

А.В. Моисеев, А.В. Соколенко, В.Ф. Ульянычева, канд. физ.-мат. наук
(Амурский государственный университет, Благовещенск),
Ю.М. Перельман, д-р мед. наук, **А.Г. Приходько**, д-р мед. наук
(ДНЦ физиологии и патологии дыхания СО РАМН, Благовещенск)

РАЗРАБОТКА АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА КОМБИНИРОВАННОЙ ДИАГНОСТИКИ ХОЛОДОВОЙ ГИПЕРРЕАКТИВНОСТИ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ

Представлен метод диагностики холодовой гиперреактивности дыхательных путей с использованием автоматизированной системы, включающей в себя комбинированную диагностику спирометрии и термометрии. Определены и реализованы оптимальные методы регистрации данных. Разработана принципиальная схема для регистрации и обработки сигнала с преобразователя дифференциального давления и с термодатчиков.

Ключевые слова: спирометрия, термометрия, трубка Флейша, терморезистор, аппаратно-программный комплекс, автоматизированная система.

Низкая температура и высокая влажность воздуха могут играть решающую роль в возникновении хронических заболеваний органов дыхания и являться триггерными механизмами бронхоконстрикторной реакции. Большая продолжительность холодного периода года представляет собой характерную особенность климата России в целом, охватывая регионы Сибири, Дальнего Востока и Крайнего Севера. Измененная реактивность дыхательных путей к холодному воздуху является важной проблемой не только России, но и других северных стран мира. Особая актуальность этого феномена связана с тем, что он может проявляться у здоровых лиц в период длительного пребывания на открытом воздухе в холодное время года, – например, у спортсменов, связанных с зимними видами спорта. Вместе с тем необходимость комплексного исследования реакции дыхательных путей к холодному воздуху и кондиционирующей способности легких связана с особенностями формирования механизмов бронхообструктивного синдрома. Нами доказано, что у больных с хроническими обструктивными заболеваниями легких нарушения респираторного теплообмена лежат в основе возникновения холодового бронхоспазма. Следовательно, выявление измененной реакции дыхательных путей к холодному воздуху имеет важное значение, поскольку вносит существенную коррекцию в тактику лечения бронхообструктивного синдрома и требует длительной реабилитации лиц с выявленными нарушениями на протяжении всего зимнего сезона.

Холодный воздух, как бронхопровокационный агент, представляет несомненный интерес в качестве наиболее универсального физического фактора окружающей среды, который способен в клиническом эксперименте модулировать реакцию, встречающуюся при естественных условиях жизни человека. Он в большей степени физиологичен, относительно безопасен при проведении исследования по сравнению с фармакологическими пробами (например: метахолином, гис-

тамином, брадикинином, аденозином и т.д.), которые могут вызывать тяжелый бронхоспазм, анафилактическую реакцию. Холодный воздух не связан с проблемами дозировки, распределения и задержки веществ в дыхательных путях. Эффективность выявления измененной реактивности дыхательных путей данным методом достаточно высока и не уступает метахолиновому тесту; чувствительность исследования для больных бронхиальной астмой составляет 87,4%.

В основе метода холодовой изокапнической гипервентиляции холодным воздухом (ИГХВ) лежит рефлекторное сокращение гладкой мускулатуры дыхательных путей под влиянием раздражения холодовых рецепторов гортани. Для усиления охлаждающего эффекта воздуха дыхание во время проведения пробы осуществляется в форсированном режиме. Поскольку интенсивность эфферентного ответа пропорциональна степени охлаждения поверхности дыхательных путей, важное значение для адекватной количественной оценки наличия и степени бронхиальной гиперреактивности имеет точное дозирование температуры вдыхаемого воздуха и минутного объема вентиляции.

Разработанный метод диагностики предполагает создание автоматизированного аппаратно-программного комплекса, имеющего возможность снятия температурных параметров вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, измерения параметров вентилируемой воздушной смеси, сравнения полученных результатов, посредством программного обеспечения в режиме on-line.

На сегодняшний день существует множество автоматизированных устройств для проведения спирометрической диагностики. Они включают как автономные модули, состоящие из интерфейса управления, принтера, дисплея и непосредственного измерителя, так и модули в качестве приставки к персональному компьютеру (ПК), в виде непосредственного измерителя, максимальная погрешность измерения спирометрических величин которых не превышает 5%. Но данный метод не может быть реализован без синхронной регистрации температуры вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Следовательно, существующие устройства не подходят для реализации метода, так как являются полностью законченными изделиями, в которых применение синхронной регистрации температуры исключено.

Были выделены основные составляющие модели комплекса: охлаждение воздуха, регистрация температурных зависимостей, регистрация спирометрических зависимостей, синхронизация диагностик, автоматическая обработка и предоставление данных в виде медицинских показателей. Именно синхронизированная регистрация может выявить зависимости между функциями дыхания человека и температурой вдыхаемого воздуха. Учитывая широкое и повсеместное использование ПК и инфраструктур, построенных на базе локальных сетей, рационально использовать автоматизированную систему на базе ПК.

Разрабатываемая автоматизированная система включает в себя в качестве центра сбора, обмена, отображения и хранения результатов диагностических исследований ПК с программным обеспечением модуль синхронизированной регистрации и оцифровки сигнала, модуль преобразования температуры и скорости потока воздуха в электрический сигнал, устройство охлаждения воздуха, трубку

со встроенными датчиками и клапанами для распределения потока воздуха. Таким образом, разрабатываемая автоматизированная система не имеет аналогов на сегодняшний день, а готовые изделия можно сравнивать лишь с частью комплекса, которая определяет спирометрические показатели.

Синхронизированная регистрация сигналов достигается за счет одновременной оцифровки сигналов с частотой 10КГц, откуда следует, что расхождение сигналов по времени при оцифровке не превышает 0,1 миллисекунды.

Для регистрации температуры необходимо использовать преобразователь температуры в электрический сигнал с малым временем релаксации, работающий в интервалах температур от 253К до 313К, с точностью 0,1К. В данном случае был применен полупроводниковый терморезистор МТ-56 со временем релаксации менее 0,1 сек., что позволяет регистрировать динамическое изменение температуры 10 раз в секунду. Данное требование обусловлено тем, что период дыхания человека при проведении диагностики может составлять около 1-1,5 сек., и за это время необходимо отследить изменение температуры.

Для регистрации спирометрических показателей необходимо измерять скорость потока воздуха. В данном комплексе используется трубка Флейша, так как имеет ряд преимуществ: малое сопротивление потоку, инертность к дезинфицирующим средствам, прочность, минимальные турбулентные потоки, линейность сопротивления воздуху, отсутствие инертности. В трубке применяется принцип разности давлений на входе и выходе. Для регистрации этой разности используется преобразователь дифференциального давления (ПДД) DUXL01D. С помощью данного ПДД можно измерять разность давлений до 250Па, причем точность таких измерений составляет 0.1% от амплитуды; практически отсутствует инерционность, а время реакции ПДД не превышает 1мс, что позволяет регистрировать динамическую развертку сигнала потока с частотой до 1КГц.

При анализе зависимостей (рис. 1) было выявлено, что в необработанном виде сигналы практически не имеют шума вследствие применения аппаратной фильтрации. Для обработки сигналов с датчиков температур необходимо применять экспоненциальное преобразование: датчики являются полупроводниковыми и зависимость напряжения от температуры нелинейная.

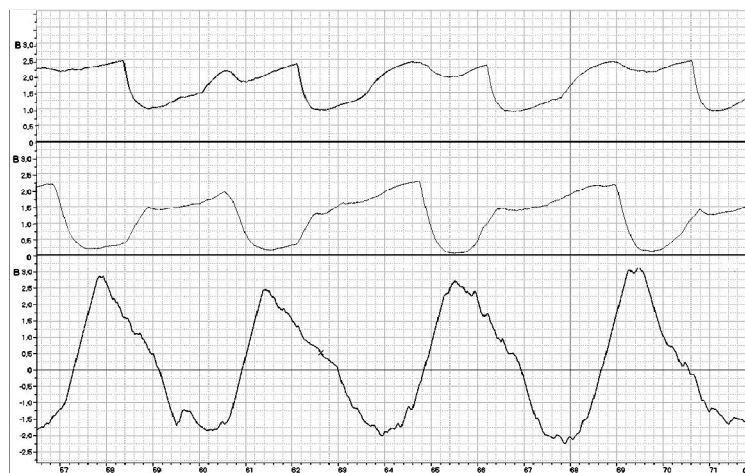


Рис. 1. Сигналы с датчиков температур и ПДД.

Для получения зависимости объема от времени (спирограммы) достаточно проинтегрировать полученный сигнал с ПДД, а затем, имея зависимости скорости потока и объема от времени, можно построить график «петля поток-объем» для получения спирометрических показателей и определения диагноза врачом.

E-mail: cfpd@amur.ru.

УДК 616.21-06-073.584:612.78

И.В. Сафонов, Р.В. Литовкин, канд. техн. наук, **Ю.П. Муха**, д-р техн. наук
(Волгоградский государственный технический университет)

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ПАТОЛОГИЙ В СТРОЕНИИ РЕЧЕВОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ГОЛОСА

Описывается алгоритм методики диагностики патологических изменений в строении речевого аппарата человека на основе спектрального анализа генерируемого им сигнала.

Ключевые слова: оториноларингология, речевой аппарат человека, диагностика патологий, спектр голоса, цифровая обработка сигналов.

Существует множество научных работ, связанных с обработкой речи как звукового сигнала, созданы разнообразные математические модели речевого аппарата (РА) человека (например, работы [1], [2], [3]). Вся эта деятельность направлена преимущественно на решение задач распознавания и синтеза речи. С другой же стороны, врач-оториноларинголог (ЛОР) при диагностике заболеваний РА ограничен результатами вредных рентгенологических либо инвазивных методов исследования и, конечно, собственным опытом. Хотя и предпринимаются попытки расширить инструментарий врача с помощью компьютерной диагностики, но на данном этапе в этих целях применяется дорогостоящее программное обеспечение (ПО): Sound Forge, WaveLab и др. Это ПО имеет широкий функционал в обработке звуковых сигналов как таковых, но не предназначено непосредственно для диагностических целей и требует специальной подготовки для его использования. Большинство же созданного пока в помощь врачам ПО является не более чем реализацией части функционала вышеописанных продуктов.

Таким образом, до сих пор остается открытым вопрос о создании специализированного простого в обращении ПО и смежная задача о разработке методики использования такого ПО. В рамках описываемой работы создается методика и формулируются принципы ПО, помогающего врачам-оториноларингологам в диагностике развития патологий РА человека, опираясь уже на существующие методы цифровой обработки сигналов (ЦОС), в частности – на спектральный анализ. Для получения спектра применяется быстрое преобразование Фурье (БПФ). Оно производится над записью голоса, хранящейся в файле форматом WAVE, PCM, mono, с частотой дискретизации 44 kHz и размером аудио образца 16 bit [4].