

ного состояния дыхательной мускулатуры и всей системы в целом.

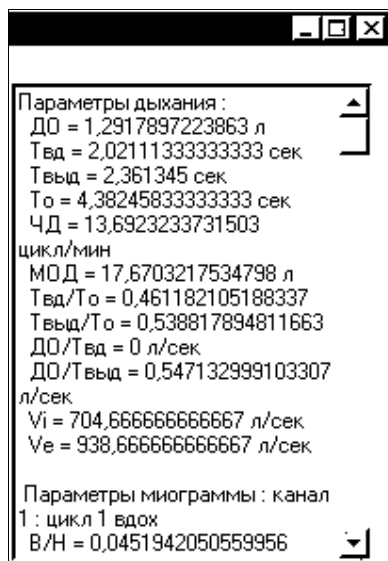


Рис. 6. Окно с выходными параметрами.

Разработанная автоматизированная система исследования дыхательной мускулатуры внедрена в клиническую практику Дальневосточного научного центра физиологии и патологии дыхания СО РАМН. Первые исследования на реальном контингенте показали работоспособность, а также удобство применения разработанного метода. В дальнейшем, после накопления определенного статистического материала, возможно рассмотрение вопроса о стандартизации методики.

Доклад представлен к публикации членом редколлегии Ю.М. Перельманом

E-mail: cfpd@amur.ru.

УДК 681.3:616.2-002.2-07

А.В. Моисеев, А.В. Соколенко, В.Ф. Ульянычева, канд. физ.-мат. наук
(Амурский государственный университет, Благовещенск)

АНАЛИЗ, РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ОПТИМАЛЬНОГО МЕТОДА ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ ВОЗДУШНОГО ПОТОКА В ПРОЦЕССЕ ДЫХАНИЯ

В работе представлено описание основных методов измерения скорости потока газа и жидкости, определены применимые методы для измерения скорости воздушного потока. Выявлен наиболее подходящий метод измерения, основанный на использовании трубки Флейша и дифференциального датчика давления. Разработана принципиальная схема для регистрации и обработки сигнала с преобразователя дифференциального давления.

Ключевые слова: скорость воздушного потока, преобразователь давления, операционный усилитель.

Функциональное исследование легких является важной частью клинической медицины и выполняет ряд задач по диагностике заболеваний легких и оценке их тяжести, оценке эффективности терапии различных легочных расстройств, представлении о течении болезни из последовательных тестов. Одним из основных видов диагностики является спирометрия. Данная диагностика основывается на измерении параметров воздушного потока в процессе дыхания.

Существует множество методов, реализующих измерение потока жидкости или газа, которые можно разделить на несколько групп: тепловые, механические, гидродинамические (аэродинамические), электромагнитные, ультразвуковые. Условия для выбора метода измерения потока необходимо определить с учетом основных условий и требований, которые зависят от методики диагностики.

Таким образом, были определены основные требования к методу измерения: измерение слабых потоков воздуха; преобразование измеряемой величины в электрический сигнал; минимальное сопротивление потоку; точность измерения скорости потока; износостойкость измерительной части датчика; возможность санитарной обработки.

Механические измерители потока работают на принципе физического воздействия жидкости или газа на измерительный элемент, – например на крыльчатку турбины, лопасть или элемент, тормозящий поток.

Гидродинамические измерители потока работают на едином принципе: при прохождении потока воздуха через некоторое сопротивление (сетка, сужение трубки и т.д.) возникает перепад давления в потоке. Разность давлений зависит от скорости потока. Эта разница улавливается дифференциальным преобразователем давления. К таким датчикам относятся: трубка Пито, преобразователь с диафрагмой, трубка Вентури, трубка Флейша, трубка Лилли.

Электромагнитные измерители потока основаны на ЭДС индукции, движущегося проводника. В качестве проводника используется жидкость, измерение потока газовой среды таким методом невозможно.

Ультразвуковые датчики потока основываются на движении акустических волн в среде. Данный метод измерения требует использования высокоточной электроники и сложен для реализации, так как существует проблема низкой акустической эффективности передачи ультразвука через газы и изменения их состава, температуры и влажности.

Измерители потока на основе тепловых явлений работают на принципе пропорциональности тепла, переносимого веществом от одной точки к другой. Для измерения скорости слабых потоков этот измеритель не подходит, так как фиксируемая разность температур очень мала.

Проанализировав все методы измерений потока, наиболее подходящими измерителями были выделены: трубка Флейша и трубка Лилли.

Недостатком в трубке Лили является смена матерчатой сетки, так как она подвержена воздействию дезинфицирующих средств.

Таким образом, для измерения скорости воздушного потока в процессе дыхания выбрана трубка Флейша (рис. 1). В качестве резистивного элемента используется набор прилежащих друг к другу капиллярных каналов. При прохож-

дении воздуха через такое препятствие возникает разность давлений до препятствия и после него. Эта разность улавливается преобразователем дифференциального давления через отверстия, расположенные до и после элемента «сопротивления». Данный вид резистивного элемента имеет ряд преимуществ: малое сопротивление потоку, инертность к дезинфицирующим средствам, прочность, минимальные турбулентные потоки, линейность сопротивления воздуху, отсутствие инертности. В трубке Флейша отсутствуют какие-либо движущиеся части, таким образом, износ измерительной части практически отсутствует и калибровка и замена деталей механической части не требуется.

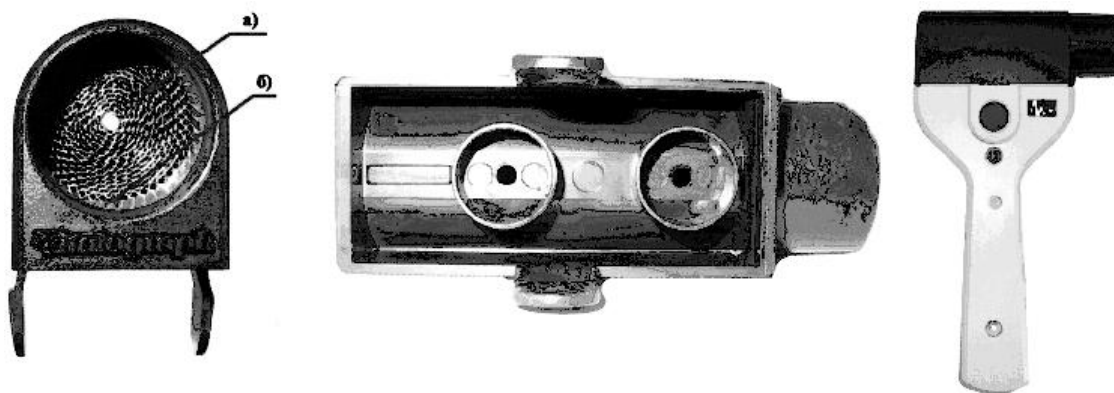


Рис. 1. Трубка Флейша: а) набор плотно прилегающий друг к другу капиллярных каналов; б) измеряющее отверстие.

Для регистрации разности давлений перед резистивным элементом и после него рационально использовать преобразователи дифференциального давления (ПДД), преобразующие разность давлений в электрический сигнал (рис. 2). Так как сопротивление воздуху резистивного элемента трубки Флейша мало, разность давлений на входе и на выходе трубки Флейша при дыхательных маневрах не превышает 200 Па. Для регистрации такой разности давлений необходимо использовать датчик с высоким уровнем чувствительности. Таким образом, необходимо измерять разность давлений от 0 до 200 Па.

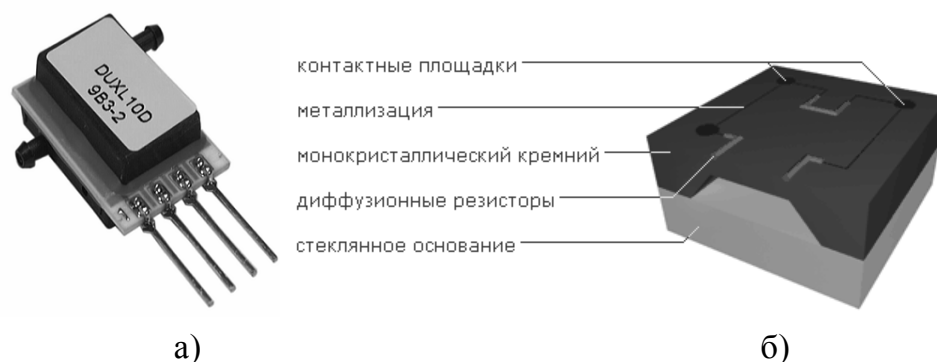


Рис. 2. Преобразователь дифференциального давления: а) внешний вид; б) внутреннее строение.

В качестве ПДД был выбран DUXL01D (рис. 3). Принцип работы датчика основан на пьезорезистивном методе измерения. Для этого метода используются интегральные чувствительные элементы на основе монокристаллического кремния. Кремниевые преобразователи имеют большую временную и температурную стабильности. Кремниевый интегральный преобразователь давления (ИПД) пред-

ставляет собой мембрану из монокристаллического кремния с диффузионными пьезорезисторами, подключенными в мост Уинстона. Чувствительным элементом служит кристалл ИПД, установленный на диэлектрическое основание с использованием легкоплавкого стекла или методом анодного сращивания. ИПД на основе монокристаллического кремния устойчивы к воздействию ударных и знакопеременных нагрузок. Если не происходит механического разрушения чувствительного элемента, то после снятия нагрузки он возвращается к первоначальному состоянию, что объясняется использованием идеально-упругого материала.

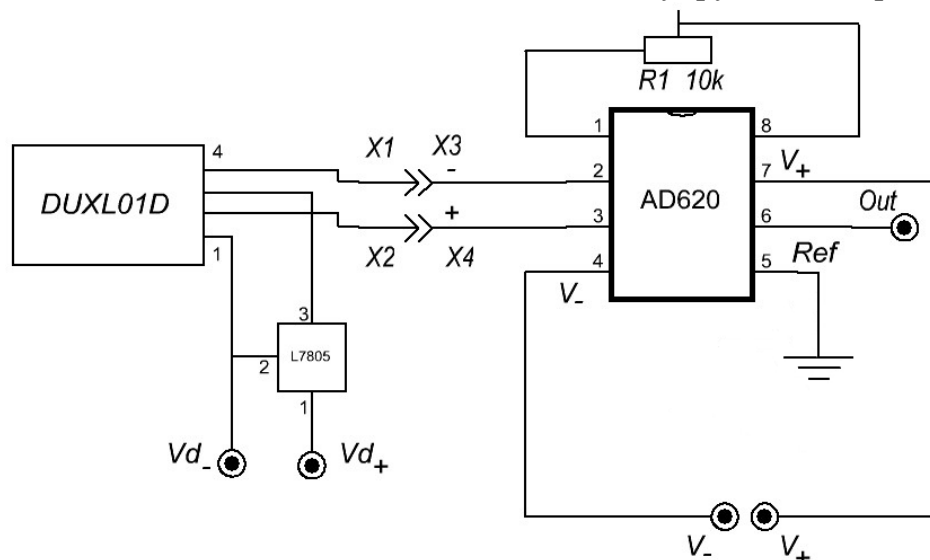


Рис. 3. Принципиальная схема усиления сигнала с ПДД.

С помощью данного ПДД возможно измерять разность давлений до 250Па, причем точность таких измерений составляет 0.1% от амплитуды. Также практически отсутствует инерционность и время реакции ПДД не превышает 1мс, что позволяет регистрировать динамическую развертку сигнала потока с частотой до 1КГц.

Так как выходное напряжение датчика при максимальной разности давлений 250Па составляет 30мВ, используется высокоточный операционный усилитель напряжения AD620 для увеличения уровня сигнала до 5В. Увеличение амплитуды сигнала до 5В обусловлено методом и оборудованием оцифровки и регистрации сигнала.

Опорной точкой в данном случае выбирается положение нуля, так как направления потока при вдохе и выдохе противоположны и измерение отклонения напряжения происходит как в положительную, так и в отрицательную стороны – то есть при вдохе получаем отрицательные значения потока и напряжения, а при выдохе положительные. Сигнал с выхода операционного усилителя подается на оцифровку, что позволяет регистрировать и обрабатывать сигнал в реальном времени на ПК.

Так как при использовании данного метода измерения ПДД и схема усиления находятся непосредственно в трубке Флейша, то сводятся к минимуму погрешности, связанные с электромагнитными помехами. Также исключаются инерционность и погрешности измерения разности давлений, связанные с длин-

ными (до 0,5м) воздуховодами до ПДД. При погрешности измерений, не превышающей 1% от максимального значения, производится регистрация сигнала с частотой 1КГц на ПК. Динамическая развертка сигнала представлена на рис. 4.

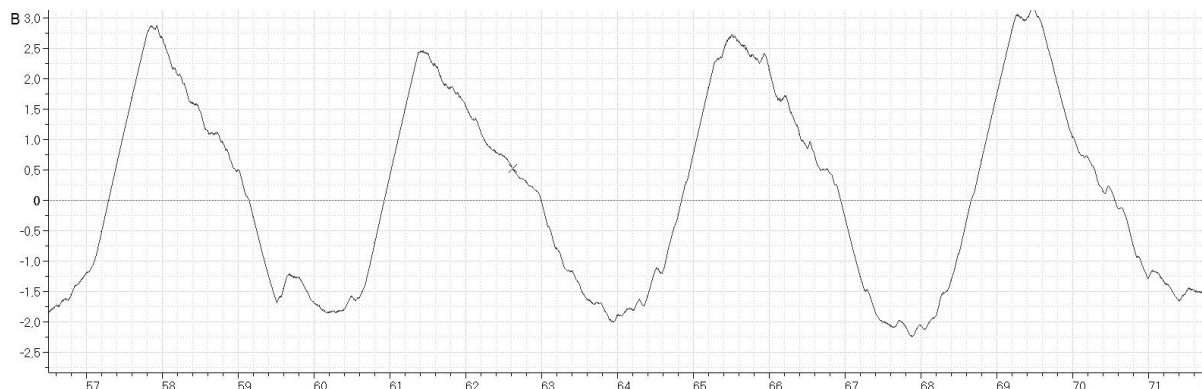


Рис. 4. Сигнал скорости потока воздуха.

Сигнал отображает зависимость скорости потока от времени. При анализе зависимости было выявлено, что в необработанном виде сигнал практически не имеет шума вследствие применения аппаратной фильтрации. Для получения зависимости объема от времени (спирограммы) достаточно проинтегрировать полученный сигнал, а затем, имея зависимости скорости потока и объема от времени, можно построить график «петля поток-объем» для получения спирографических показателей.

Для данного метода измерения остается проблема конденсации влаги на резистивном элементе при длительном проведении эксперимента. Для предотвращения конденсации влаги резистивный элемент должен нагреваться до температуры 35-40°C. Так как резистивный элемент изготовлен из стали, планируется подключить источник тока для непосредственного нагрева элемента.

*Доклад представлен к публикации членом редколлегии Ю.М. Перельманом
E-mail:*

УДК 001.89(612.225):616.24–073.173

С.В. Стертюков, В.Ф. Ульянычева, канд. физ.-мат. наук
(Амурский государственный университет, Благовещенск)

МОДЕЛИРОВАНИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

Разработана модель физических процессов теплообмена в дыхательных путях человека. Для проведения числового моделирования и наглядности отображения результатов написано приложение в программной среде *Delphi 7*.

Ключевые слова: теплообмен, трубчатая модель, численное моделирование.

Одной из наиболее значимых функций дыхательных путей человека, наряду с газообменом, является тепловлагообмен. Он играет важную роль при изучении заболеваний дыхательной системы человека, – например, при астме.