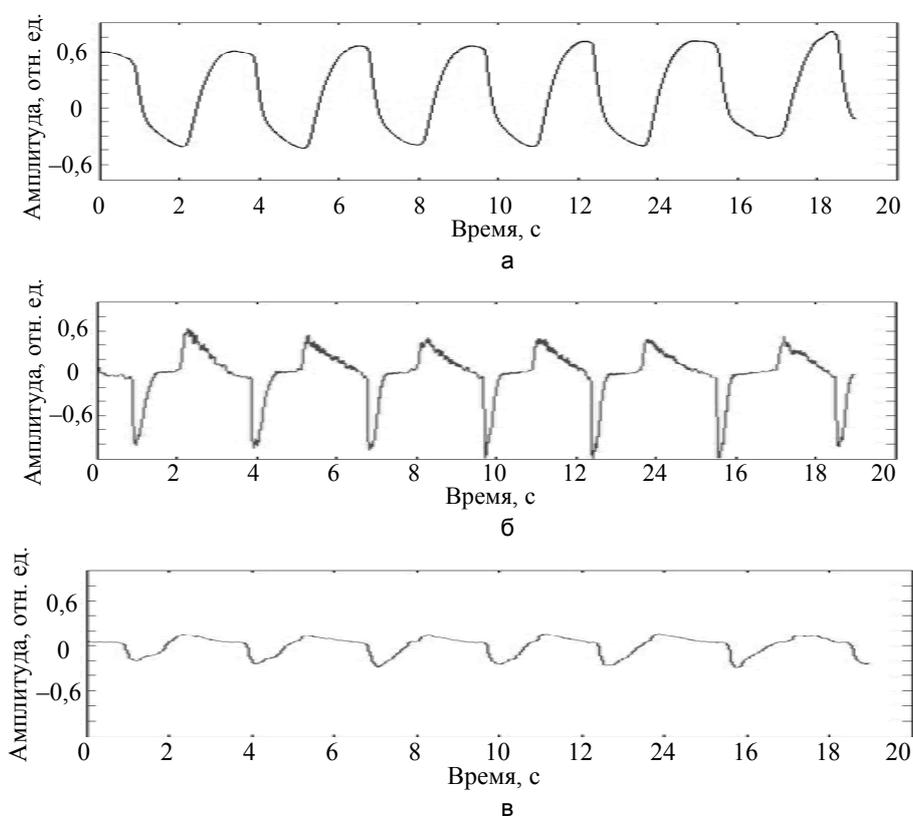


Рис. 1. Осциллограммы температурного потока дыхания человека: температура (а); скорость потока (б); высокочастотные колебания (в)

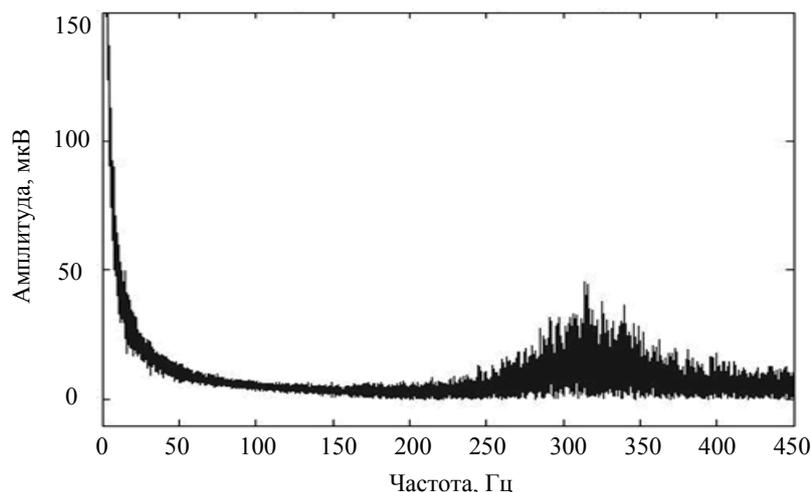


Рис. 2. Спектральная плотность сигнала

При скорости потока менее 2 м/с режим течения потока изменяется от турбулентного к переходному, и образование вихрей прекращается. Спектральная характеристика с частотой выше 259 Гц размыта, поэтому нельзя выделить единственную доминирующую частоту. Предполагаем, что информативным является интервал девиации частот, характерных для спокойного дыхания, с турбулентным режимом конвективного потока.

Частота вихрей изменяется пропорционально скорости потока, которая не является постоянной величиной на всем периоде выдоха. При изменении аэродинамического сопротивления дыхательного канала скорость потока изменяется. Новой скорости будет соответствовать своя характеристика частотного распределения спектральной плотности принимаемого сигнала. С увеличением аэродинамического сопротивления спектр будет смещаться в сторону меньших частот. Это смещение можно использовать как индикатор возникновения преграды воздушному потоку.

Характеристики линейности и инерционности чувствительного элемента датчика

Для калибровки чувствительности использовался твердотельный лазер Nd:YAG, обладающий высокой стабильностью энергии излучения и длительности импульса. Параметры использованного лазера: длина волны излучения лазера 1064 нм, диаметр луча с размерами светового пятна 6×6 мм, длительность импульса по половине амплитуды 3 нс. Характер изменения энергии в импульсе после ослабления излучения фильтрами по результатам измерения специализированным оптическим измерителем мощности иллюстрируется рис. 3. В качестве чувствительного элемента использовалась пленка ПВДФ.

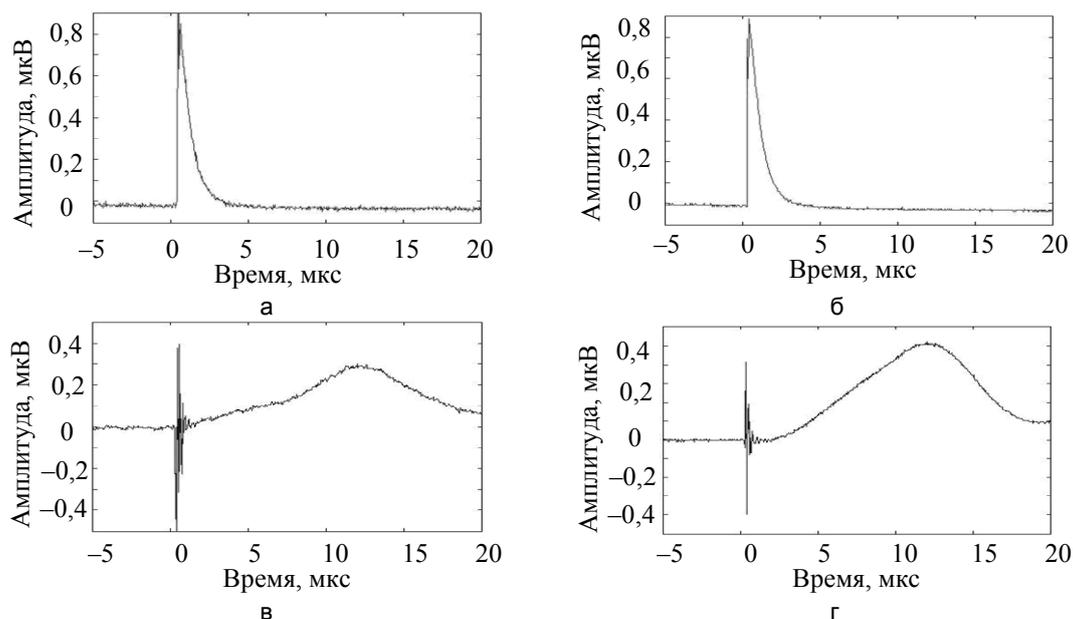


Рис. 3. Реакция чувствительного элемента (в, г) на поглощенное излучение лазера при энергии воздействия 3,5 мДж (а, в) и 5,5 мДж (б, г), обусловленное фотоэффектом

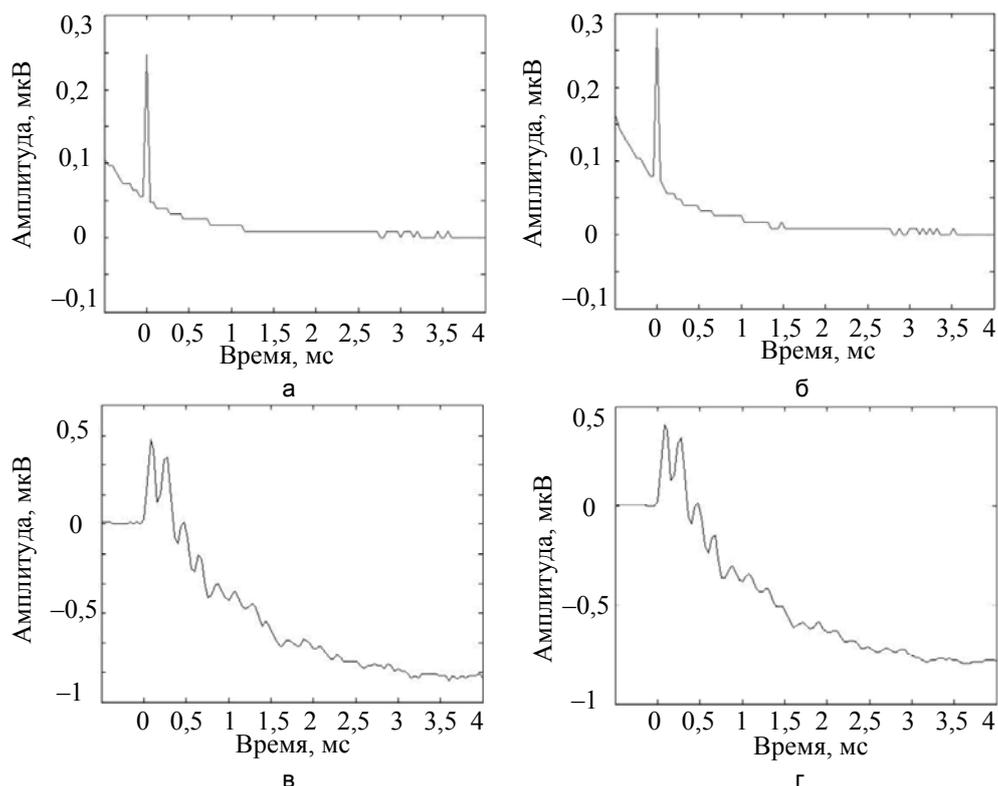


Рис. 4. Реакция чувствительного элемента (в, г) на поглощенное излучение лазера при энергии воздействия 3,5 мДж (а, в) и 5,5 мДж (б, г), обусловленное выравниванием температуры поверхности

Измерения проводились с помощью осциллографа Tektronix с полосой 200 МГц. Параметры входа 1 МОм и 20 пФ. Осциллограф Tektronix имеет функцию записи файлов, что позволяет сохранить значительно больше точек сигнала, чем представлено на экране, что необходимо для дальнейшего анализа методами цифровой обработки. На рис. 3 представлены отклики чувствительного элемента на поглощаемую энергию лазерного излучения. Графики демонстрируют линейность датчика (пропорциональность энергии воздействия 3,5 мДж и 5,5 мДж) и небольшую инерционность (задержка на 3 порядка меньше длительности вдоха–выдоха) относительно теплового воздействия. На рис. 4 в более узком диапазоне (4 мс) приведена реакция на фотоэффект пленки ПВФД. Графики также подтверждают линейность и невысокую инерционность датчика (уровень сигнала устанавливается за 3 мс при частоте дыхания 0,3 Гц).

Для синхронизации осциллографических измерений в эксперименте использовался кремниевый фотодиод. Поскольку амплитуда сигнала от лазерного импульса значительно превосходит амплитуду сигнала от излучения лампы накачки, для момента синхронизации был выбран передний фронт сигнала от лазерного импульса. В более продолжительном интервале (через 10 мкс после воздействия лазером) наступает процесс полной тепловой релаксации, сопровождающийся незначительными по амплитуде собственными колебаниями, которые могут быть устранены конструктивно.

Сравнение сигналов датчиков

Спирометрический метод исследования дыхания направлен на выявление амплитудных и временных характеристик сигнала в процессе измерения объемного расхода или скорости потока при выполнении определенных дыхательных тестов. Критерии соответствия выбираются по наиболее информативным характеристикам. В данном случае используется критерий совпадения формы исследуемых сигналов с выбранным эталоном. Эталонный сигнал считывается метрологическим измерителем объемного расхода.

В эксперименте на грудной клетке были размещены лента плетизмографа и канал ЭКГ с регистрацией биполярной реографии [5]. Со всех датчиков, в том числе и с датчика воздушного потока, проводилась синхронная запись сигналов. Для сравнения сигналы разной физической природы представлены в нормированном виде на рис. 5.

Визуально можно выделить наиболее близкие по форме сигналы плетизмограммы (рис. 5, кривая 3), реограммы (рис. 5, кривая 4) и датчика вихревых потоков (рис. 5, кривая 5). При этом следует учитывать следующие особенности измерения:

1. эталонный сигнал может представлять собой набор значений в некотором конечном коридоре (диапазоне) или набор реализаций;
2. данные, поступающие с датчиков, частично зашумлены;

3. анализ может проводиться как по одной выборке периода дыхания, так и по множеству выборок. При оценке по нескольким периодам сигнала процесс классифицируется как нестационарный;
4. выбирается пороговый уровень сигналов с датчика, который может иметь доверительный интервал значений.

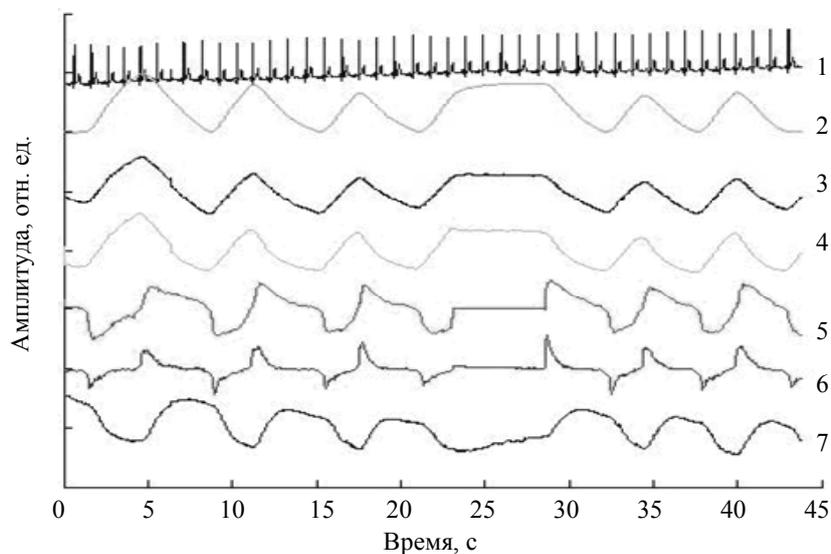


Рис. 5. Фрагмент исходных нормированных сигналов с косвенных датчиков дыхания: 1 – сигналы ЭКГ; 2 – изменение объема воздуха в цикле дыхания; 3 – сигнал плетизмограммы; 4 – сигнал реограммы; 5 – сигнал с датчика вихревых потоков; 6 – сигнал с датчика давления (с амплитудой от 0 до 1); 7 – сигнал с датчика температуры (с амплитудой от $-4,4$ до $-5,4$ мкВ)

Чувствительность датчика определяется как коэффициент преобразования единицы физической величины в электрический сигнал (напряжение) и является характеристикой, привязанной к физическому принципу, на котором построен датчик, однако единица измерения может быть не связана с измеряемой косвенно величиной. Чтобы обеспечить сравнение сигнала с датчика с эталонным сигналом датчика объема, необходимо выполнить предварительную обработку сигнала [5]. В программу исследования достоверности косвенных методов входят следующие параметры:

- амплитудные искажения относительного объемного расхода фаз вдоха и выдоха;
- амплитудные искажения скорости потока;
- ошибка определения времени привязки к началу фаз вдоха и выдоха, сопоставляемых с показаниями тахометра;
- чувствительность датчика по отношению к относительному объемному расходу;
- АЧХ.

Исследуемый интервал делится на участки, соответствующие псевдоциклическому процессу вдоха–выдоха. Производится накопление данных и построение гистограммы распределения из N циклов вдох–выдох. Количество циклов определяется равенством площадей по уровню 0,5. Таким образом, требуется не более 100 циклов вдохов–выдохов.

Алгоритм расчета сравнительных характеристик применяется отдельно для оценки искажения форм объемного расхода на вдохе и выдохе, а также профиля скорости потока во времени. Динамические характеристики процесса определяет АЧХ, которая строится на основании анализа технической документации или на основании измерений по стандартной методике. Данные, полученные в результате исследований характеристик линейности и инерционности, можно распространить на частотные характеристики акустической чувствительности датчика, так как внешняя энергия всегда вызывает деформацию (непосредственно механическую или температурную) и пьезоэффект.

Датчик можно аттестовать как микрофон с нелинейностью АЧХ в пределах от +10% до -30% в диапазоне 20 Гц -1 кГц. Линейность характеристики в диапазоне 0–100 Па не хуже 7%. В акустических измерениях за опорную величину уровня звукового давления (SPL), принимают давление 10^{-5} Па, формирующее звук, соответствующий порогу слухового ощущения. Тогда динамический диапазон датчика составляет не менее 110 дБ [6].

Акустические сигналы и скорости воздушного потока проявляются в изменении давления. Воздушные потоки образуются за счет скорости потока и сопротивления дыхательных путей, акустические сигналы формируются при образовании продольных волн в результате наличия элементов, способных создавать механические колебания. При этом акустические компоненты сигнала значительно превосходят по энергии вихревые потоки, а также перекрывают их в частотной области. Появление значительных акустических сигналов приводит к невозможности регистрации вихревых потоков.

Исследование датчика в потоках с регулируемой температурой

В процессе дыхания человека в каждый момент времени присутствуют компоненты суммарной энергии потока, обусловленные его теплосодержанием и его кинетической энергией. Энергии разделены в модельном эксперименте с использованием установки имитации дыхания с регулируемой температурой потока, которая регистрировалась датчиком температуры, а энергия и скорость потока – датчиком воздушного давления. На рис. 6 представлены осциллограммы на выходах датчиков при температуре воздушного потока из установки 20°C относительно окружающей среды, а на рис. 7 – аналогичные осциллограммы при температуре 0°C.

Регистрируемая датчиком энергия потока, нагретого установкой имитации дыхания, более чем на порядок выше потока без теплосодержания. При этом датчик воздушного потока демонстрирует высокую чувствительность к механическим колебаниям по сравнению с приемником воздушного давления.

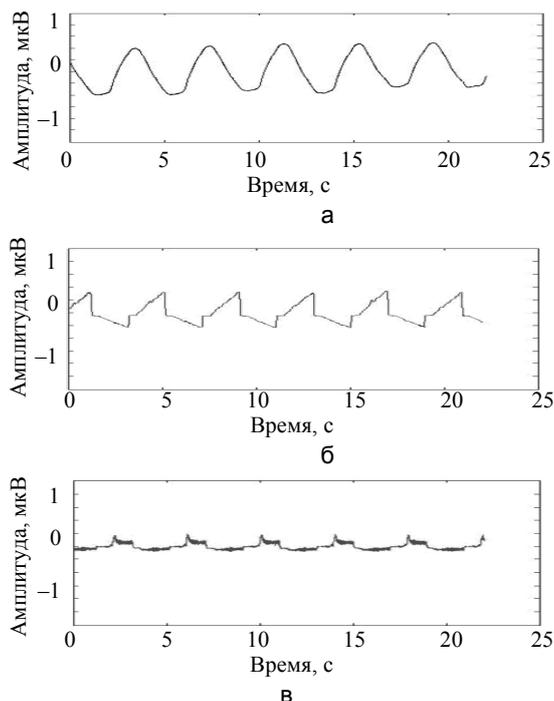


Рис. 6. Осциллограммы при температуре теплового потока 20°C: изменение температуры (а); скорость потока воздуха (б); вихревой поток (в)

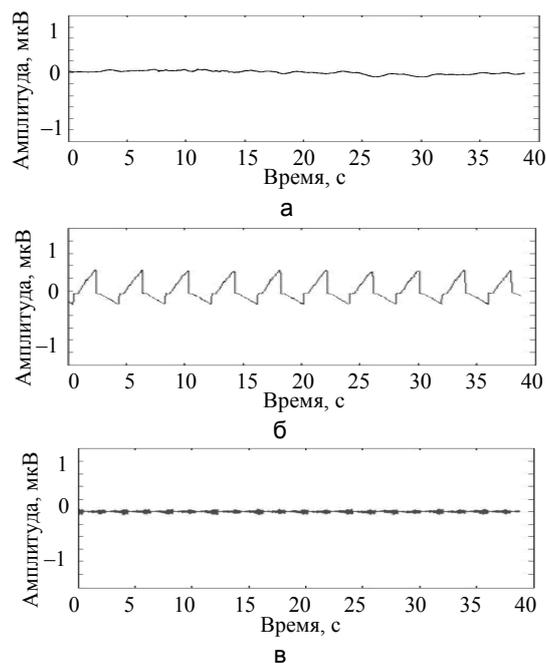


Рис. 7. Осциллограммы при температуре теплового потока 0°C: изменение температуры (а); скорость потока воздуха (б); вихревой поток (в)

Заключение

Реализация спирометрического метода измерения параметров в предлагаемом датчике потоков вдоха и выдоха позволяет выполнить измерение комплекса параметров сигналов и более надежную диагностику состояния пациента. Сравнение с известными и распространенными приборами измерения параметров (таблица) подтверждает эффективность предлагаемого датчика и методики измерений. Дальнейшие работы в этой области связаны с совершенствованием алгоритмической базы медицинской диагностики и совершенствованием датчика до уровня серийных образцов, доступных для мониторинга.

Параметры	Типы датчиков				
	Датчик вихревых потоков	Плетизмограф	Реограф	Датчик воздушного давления	Датчик температуры
Вид измеряемого сигнала	Энергия потока	Реактивное сопротивление	Реактивное сопротивление	Давление	Температура
Диапазон сигнала	0–200 Вт	0–20 Ом	0–2 кОм	±300 Па	0–40°C
Диапазон параметра при вдохе-выдохе	2–40 Вт	0,05–0,2 Ом	0,2–4 Ом	±50 Па	20–37°C
Чувствительность к параметру	0,16 В/Вт	125 мВ/Ом	0,2 мВ/Ом	2,43 мкВ/Па	1,1 мВ/°C
Коэффициент искажения формы объемного расхода на вдохе	0,0750	0,0201	0,0481	–	–
Коэффициент искажения формы объемного расхода на выдохе	0,0813	0,0214	0,0505	–	–
Коэффициент искажения формы скорости потока	0,0971	–	–	–	–
Ошибка привязки по времени фазы вдоха	150 мс	40 мс	150 мс	10 мс	–
Ошибка привязки по времени фазы выдоха	200 мс	40 мс	150 мс	10 мс	250 мс
АЧХ	0–100 кГц	0–5 Гц	0–5 Гц	0–3 кГц	–
Чувствительность объемного расхода	7 В	25 мВ	0,8 мВ	0,1 мВ	–
Акустическая чувствительность	18 мВ/Па	–	–	2,43 мкВ/Па	–

Таблица. Сравнение характеристик датчиков дыхания на основе различных физических эффектов с учетом результатов, полученных в работе.

Литература

- Смирнов И.В., Старшов А.М. Функциональная диагностика. ЭКГ, реография, спирография. Серия: Профессиональная медицина. – М.: Эксмо, 2008. – 224 с.
- Техническое описание производителя. «Measurement Specialties Ltd» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.meas-spec.com/product/t_product.aspx?id=2488#, свободный. – Яз. англ. (Дата обращения 02.03.2013).
- Стерлягов А.А. Роль биосистемы легких в теплообмене организма // Математическая морфология: электронный математический и медико-биологический журнал. – 1998. – Т. 3 – № 1. – С. 158–165.
- Трифонов Е.В. Спирограмма объем потока – время. Пневмапсихосоматология человека. Русско-англо-русская энциклопедия. – 15-е изд. – 2012. – 104 с.
- Трифонов Е.В. Объем смеси газов дыхательных путей. Пневмапсихосоматология человека. Русско-англо-русская энциклопедия. – 15-е изд. – 2012. – 346 с.

Кормилицын Александр Юрьевич

Ханков Сергей Иванович

Скорубский Владимир Иванович

- ООО «Инкарт», технический директор, Alex_kkk@incart.ru
- Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, доктор технических наук, вед. научный сотрудник, Leva0007@rambler.ru
- Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, кандидат технических наук, доцент; Государственный политехнический университет, доцент; vskorubski@yandex.ru