

УДК 57.087+616.2+534.6

## АНАЛИЗ АКУСТИЧЕСКИХ ШУМОВ КАК ОСНОВА ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА

Артеменко М.В., Калугина Н.М.

*Юго-Западный государственный университет, Курск,  
e-mail: artem1962@mail.ru; nat91art@mail.ru.*

Рассматриваются используемые в настоящее время методы и средства регистрации и анализа акустических шумов в легких с целью использования выделенных из них показателей в качестве диагностических характеристик состояний дыхательной системы. Проанализировано 58 информационных источников. Сделан вывод о необходимости разработки устройств и систем поддержки принятия диагностических решений, позволяющих осуществлять одновременную регистрацию и анализ дыхательных шумов и содержания во вдыхаемо-выдыхаемом воздухе концентраций кислорода и углекислого газа наряду с ионами различной поляризации и показателей плевтизограммы. Предложено использовать современный инструментальный искусственного интеллекта и телекоммуникационных систем для построения и применения адекватных диагностических правил в системах поддержки принятия решений скрининг-диагностики легочных заболеваний по результатам дыхательного шума.

**Ключевые слова:** дыхательный шум, методы и средства оценки биологических данных, диагностика легочных заболеваний.

## THE ANALYSIS OF ACOUSTIC NOISE AS A BASIS FOR DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF LUNG PERSON

Artemenko M.V., Kalugina N.M.

*Southwestern State University, Kursk, e-mail: artem1962@mail.ru; nat91art@mail.ru*

Discusses currently used methods and tools for registration and analysis of acoustic noises in the lungs for the purpose of using extracted metrics as diagnostic features of conditions of the respiratory system. Analyzed 58 information sources. The conclusion is made about necessity of development of devices and systems of support of acceptance diagnostic solutions, allowing to carry out simultaneous registration and analysis of respiratory sounds and content in the inhaled-exhaled air concentrations of oxygen and carbon dioxide along with ions of different polarizations and indicators of plethysmogram. Proposed to use modern tools of artificial intelligence and telecommunication systems for the construction and application of adequate diagnostic rules in systems of support of decision-making a screening diagnosis of lung diseases according to the results of respiratory noise.

**Keywords:** respiratory noise, methods and tools to evaluate biological data, diagnostics of lung diseases.

### Введение

Заболевания легких занимают одно из ведущих мест в статистике потерь трудоспособности во всех странах мира (особенно имеющих развитую промышленность). В связи с этим, актуальность проведения исследований в данной предметной области не вызывает сомнений и работы в данном направлении эволюционируют по мере развития средств вычислительной техники, типом датчиков, методов искусственного интеллекта в области диагностики и принятия решений, средств телемедицины.

В частности, в стране и за рубежом на протяжении длительного времени проводятся исследования в области проектирования и эксплуатации приемлемых для клинического применения объективных акустических средств диагностики легочных заболеваний по анализу легочных шумов [30].

В работе [1], например, отмечается: «в успехах пульмонологии большую роль сыграло появление и усиленное развитие

объективных методов исследования, прежде всего рентгенографии, спирографии, бронхоскопии. И только аускультация легких продолжает оставаться более искусством, чем наукой, потому что ее результаты зависят от квалификации врача, особенностей его слуха, акустических свойств стетоскопа».

Акустические шумы являются своеобразным индикатором, характеризующим работу легких и состояния организма в целом поскольку обусловлены не только механической работой легких, направленную на обеспечение необходимых концентраций газов в организме, но и зависят от ряда как внешних так и внутренних факторов. Заболевания легких вызывают патологические изменения во всем организме – поэтому их своевременная диагностика в ходе скрининга простыми («бытовыми») методами в процессе массового обследования призвана улучшить качество медицинского обслуживания населения по профилактике и своев-

ременного лечения социально-значимых заболеваний.

В связи с этим, **целью исследования являлось** изучение применяемых на практике средств, способов и методов, математического аппарата анализа акустического шума для последующей дифференциальной диагностики состояния легких.

### Методы исследования

Основываются на гносеологическом и семантическом анализе информационных источников в открытой печати.

### Типы дыхательных шумов (краткий экскурс)

В описании характера дыхания в медицинской литературе нет единого мнения о том, какие виды дыхания существуют и что они собой представляют. Так большинство авторов сходится во мнении, что в норме, над большей частью поверхностей лёгких выслушивается везикулярное дыхание. Однако на основании чего дыхание может быть охарактеризовано как везикулярное, чётких указаний нет. Часть авторов утверждает, что отличительная черта этого типа – вдох, равный 1/3 выдоха. Другие, что везикулярное дыхание – это в первую очередь своеобразный дыхательный шум – непрерывный, равномерный, мягкий, напоминающий звук «ф». Поэтому характер дыхания описывается с учётом всех возможных характеристик.

*Пуэрильное дыхание* [16] – норма для детей в возрасте до 5 лет. Вдох равен выдоху. Звук сравнительно более громкий и чёткий, чем при везикулярном дыхании (в связи с анатомическими особенностями детей – более тонкая грудная клетка). У детей старше 5 лет и взрослых – патология. *Жёсткое дыхание* [14] – сопровождает любой бронхит, любое ОРВИ. Жёсткое дыхание сигнализирует о воспалении бронхов или лёгочной ткани. Вдох равен выдоху. Дыхательные шумы – достаточно громкие, грубые. Пуэрильное и жёсткое дыхание нередко достаточно трудно отличить друг от друга. Для этого исследуется его распространённость. Пуэрильное дыхание, как правило, выслушивается равномерно над всей поверхностью лёгких, жёсткое – обычно, локально (соответствует локализации воспалительного очага).

*Бронхиальное дыхание* [39] также является следствием некоторых заболеваний и представляет собой проведение дыхатель-

ных шумов с гортани и трахеи, вследствие определённого изменения лёгочной ткани. Выдох – 1/3 вдоха. Аускультативно – это самый грубый, громкий тип дыхания. Соотношение вдоха и выдоха может для простоты отображен при помощи аускультограммы.

Выделяют также ещё один, более редкий тип – *амфорическое дыхание* [16]. Оно выслушивается над полостными образованиями лёгких, соединённых с просветом бронха. По звуку оно напоминает звук воздуха, проходящего через узкое горлышко (например, амфоры). Кроме того, выделяют несколько так называемых патологических типов дыхания (это сложившийся термин и в него не включают жёсткое, пуэрильное и бронхиальное, хотя они и не выслушиваются в норме).

К *патологическим типам* относят [48]:

- Дыхание Чейна-Стокса – глубина дыхания постепенно нарастает, но спустя около 10 дыхательных циклов начинает убывать и в конце концов переходит в апноэ (до 1 минуты). Затем цикл повторяется.

- Дыхание Грокко (диссоциированный тип дыхания) – глубина дыхания постепенно нарастает, но спустя около 10 дыхательных циклов начинает убывать, однако цикл повторяется без перехода в апноэ.

- Дыхание Биота (агонизирующий тип дыхания) – несколько обычных дыхательных движений прерываются апноэ (до 30 секунд). Все патологические типы дыхания свидетельствуют о тяжёлом поражении головного мозга (разной этиологии). Прогноз при их выявлении – сомнительный.

При выслушивании *хрипов в лёгких* [50], оценивают их характер (сухие – влажные) и калибр (крупно-, средне-, мелкопузырчатые).

Сухие хрипы характерны для бронхита. Принципиально выделяют 2 типа сухих хрипов – свистящие и жужжащие. Свистящие хрипы свидетельствуют о сужении просвета (бронхобструктивный синдром, например при астме). Жужжащие возникают при вибрации мокроты в просвете бронха (считается, что она, подобно гитарным струнам пересекает просвет в разных местах и вибрирует при прохождении воздуха). Влажные хрипы – характерны для бронхита или пневмонии (для последней также характерно укорочение перкуторного звука над очагом).

*Крепитация* [10] – специфический звуковой феномен, строго говоря, не относящийся к хрипам. Крепитация напоминает

«хруст снега под ногами», иногда сравнивают её с «шуршанием полиэтилена». Она возникает при поражении терминальных бронхов, бронхиол и альвеол, когда на выдохе происходит слипание альвеол, а на вдохе большое их число расправляется с характерным звуком. Непосредственная причина – нарушение выработки сурфактанта. Крепитация лучше выявляется при глубоком дыхании.

Акустические типовые сигналы дыхательных шумов с краткой характеристикой приведены, например, в банках [4,5].

### **Средства регистрации информации о дыхательных шумах**

Акустические приборы позволяют получать многообразную информацию о состоянии здоровья человека вообще и дыхательной системы в частности. Приборы для проведения аускультации по принципу действия делятся на акустические и электронные. Последние расширяют возможности акустической диагностики, позволяя повысить её объективную сторону, а сохранять информацию для дальнейшего анализа (в том числе специализированным программным обеспечением современных компьютерных систем искусственного интеллекта и цифровой фильтрации).

Для прослушивания шумов в легких используют стетоскопы или фонендоскопы, которые отличаются от стетоскопов тем, что имеют мембрану на воронке или капсуле. Данный метод не позволяет проводить эту операцию в нескольких местах одновременно на поверхности грудной клетки. Это существенно уменьшает арсенал диагностических приемов, используемых в медицинской практике при обследовании пациентов. Кроме того, полученные в ходе аускультации данные о фактической структуре звуков дыхания оказываются безвозвратно утраченной после окончания диагностики. Компьютерная система регистрации звуков дыхания позволяет сохранить эту информацию и многократно использовать ее для анализа и систематизации полученных данных в последующем. При этом многоканальность и синхронность ввода данных открывает принципиально новые качественные возможности их обработки и анализа [2].

В свое время были разработаны стетоскопы с электрическим усилителем звука [53], однако они не получили распространения, так как трудности заключаются не

столько в слабой слышимости, сколько в дифференциации и правильном истолковании сложных звуков при аускультации, что достигается только па основе опыта. Имеющиеся же в настоящее время усилители не обеспечивают равномерного усиления всех частот звука, что приводит к его искажению. Стетоскоп представляет закрытую акустическую систему, в которой основным проводником звука является воздух: в случае сообщения с наружным воздухом или закрытия трубки аускультация становится не возможной. Кожа, к которой приложена воронка стетоскопа, действует как мембрана, чьи акустические свойства меняются от давления; при увеличении давления воронки на кожу лучше проводятся звуки высокой частоты и наоборот; при слишком сильном давлении тормозятся колебания подлежащих тканей. Широкая воронка лучше проводит звуки низкой частоты.

Аускультация как метод исследования должна проводиться по определенным правилам. В первую очередь это касается условий, в которых проводится аускультация. В помещении должно быть тихо, чтобы никакие посторонние шумы не заглушали выслушиваемые врачом звуки, и достаточно тепло, чтобы больной мог находиться без рубашки. Во время аускультации больной стоит или сидит на стуле, в постели, – такое его положение удобнее для врача. Тяжелых больных выслушивают в положении лежа в постели; если проводится аускультация легких, то, выслушав одну половину грудной клетки, больного осторожно поворачивают на другой бок и продолжают аускультацию. На коже над поверхностью выслушивания не должно быть волос, так как трение рас труба фонендоскопа или его мембраны о волосы создает дополнительные звуки, затрудняющие анализ аускультуемых звуковых явлений. Во время выслушивания стетоскоп нужно плотно всей окружностью прижать к коже больного, но не оказывать очень большого давления, иначе произойдет ослабление вибрации ткани в зоне прилегания стетоскопа, вследствие чего становятся тише также и выслушиваемые звуки [41].

В настоящее время медицинская промышленность выпускает разнообразные стетоскопы и фонендоскопы, которые в большинстве своем различаются только по внешнему виду. Однако одно из основных правил аускультации требует, чтобы врач всегда пользовался тем аппаратом, к которо-

му он привык. Опытные врачи это знают: если случайно для аускультации больного приходится воспользоваться чужим стетоскопом, то сразу значительно труднее становится качественный анализ выслушиваемых звуков. Последнее требование подчеркивает необходимость достаточных теоретических знаний у врача, чтобы он мог правильно трактовать выслушиваемые звуки, и постоянной тренировки, приобретения навыка выслушивания. Только в этом случае аускультация как метод исследования раскрывает перед врачом все свои возможности [28].

Источником слабых акустических шумов, которые определяются как звуки дыхания (ЗД), являются: трахея, бронхи и легкие. Доказано, что:

- источник ЗД следует рассматривать как распределенный объект, находящийся в замкнутом корпусе, ткани которого влияют на прохождение акустической волны;

- характер звуков дыхания меняется по мере изменения положения приемника на корпусе источника, а также в зависимости от состояния тканей источника;

- установлено существование нескольких частотных диапазонов для индивидуальных проявлений аускультативных признаков. Анализ литературных источников показывает, что частотный диапазон аускультативных признаков очень широк, границы частотных интервалов, отмеченные для отдельных видов аускультативных феноменов, пересекаются.

Самым простым прибором для аускультации является монауральный стетоскоп, представляющий собой трубку, изготовленную из твердого материала, которая имеет на концах раструбы в виде воронок. При проведении аускультации одна из воронок прикладывается к уху врача, вторая воронка – к телу пациента. Недостатком такого прибора является плохая его чувствительность к звукам высокой частоты и неудобство эксплуатации (закрывающееся в том, что врачу к пациенту приходится наклоняться при его прослушивании в позе лежа).

Более удобными и сложными считаются бинауральные приборы. Если головкой такого прибора является полая воронка без мембраны, прибор называется бинауральным стетоскопом, с мембраной – фонендоскопом.

Ниже приведено краткое описание типовых устройств и способов аускультации

(включая датчики и материалы), используемые в настоящее время.

1. *Фонендоскоп – стетоскоп электронный ФСЭ-1М* позволяет перенести полученные данные на персональный компьютер, результаты исследований выводятся на экран. ФСЭ-1М располагает датчиком на базе пьезокомпозиционной керамики (ЭКО-1, объемная пьезочувствительность = 1400 – 1500 мкВ/Па, емкость 35 пФ) [3].

2. *Помехозащищенный акустический датчик для стетоскопа* (Патент RU 2071726) [17]. Задачей изобретения является снижение уровня акустических и вибрационных помех в датчике путем их взаимокompенсации. Технический результат достигается тем, что датчик стетоскопа снабжен второй воздушной камерой, образованной двумя коаксиальными цилиндрами разной высоты с общей плоскостью среза открытых торцов, а микрофон выполнен дифференциальным и установлен в закрытом торце меньшего цилиндра с возможностью контакта каждой стороны его мембраны соответственно с первой и второй воздушными камерами. В этом случае сигнал пропорционален разнице акустических давлений в полости внутреннего цилиндра и в полости между цилиндрами [37].

3. *Аппаратно-программный комплекс «ПФТ»* состоит из акустического датчика, входного устройства, портативного персонального компьютера и специализированного пакета программ. Акустический датчик содержит малогабаритный электретный микрофон (W62A) с выполненной из эбонита стетоскопической насадкой, имеющей коническую камеру с диаметром основания 20 мм и глубиной 5 мм (угол раскрытия 120°. Для компенсации прилагаемого статического давления в дне стетоскопической камеры выполнен капиллярный канал (диаметр 0,75 мм, длина 2,5 мм). Акустический датчик обычно устанавливается на боковую поверхность шеи и обследуемый своей рукой удерживает его, прижимая стетоскопическую головку датчика к поверхности тела [40].

4. *Пьезокерамическая пленка*. Основными достоинствами пьезопленки по сравнению с пьезокерамикой являются её высокая эластичность, малый удельный вес, ударопрочность, возможность изготовления чувствительных элементов большой площади, малое волновое сопротивление. Основная деформация растяжения – сжатия пьезоэле-



мента под действием звукового давления происходит у них в направлении ориентации плёнки [35].

5. *Пьезотранзисторные микрофоны* [23] отличаются высокой чувствительностью при малых габаритах и достаточно хорошей частотной характеристикой, однако имеют довольно высокий уровень собственных шумов. Для дальнейшего усовершенствования пьезотранзисторных микрофонов необходимо создание специальных транзисторных структур, обладающих низким уровнем собственных шумов в низкочастотном диапазоне.

6. *Датчик электронного стетофонендоскопа* (Патент RU 2188578) [20]. Датчик электронного стетофонендоскопа, содержащий корпус с устройством обжатия кабеля, соединенный с резонатором, выполненным из материала со скоростью распространения звуковых колебаний в нем, большей скорости распространения звуковых колебаний в оболочке кабеля и установленный в корпусе электроакустический преобразователь, отличающийся тем, что на корпусе и резонаторе плотно закреплен кожух, в отверстие которого плотно продет кабель, при этом кожух выполнен из материала со скоростью распространения звуковых колебаний в нем, равной скорости распространения звуковых колебаний в оболочке кабеля, лежащая в дистальной плоскости поверхность касания резонатора выполнена в виде широкого кольца с рядом концентрических канавок, а в теле резонатора от внутренней части его раскрыва до наружной поверхности выполнены сквозные отверстия диаметром не более 0,5 и длиной не менее 5 мм.

7. *Беспроводной электронный стетоскоп с модулем Bluetooth* [38]. Остановив свой выбор на стандарте беспроводной связи Bluetooth, и руководствуясь стремлением сохранить принятую методику проведения прослушивания обычным и электронным стетоскопом, была разработана структурная схема нового многофункционального диагностического прибора. В качестве прототипа беспроводного прибора акустического контроля был использован электронный стетоскоп ФСЭ-1М с датчиком на базе пьезокерамической керамики. Использование контактного пьезокерамического датчика принципиально улучшает снятие акустического сигнала с требуемого участка поверхности, исключая влияние внешних аку-

стических помех. Однако принцип построения структурной схемы не исключает возможности использования микрофонов, как, например, в датчике в приборе для снятия акустической волны

8. *Электронно-акустический интерфейс для стетоскопа* (RU 2383304) [54]. Электронно-акустический интерфейс содержит акустический преобразователь, включающий первую и вторую гибкие трубки, выполненные с возможностью соединения с головкой стетоскопа, первый микрофон, установленный во второй трубке, усилитель и источник питания, размещенные в корпусе электронного преобразователя и, по меньшей мере, один динамик. Внутри второй трубки встроена и зафиксирована втулкой третья трубка, второй микрофон размещен в первой трубке, первый и второй микрофоны соединены последовательно с регулятором баланса и дифференциальным усилителем. Использование изобретения позволяет повысить помехоустойчивость конструкции, ремонтпригодность и удобство сборки, а также обеспечить диагностику в разных частотных диапазонах.

9. *Индивидуальный электронный стетоскоп* (RU 2316256) содержит акустический приемник, панель управления, блок микропроцессора, блок эталонных фонограмм и телефоны [24]. Индивидуальный электронный стетоскоп работает следующим образом. В соответствии с инструкцией по эксплуатации устройства пользователь (преимущественно не имеющий специальной медицинской подготовки) закрепляет на внешней поверхности своего тела элементы акустического приемника, а посредством панели управления устанавливает параметры режима работы акустического приемника и устанавливает соответствующую фонограмму микропроцессором из блока эталонных фонограмм. При этом в реальном времени в одном из телефонов прослушиваются звуковые проявления функционирования соответствующего внутреннего органа, а в другом телефоне звучит соответствующая индивидуальная фонограмма в норме. Синхронизация звучания обеспечивается связью блока микропроцессора с выходом акустического приемника. В случае превышения установленного допустимого отклонения параметров звучания от нормы микропроцессором формируется тревожный сигнал, поступающий в соответствующий телефон.

10. *Устройство для аускультации* (Патент RU 2062047) [42]. Устройство для аускультации, содержащее последовательно соединенные акустический датчик, электронный блок, снабженный фильтрами с частотой полосы пропускания, соответствующей диапазону частот шумов диагностируемых органов, и электроразъемами для подключения дополнительных головных телефонов и регистрирующих устройств и головные телефоны, отличающееся тем, что акустический датчик выполнен в виде приемника колебательного ускорения, подвешенного через амортизатор в корпусе датчика с возможностью выступания основания-аппликатора приемника на величину не более половины высоты приемника колебательного ускорения, а на основании-аппликаторе укреплены на опорах биморфные пьезоэлектрические элементы и электромагнитный экран.

11. *Многоканальный электронный стетоскоп* (Патент RU 2229843) [32]. Многоканальный электронный стетоскоп, содержащий акустический приемник, блок фильтров, регистратор, аналого-цифровой преобразователь, блок анализа и блок эталонных фонограмм, отличающийся тем, что в него введены блок управления, первый и второй блоки ключей, управляющие входы которых соединены с соответствующим выходом блока управления, акустический приемник и блок фильтров выполнены многоканальными и включены последовательно, причем их управляющие входы соединены с соответствующими выходами блока управления, аналого-цифровой преобразователь и блок анализа выполнены многоканальными и включены последовательно, причем выход блока фильтров через первый блок ключей подключен к входу аналого-цифрового преобразователя, регистратор выполнен многоканальным и подключен к выходу первого блока ключей, блок эталонных фонограмм выполнен многоканальным, причем его управляющий вход соединен с соответствующим выходом блока управления, а выход через второй блок ключей подключен к другому входу блока анализа.

12. *Электронно-акустический интерфейс для стетоскопа* (RU 2355312) [55]. Электронно-акустический интерфейс для стетоскопа, выполненный с электронным и акустическими каналами, содержащий корпус, связанный с гибким трубчатый элементом

для соединения с головкой стетоскопа, включающим первую трубку, и установленные в корпусе источник питания, последовательно соединенные микрофон, регулируемый усилитель и динамик, образующие с указанной трубкой электронный канал, при этом электронный и акустический каналы подключены соответственно к первому и второму выходам переключателя каналов, отличающийся тем, что в гибкий трубчатый элемент введена вторая трубка, образующая акустический канал, микрофон установлен в первой трубке гибкого трубчатого элемента, переключатель снабжен отверстием и регулировочным винтом, выполненными с возможностью изменения сечения отверстия при соединении с акустическим каналом через переключатель в электронном режиме работы, причем одни концы первой и второй трубок гибкого трубчатого элемента встроены в корпус, а другие концы выполнены с возможностью соединения с головкой стетоскопа пользователя. Регулируемый усилитель выполнен с электрическим линейным выходом для подключения внешних электронных устройств, в том числе записи и/или анализа звука.

Фундаментальное описание аппаратуры для исследования акустических характеристик легких, позволяющей решать проблемы разработки и применения специализированной акустической технологии приведено в работе [30].

#### **Методы анализа акустического шума диагностики состояний легких**

История перкуссии легких как основного аналитического метода исследования патологических состояний легких достаточно объемно представлена в работе [25] (до 2005 года), Ретроспективно, по данным 54 отечественных и зарубежных литературных, охватывающих почти двух вековую историю метода. Анализ работы доказывает необходимость применения современных компьютерных средств и достижений в области искусственного интеллекта для проектирования и эксплуатации специализированных систем поддержки диагностических решений на основе результатов, достигнутых в технических приложениях (своеобразный «бумеранг» бионики).

Шумы лёгких – это звуковые явления, возникающие в связи с актом дыхания, называются дыхательными шумами (*tingitragrespiratoria*). Различают основные и до-

полнительные, или побочные, дыхательные шумы. Вопросы аускультации легких достаточно подробно рассмотрены в работе [21] (в том числе, описаны нормальные и патологические основные дыхательные шумы). Классическое описание способов традиционной аускультации легких, легочных шумов и типов дыхания в норме и патологии приведено в работе [7].

Анализ существующих коллекций дыхательных шумов (ДШ) [6] показывает, что они различаются основными параметрами записи: частотой квантования по уровню и по времени, длительностью, методикой обработки, а также форматами сохранения. По каждому аускультативному феномену в коллекции обычно присутствует одна запись, что затрудняет оценку характеристик классов аускультативных феноменов.

В связи с этим, для решения проблемы автоматического анализа ЗД необходимо существенно расширить архив унифицированных записей паттернов (образцов) звуков дыхания и методику его расширения. При этом необходимо учитывать следующие требования к параметрам модели паттерна ДШ [2]: частота дискретизации для регистрации аускультативных феноменов в низкочастотном (до 5500 Гц) и высокочастотном (до 13000 Гц) диапазонах; разрядность аналого-цифрового преобразования акустической волны 16 бит. Это позволит анализировать акустическую волну с амплитудой менее 20 дБ; длительность паттерна  $1,5 \text{ сек} < T < 20 \text{ сек}$ , что удовлетворяет акустические требования к регистрации широкополосного шума и физиологические требования к регистрации отдельных фаз дыхательных циклов. Для выделения области информативных признаков, характеризующих тембровую окраску звуков дыхания, разработаны и исследованы варианты цифровых фильтров: Баттерворта 6-ого порядка и два фильтра FFT, имитирующие эффекты стетоскопической и фонендоскопической приставок.

Экспериментально доказано, что график осредненного спектра мощности, рассчитанного по отдельной фазе дыхательного цикла [21], правильно отражает факт проявления аускультативного признака, однако абсолютное значение приращения функции меньше, чем аналогичная оценка, найденная по спектру, рассчитанному на различных участках локализации по фазам дыхательного цикла.

Работа [29] посвящена изучению дыхательной системы человека и разработке и технических средств для ее диагностики. В работе приведено:

- описание инструментов создания аппаратно-программного комплекса и анализа трахеальных шумов форсированного выдоха (ФВ);

- описание способов анализа параметров дыхательных шумов, включая: способы оценки продолжительности трахеальных шумов ФВ, способ оценки характеристик спектра шумов ФВ, способы оценки характеристик спектра проведенных голосовых шумов и шумов во время перкуссии легких;

- приведены результаты экспериментальной оценки эффективности диагностики разработанного аппаратно-программного комплекса и способов анализа параметров при постановке диагноза бронхиальной обструкции, очаговой пневмонии.

- описывается метод и алгоритм предварительной обработки нестационарных акустических шумов с целью выделения из них коротких квазистационарных сегментов, из которых формируются «типичные» для конкретных состояний квазистационарные реализации сигналов.

- описывается метод параметризации (выделения измеримых информативных признаков) «типичных» реализаций акустических сигналов, базирующийся на измерении спектральной плотности, усредненной по сопряженным узким полосам частот их энергетического спектра.

- описываются способы определения информативности выделенных признаков, не требующих построения решающих правил заранее, и формирование оптимального набора информативных характеристик, обеспечивающего приемлемую репрезентативность (компактность решающих правил при сохранении достоверности распознавания);

Предлагаемые ученым Кутузовым А.А. [29] алгоритмы и реализующие их программное обеспечение представляют собой основное ядро софта для систем идентификации, диагностики и неразрушающего контроля сложных технических и природных объектов по акустическим шумам и вибрациям.

Продолжением этой работы можно считать предлагаемая в работе [4] возможность комплексной диагностики состояний легких пациента путем установки степени при-

надлежасти неизвестного состояния к определенному классу известных на базе нечёткого представления диагностируемых признаков. Информация регистрируется либо с точек на поверхности грудной клетки, над проекцией легких, либо с области трахеи. Затем с использованием быстрого преобразования Фурье строится спектр с разрешением в 1 Гц, на котором определенных местах определяются частотные полосы с центральной частотой настройки и заданной шириной. В полученных полосах вычисляются интенсивности спектральных составляющих в 1 Гц, которые суммируются, и полученный результат делится на количество спектральных составляющих с разрешением в 1 Гц, входящих в частотную полосу. Наименьшему среднему значению интенсивности присваивается первый уровень, затем определяется значение средней интенсивности следующей частотной полосы, превышающее наименьшее среднее значение, – ей присваивается второй уровень и т.д. Перевод полученных значений в двоичный код для дальнейшей обработки осуществляется следующим образом: если уровень первой полосы превышает уровень сравниваемой полосы, то кодируется «1», если не превышает, то – «0».

Таким образом, образуется последовательность параллельных двоичных кодов, которая с частотой появления определяет некоторое сообщение, коррелирующее с определенным диагностируемым состоянием.

Далее информация обрабатывается одним из двух предлагаемых способами:

1. Отображение состояний легких человека на Эвклидову плоскость с соблюдением рангов размещения кодов. Формирование класса эталонных состояний легких человека осуществляется путём сопоставления с клинически подтвержденными схожими состояниями.

2. Оцениваются степени принадлежности неизвестного состояния к известному классу состояний с применением нечетких решающих правил.

К недостатку рассмотренного подхода следует отнести ограничение спектра сигнала до 600 Гц, что соответствует области сверхнизких звуковых частот. Для устранения данного недостатка необходимо либо расширить частотный диапазон (что приведет к существенным потерям производительности вычислительного процесса) или

перейти от всего регистрируемого диапазона к 600 реперным точкам и применять, в дальнейшем, предлагаемый автором алгоритм поиска решающих классификационных правил.

Таким образом, проведенный анализ существующих методов и программно-аппаратных средств анализа акустических сигналов с целью определения состояний сложных объектов показал, что они не обладают должным функционалом для определения возможности для осуществления точной идентификации большинства реальных объектов по их акустическим шумам из-за нестационарности этих сигналов на коротких временных интервалах, что требует определенных исследований методов и реализующих их программно-аппаратных средств в условиях стохастичности и варибельности сигналов, по которым будет происходить определение состояний объектов.

Основными проблемами при разработке методов и алгоритмов определения и диагностирования состояний сложных объектов по акустическим сигналам являются стохастичность и отсутствие стационарности анализируемых сигналов, что определяет существенную варибельность их спектров. В связи в рассматриваемой работе предлагается ограничиться ретроспективным анализом на коротких временных интервалах и объединить процесс идентификации состояний с коррекцией набора информативных показателей, что является по сути приобретением новых знаний системой анализа и управления согласно методологии автономного искусственного интеллекта [22].

Недостатки, связанные с реальностью обучения распознающей системы по коротким временным рядам, во многом могут быть нивелированы с помощью самоорганизационного гармонического алгоритма метода группового учета аргументов [36, 44].

В работе Костива А.Е. «Аппаратно-программный комплекс и способы оценки параметров сигналов для анализа дыхательных звуков человека» [27] приведены результаты применения методов и алгоритмов анализа длительности трахеальных шумов форсированного выдоха по уровню осредненной огибающей сигнала с использованием вейвлет-фильтрации. Для увеличения достоверности оценки продолжительности



трахеальных шумов форсированного выдоха автором разработан уникальный интерактивный алгоритм и программное обеспечение, в котором измерение характеристики производится автоматически, а оператор имеет функционал для выбора корня из набора решений, предоставляемых программой. Предлагается способ анализа характеристик спектра трахеальных шумов форсированного выдоха, основанный на определении усредненных временных и амплитудных характеристик в 200 Гц полосах частот и их отношений в низкочастотной и высокочастотной областях спектра. Практический акцент в работе делается на способе оценки спектральных параметров шумов, возникающих при перкуссии легких, базирующийся на определении отношения двух низкочастотных спектральных максимумов сигнала. Автором предлагается оригинальный способ оценки спектральных параметров голосовых звуков, проведенных на поверхность грудной клетки, основанный на определении, частот первого низкочастотного максимума спектра и крутизны спада спектра между первым, вторым и третьим спектральными максимумами. В качестве клинического исследования Костивым А. Е. предлагается метод линейного просветного зондирования легких частотно-модулированными (ЛЧМ) искусственными сигналами.

Таким образом, экспериментальные достижения анализируемой диссертационной работы свидетельствуют в пользу адекватности модельных представлений о респираторной системе человека как многоканальном акустическом тракте.

Между тем, предложенные автором методы и алгоритмы, несмотря на их клиническую эффективность, мало приемлемы для скрининг-диагностики превентивных медицинских обследований в процессе массовой диспансеризации населения поскольку предполагают наличие специальной техники и специалистов с соответствующей ей профессиональной подготовки.

Несколько ранее, Коренбаумом А.И. с коллегами в работе [26] сформулирована гипотеза о взаимной маскировке акустических сигналов воздушного (по просвету дыхательных путей) и структурного (по тканям легкого) проведения на грудную стенку и предложена акустическая модель распространения дыхательных звуков в ре-

спираторном тракте. Авторам удалось разработать уникальный метод акустической интенсиметрии, позволяющий впервые разделить спектральные составляющие воздушного структурного проведения голоса и дыхательных шумов на грудную стенку (рисунок 1).

Оценка мнимой части взаимного спектра  $\text{Im}(W)$ , характеризующей соотношение воздушного и структурного проведения, иллюстрирует, что составляющие воздушного проведения голоса в норме доминируют в диапазоне частот от 100 до 300 Гц в нижних отделах легких (рисунок 1 а) и от 100 до 150–200 Гц в верхних (рисунок 1 б). Отмечается, что над участками с патологическими отклонениями (рисунок 1 в) наблюдается замещение составляющих воздушного проведения составляющими структурного проведения в этих областях спектра, что может быть характеристикой локального нарушения проходимости дыхательных путей при различных заболеваниях легких.

В работе [26] обращается особое внимание на то, что в рамках принятой выше модели проведение этих звуков характеризуется почти исключительно воздушными составляющими, спектральный максимум которых лежит в районе 100–160 Гц. Существенно уточнена акустическая картина шумообразования при форсированном выдохе. Аналогично с моделью на трахее в начале форсированного выдоха определяют шумы турбулентного потока с широкополосными пиками спектра в областях частот около 200 Гц (трахея) –  $f_1$  и 300–400 Гц (главные бронхи) –  $f_2$ . При развитии сопровождающего форсированный выдох функционального экспираторного стеноза наблюдается свист форсированного выдоха (механизмом предположительно является срыв вихрей) в виде «дорожки» мощных узкополосных спектральных пиков –  $f_3$  в диапазоне частот 400–600 Гц. Остальные наблюдаемые «дорожки» узкополосных спектральных пиков  $f_4$ – $f_7$  (свисты) представляют собой автоколебания, связанные с модуляцией потока воздуха вибрациями стенок дыхательных путей. Удастся различать низкочастотные «дорожки»  $f_4$  (ниже примерно 100 Гц), среднечастотные –  $f_5$  (100–400 Гц), высокочастотные (более 600–700 Гц) в конце выдоха –  $f_6$  и в начале выдоха –  $f_7$  либо на всей протяженности форсированного выдоха  $f_7 \rightarrow f_6$ .

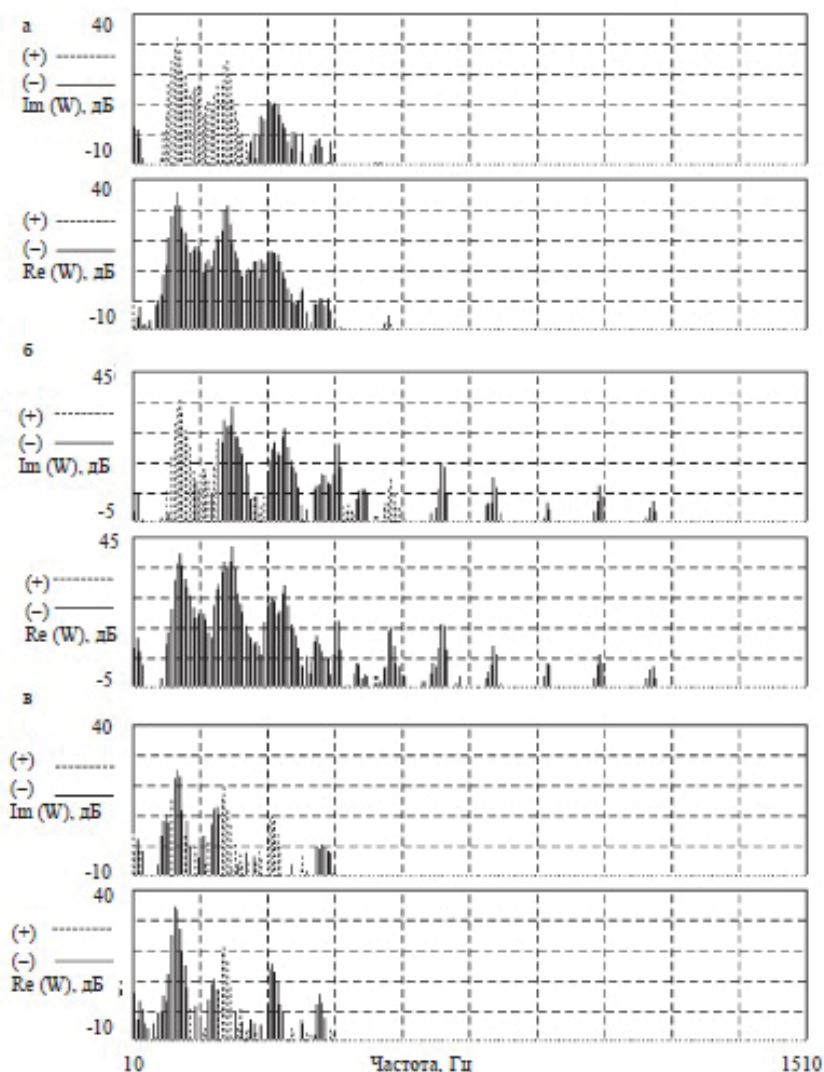


Рис. 1. Взаимные спектры голосового звука «три-три», зарегистрированные с помощью метода акустической интенсиметрии на поверхности грудной клетки пациентов:  
 а) над нижними отделами легких в норме, б) над верхними отделами легких в норме,  
 в) над нижними отделами легких при патологии,  
 $Re(W)$  – вещественная часть взаимного спектра,  $Im(W)$  – мнимая часть взаимного спектра

В процессе клинических испытаний авторами получен приемлемый с медицинской точки зрения положительный эффект предлагаемых методов: результаты по тонкости настройки близки к рентгенографии (95,9%) и больше чем в два раза превосходит субъективную физикальную оценку проведения голоса нагрудную стенку (40,5%). Ложноотрицательные результаты получены у 7% обследуемых. У всех больных с ложноотрицательным диагнозом пневмония была локализована в средних поясах легких. Количество ложноположительных диагностических заключений в группе здоровых соответствовало диагно-

стической специфичности 94,5%. У 2 (3%) больных был выявлен не подтвержденный рентгенологически дополнительный очаг в противоположном легком.

К достоинствам проведенных авторами исследований следует, безусловно, отнести такие подтвержденные клинически интересные методы акустической диагностики легких, как:

– диагностический анализ акустических шумов легких человека с разделением воздушного и структурного проведения (комбинированная бронхофонография), предназначенное для оценки воздухонаполнения легочных тканей и проходимости дыхатель-

ных путей (региональной вентиляции легких) при различных патологиях и в норме;

– эмиссионная акустическая томография источников дополнительных дыхательных шумов (свистов) – для выделения локальных изменений в легких;

– сравнение амплитуд респираторных резонансов при исследовании перкуссии бронхофонии – для оценки состояния паренхимы легкого и приводящих дыхательных путей бронхиального дерева;

– выявление нарушений бронхиальной проходимости на основе оценки трахеальных шумов (трахеофонография) форсированного выдоха.

В пожилом возрасте (старше 55 лет) более 95% смертности занимают хронические обструктивные заболевания легких (вторая, после патологий сердца, причина инвалидности), что обуславливает необходимость ранней диагностики, в том числе методами бронхофонографии (БФГ). В частности, в работе [19] Гусейновым А.А. приведены результаты аналитического обследования 108 здоровых лиц (ЗЛ) (50 мужчин и 58 женщин), 166 больных ОЗ (85 мужчин и 81 женщина): из них 91 – клинически подтвержденные случаи бронхиальной астмы (БА), 62 – хронической обструктивной болезни лёгких (ХОБЛ) и 13 больных с сочетанными симптомами. У всех больных были выявлены нарушения функции внешнего дыхания по обструктивному типу. Проанализировано около 2000 бронхофонограмм спокойного и форсированного дыхания. В качестве информативных показателей принимались оценки следующих параметров: акустическая работа дыхания (АРД) (показатель К) в разных частотных диапазонах,

$$\Delta K = (K_{\text{форс}} - K_{\text{спок}}) / K_{\text{спок}}, \text{ ИПК} = \Delta K_2 / \Delta K_1$$

(индекс прироста).

Общность клинических симптомов и возможные сочетания БА и ХОБЛ у одного и того же человека позволили объединить больных БА и ХОБЛ в общую группу больных с ОЗ и исследовать акустические характеристики дыхания данной группы в целом и определить акустические параметры, характеризующие обструктивные изменения сформировать паттерны дыхания больных ОЗ. Автором, в частности, обнаружены статистически значимые отличия в акустических параметрах больных ОЗ и ЗЛ в среднечастотном диапазоне (1,2-5 кГц) и по всему спектру в целом, то есть АРД<sub>1</sub>, АРД<sub>3</sub> в режи-

мах спокойного и форсированного дыхания, К<sub>1</sub> и К<sub>3</sub> при спокойном дыхании и ИПК. Полученные автором результаты указывают на возможность использования *нового неинвазивного диагностического метода БФГ* для выявления обструктивных нарушений функции внешнего дыхания.

При анализе дыхательных шумов часто применяются комплексные методы исследования. Например, в работе [49] в качестве методов изучения рассматриваются: акустический цифровой анализ респираторных звуков – бронхофонография (БФГ), спирометрия и скрининг-опрос. В исследовании принимали участие 158 школьников в возрасте от 11 до 16 лет, в том числе 91 лиц мужского пола и 67 лиц женского пола, рассматривался акустический эквивалент деятельности дыхательных мышц (АРД) в частотном диапазоне от 0,2-12,6 кГц. Наблюдались существенные различия между показателями акустической работы дыхания (АРД) в группах курящих и некурящих: по всему спектру акустики (1,2-12,6 кГц), в низкочастотном диапазоне (0,2-1,2 кГц), и в среднечастотном диапазоне (1,2-5,0 кГц). Автором как новый этап в развитии современных методов акустического анализа дыхательных звуков представлено применение компьютерно-диагностического комплекса (КДК) «Паттерн», существенно повышающий объективность результата обследования легких специалистом не высокой медицинской квалификации. В КДК «Паттерн» сканирование респираторного цикла осуществляется через высокочувствительный датчик, помещаемый в рот исследуемого с фиксированием (что вызывает некоторое неудобство) и анализом амплитудно-частотных спектральных характеристик дыхательных звуков. Одновременно проводилась спирометрия и скрининг-опрос по характеру табакокурения.

АРД – выраженный в мДж акустический эквивалент работы дыхательных мышц – исследовалось в частотных диапазонах: АРД<sub>0</sub> 0,2-1,2 кГц – низкочастотный диапазон; АРД<sub>1</sub> 1,2-12,6 кГц, общий диапазон; АРД<sub>2</sub> 5,0-12,6 кГц – высокочастотный диапазон; АРД<sub>3</sub> 1,2-5,0 кГц – среднечастотный диапазон.

У всех исследуемых проводилась спирометрия на техническом комплексе *SuperSpiro* (MicroMedical, Великобритания), с определением ряда основных параметров функции внешнего дыхания (ОФВ1,

ФЖЕЛ, ПСВ) и оценкой уровня угарного газа (СО) в выдыхаемом воздухе у курящих.

Статистическая обработка результатов исследований показала, что акустический спектр в исследуемых группах курящих и некурящих школьников существенно различается: у курящих идентифицированы более интенсивные дыхательные шумы на различных частотах как свидетельство большей выраженности бронхиальной обструкции у курящих.

К дыхательным шумам относятся и перкураторный звук (тимпанический звук возникающий при перкуссии), характеристики которого для здоровых легких называются «ясными». Представителем исследований в этом направлении является, например, работа [9], в которой предложена 2-резонансная модель дыхательной системы человека как акустического тракта, сочетающая в себе резонанс акустического резонансного контура (АРК), образованного упругостью объема воздуха в респираторных отделах легкого и массой стенки грудной клетки, а также четверть волновой резонанс бронхиального дерева (узкой акустической трубы). Информация с микрофона звуковой карты компьютера оцифровывалась с частотой дискретизации 6 кГц и обрабатывалась инструментальными средствами *SpectraLab (Sound Tech. Inc.)* (метод БПФ, амплитудный спектр, масштаб логарифмический, подвыборки длиной 1024 временных отсчета, перекрытие 95%, окно Хэннинга). Первоначально оценивался каждый из трех ударов (перкуссии) с наслаиванием спектров. Далее визуально определялись частотные области совпадения максимумов спектра в диапазонах, характерных для  $f_1$  и  $f_2$ . Данные, где такого совпадения не наблюдалось, отбрасывали, как имеющие повышенную вариабельность (отбраковано порядка 20%). Для оставшихся оценка спектра повторяла по выборке, включавшей все 3 удара. Изменялись значения  $f_1$ ,  $f_2$  (Гц) и  $A_1$ ,  $A_2$  (дБ), считалась разность  $A_2-A_1$  (дБ), соответствующая отношению амплитуд 2-го и 1-го резонансов, выраженных в линейном масштабе.

Полученный в каждой точке обследования параметр  $A_2-A_1$  (дБ) отображался на карте проекций легких. Статистический анализ частот максимумов  $f_1$ ,  $f_2$  (Гц) спектров и разности их амплитуд  $A_2-A_1$  (дБ) в группе здоровых не показал значимой разницы между анализируемыми характеристиками над верхними и нижними отделами

легких, разными вертикальными топографическими линиями одного легкого, а также над правым и левым легкими. Это позволило автору выдвинуть гипотезу о нелинейности возбуждающего сигнала (вторая гармоника) и о наличии двух мод одного фундаментального резонанса самой респираторной системы как акустического тракта.

В целом, описанный в работе метод акустической интроскопии легких на основе спектрального анализа перкураторных звуков позволяет выявлять зоны со сниженной пневматизацией с чувствительностью 0,89 и специфичностью 1,0, что свидетельствует об адекватности акустических модельных представлений. Однако, зона анализа в предлагаемом в [9] методе выделяется до проведения исследования, что приносит определенный субъективизм и необходимость клинических условий.

В настоящее время поиск новых методов диагностики заболеваний органов дыхания остается одной из важных задач военной медицины [52,56,58]. Современные рентгенологические методы исследования обладают высокой специфичностью, чувствительностью, но они не безопасны для пациента [45]. Довольно часто они служат основой для постановки диагноза, но не всегда приемлемы для динамического наблюдения больных пневмонией в военных госпиталях. Одним из перспективных направлений считается изучение возможности применения в клинической практике врача акустических методов исследования легких [33,57].

Пневмофонографию (ПФГ) спокойного дыхания проводят путем объективного измерения легочных звуков на поверхности грудной клетки с определением амплитуды и частоты спектра параллельно тяжести бронхолегочного процесса [31,33]. помощью непараметрического теста Краскела – Уиллиса. В [11] показано, что чувствительность пневмофонографии спокойного дыхания намного превышает чувствительность субъективной аускультации 45%. В целом при обследовании пациентов достигнутые значения чувствительности (83%) и специфичности (80,5%) пневмофонографии спокойного дыхания оказались достаточно высокими, что позволяет рекомендовать пневмофонографию спокойного дыхания для межрентгеновского мониторинга очаговых заболеваний в амбулаторных условиях военной поликлиники или военного госпита-



ля. Кроме того, этот метод является неинвазивным, неионизирующим, безопасным, что дает возможность при необходимости проводить многократный контроль состояния рентгенологически выявленного очага в легком в разных клинических ситуациях.

Согласно [31] для выслушивания шумов в легких используется 16 датчиков: по восемь на спине и груди. В работе предполагается следующая цепочка накопления, записи и моделирования данных. С помощью датчиков установленных на поверхности груди и спины, как показано на рисунке 2, происходит получения шумов. Затем эти данные могут быть обработаны на компьютере с помощью специальных прикладных пакетов программ моделирования.

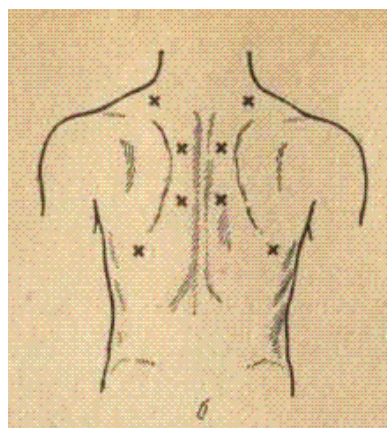
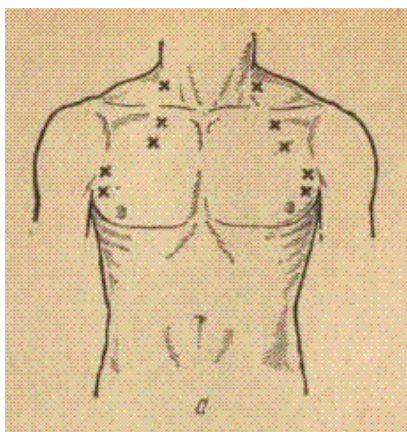


Рис. 2. Схема расположения датчиков дыхания

В настоящее время можно использовать современные технологии виртуального моделирования и прототипирования, в частности, пакет программ Adobe Audition, позволяющие во многих случаях способны заменить длительные натурные эксперименты на этапе проектирования. Благодаря возможности представления спектра шумов и

спектральной плотности в виде графических зависимостей. Разработанная система для многоканального не инвазивного мониторинга и диагностики состояния органов респираторного тракта на основе акустической информации о звуках дыхания включает:

- высокочувствительные сенсоры для регистрации звуков дыхания;
- процессорный блок ПК с установленной на шину ISA специализированной 16 разрядной платой аналого-цифрового преобразователя;
- пакет специальных прикладных программ для анализа полученных результатов.

Регистрация звуков дыхания осуществляется с помощью высокочувствительных пьезоакселерометров с малозумными предусилителями. С выхода предусилителей сигналы поступают на информационные дифференциальные входы 8 канальной платы АЦП, где осуществляется их предварительная фильтрация и синхронное по всем каналам преобразование в 16 разрядные цифровые коды с заданной частотой дискретизации. Для оцифровки сигнала используется сигма-дельта АЦП со встроенными антиалиазинговыми фильтрами для устранения эффектов наложения спектров. Преобразованные файлы записываются в файл на жесткий диск и с помощью пакета прикладных программ производится анализ полученных результатов.

Анализ включает в себя следующее:

- 1) считывание данных с жесткого диска, их визуализация,
- 2) оценка и визуализация спектральной плотности мощности сигналов,
- 3) оценка и визуализация двумерных респиросонограмм сигналов,
- 4) оценка межканальной когерентности спектральных компонентов сигналов,
- 5) оценка межканальных фазовых задержек спектральных компонентов сигнала,
- 6) цифровая фильтрация входных сигналов,
- 7) аудио-анализ сигналов и т.д.

В связи с актуальностью выявления абструктивных заболеваний легких постоянно ведется работа по совершенствованию способов акустического анализа. В частности, патент Гусейнова А.А. [47] основывается на методах изложенных, в рассмотренной ранее статье [19]. В предлагаемый автором комплекс включены: специальные фильтры, селективирующие неинформационные сигналы (например, кардишумы) и

специализированные программы обработки и визуализации специфических сигналов. Таким образом, данный патент является, пожалуй, одним из первых, официально зарегистрированных в стране изобретений в области разработки аппаратно-программных комплексов, решающих диагностические задачи легочных заболеваний, и рекомендованный комитетом по новой технике МЗ РФ к массовому применению в медицинской практике. Между тем, применение предлагаемого автором комплекса для скрининг диагностики возможен только в случае «пространственного разделения» подсистем регистрации и обработки информации и использование технологий телемедицины.

Изобретение Малининой Е.В. с соавторами [43] так же относится к способам акустической диагностики в легких и концентрируется на очаговых образованиях. Авторами предлагается после регистрации дыхательных шумов в классических точках аускультации осуществлять спектральный анализ вдоха (после цифровой фильтрации сигнала) и затем осуществлять сравнение определенных спектральных характеристик с некоторыми пороговыми значениями, определенными ранее в процессе обучения диагностической системы (обучающая выборка состояла из 36 здоровых мужчин и 36 человек с диагнозом внебольничной пневмонии). Фактически предлагается классический вариант синтеза экспертной системы на основе распознавания образов и продукционных решающих правил. Особенностью предлагаемого способа является то, что обследуемый во время исследования дышит в трубку Лили и самостоятельно регулирует скорость потока в реальном времени на экране компьютера.

Таким образом, несмотря на приемлемую для клиники легочных заболеваний диагностическую эффективность (0,83), предлагаемый способ обладает следующими недостатками (в смысле возможности применения в клинике): требует предварительного обучения и коррекции решающих правил (указанная выборка в 36 человек не является статистически репрезентативной), применим только в клинических стационарных условиях, основывается на спектральном анализе, для которого не указана ни частота дискретизации ни размер окна ни диапазон анализируемых частот.

В упомянутой ранее работе [30], наряду с описанием аппаратуры приведены следу-

ющие методы акустической диагностики, которые могут быть использованы в превентивной скрининг-диагностике состояний легких с применением современных способов дистанционной регистрации информации и ее передачи телекоммуникационными средствами связи:

- исследование различных звуков голоса с разделением воздушного и структурного проведения;

- комбинированная пневмофотография;

- эмиссионная акустическая томография «свистов» для выявления локальных изменений в легких;

- выявления нарушений проводимости бронхов на основе трахеофонографии форсированного выдоха.

Отдельно от рассмотренных работ стоит гипотеза, сформулированная в работах [12, 46] Бочаровым М.Е. На основе методологических концепций Чижевского А.Г. [51] автором в монографии: электрический баланс организма основан на процессах внутреннего и внешнего электрообмена. Бочаров М.Е. под внешним и внутренним электрообменом подразумеваются и процессы, обуславливающие тип дыхания: «Переход в кровь нейтрального кислорода и выделение положительно заряженного кислорода повышает положительный заряд внутри альвеол ... что приводит совместно с увеличением парциального давления углекислого газа (закон Дальтона) к повышению давления внутри альвеол и облегчают выдох». Отмечается, что общее регулирование и передачу отрицательного «электричества» в соответствие с данной гипотезой осуществляется на принципах «пульсовой волны» нервной системой на основе характеристик ритмов организма, задаваемых сердцем и легкими. Если указанная гипотеза верна, то акустические характеристики дыхательного шума легких должны коррелировать с параметрами внутреннего и внешнего электрообмена.

Исследования в этом направлении представляются перспективными поскольку позволяют рассматривать дыхательную систему как элемент более высокой степени организации, обеспечивающего взаимодействие организма с окружающей средой посредством изменений внутренней среды и организма с помощью автономного управления автономным искусственным интеллектом нервными системами организма, информационными сигналами для которого являют-

ся характеристики электрического баланса (разбаланса) системы дыхания, окружающей и внутренней сред организма.

### Выводы и рекомендации

Таким образом, проведенный обзор способов анализа акустических шумов дает возможность сделать вывод, что аналоговые методы и средства спектрального анализа дают надёжную и устойчивую характеристику спектра лишь для детерминированных периодических сигналов и случайных стационарных сигналов с небольшим интервалом стационарности (в пределах времени анализа каждой частотной составляющей).

Последовательные сканирующие методы не всегда обеспечивают необходимый уровень адекватности основанных на них диагностических решающих правил (пороговых значений диагностических показателей – чувствительности, специфичности, эффективности) ввиду неустойчивости спектров случайных сигналов на коротких отрезках времени, а применение параллельных методов в силу их громоздкости делается возможным для небольшого числа анализируемых узких частотных полос, что в условиях слабой степени стационарности сигналов требует большого времени усреднения интенсивности каждой частотной составляющей.

Для анализа прямой и латентной информации, полученной на основе спектра дыхательного шума, рекомендуется использовать достижения искусственного интеллекта, позволяющие в условиях слабоструктурированных и размытых данных получать диагностические модели с заданным уровнем адекватности (искусственные нейронные и иммунные сети, логические сети, генетические алгоритмы, синтез нечетких решающих правил, самоорганизационное моделирование, автономный искусственный интеллект).

Современные уровни развития измерительных элементов (датчиков и систем) и микропроцессорной техники и средств мобильной связи позволяют перейти на качественно новую ступень дифференциальной превентивной диагностики легочных заболеваний, основанную на одновременной регистрации и передачи информации о легочном шуме (акустический сигнал и сведения о характере ионизации во вдыхаемом и выдыхаемом воздухах) и показания плетизмограммы (реограммы).

### Список литературы

1. Акустическая диагностика заболеваний легких: возможности методов и перспективы развития. – URL: [http://medcomputer.ru/view\\_page.php?page=58](http://medcomputer.ru/view_page.php?page=58) (дата обращения 10.10.2015).
2. Аль-Нажжар Номан Каид Абдулла. Модели, алгоритмы и технические средства исследования и автоматического анализа дыхательных шумов: дис. ... канд. техн. наук. – Тверь, 2007. – 211 с.
3. Аппаратно-программные средства для телемедицины. – URL: <http://fela-control.ru/other/70-fonendoskop-fse-1m.html> (дата обращения: 18.09.2015).
4. Артеменко Н.М. Распознавание состояния легких человека по издаваемому ими акустическому шуму // Известия Юго-Западного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинские приборы. – 2015. – № 2(15). – С. 94-98.
5. Атлас аускультации // Электронные медицинские справочники / StudentVedic.ru – URL: <http://studentmedic.ru/directory.php?id=1> (дата обращения: 15.12.2015).
6. Аудиозаписи аускультации легких: медицинское сообщество в контакте. Medicine Live. – URL: [http://vk.com/id154046614?w=wall154046614\\_4961](http://vk.com/id154046614?w=wall154046614_4961) (дата вхождения 15.12.2015).
7. Аускультация легких // Учебная медицинская литература, онлайн-библиотека для учащихся в ВУЗах и для медицинских работников. – URL: <https://auno.kz/sekretynklinicheskoy-diagnostiki/173-auskultaciya-legkix.html> (дата обращения 10.09.2015).
8. Батищев Э.М., Бойко И.А., Коренбаум В.И., Костив А.Е. Акустическая интраскопия легких на основе спектрального анализа перкуторных звуков. – М.: Наука, 1991. – 148 с.
9. Батищев Э.М., Бойко И.А., Коренбаум В.И., Костив А.Е., Кулаков Ю.В., Можева Д.Н., Почкутов И.А., Тагильцев А.А. Акустическая интраскопия легких на основе спектрального анализа перкуторных звуков // Вестник дальневосточного отделения российской академии наук. – 2004. – № 5. – С. 8-9.
10. Биофайл. Научно-информационный журнал. Хрипы в легких. Виды, значения. – URL: <http://biofile.ru/bio/11228.html> (дата вхождения 10.12.2015).
11. Блауэрт И., Гудвица М. Пространственный слух. – М.: Энергия, 1979. – 224 с.
12. Бочаров М.Е. Электрические процессы внутри организма: монография по материалам исследований. – URL: <http://eknigi.org/zdorovie/101593-yelektricheskie-processy-vnutri-organizma.html> (дата обращения 10.09.2015).
13. Введение в доказательную медицину. – М.: Медиасфера, 2001. – 38 с.
14. Верный диагноз. – URL: <http://correctdiagnosis.ru/kashel/389-zhestkoe-dyxanie-i-kashel.html> (дата вхождения 10.12.2015).
15. Вотчал Б.Е. Акустические характеристики стетофонендоскопов и их измерение // Медицинская техника. – 1972. – № 2. – С. 16-20.
16. Кукес В.Г., Маринин В.Ф., Реуцкий И.А., Сивков С.И. Врачебные методы диагностики: учеб. пособие. 2006. – 720 с.
17. Гринченко В.Т., Виноградный Г.П., Макаренко А.А. Датчик для аускультации на основе акустического пьезокерамического стержневого преобразователя. – М.: ВНИИТЭМР, 1990. – 80 с.
18. Крижановский В.В., Крижановский В.В.-мл. Методы обработки информации о звуках дыхания и их апробация. – М.: Мир, 1992. – 175 с.
19. Гусейнов А.А. Бронхофонография: акустические критерии диагностики обструктивных заболеваний лёгких // Фундаментальные исследования. – 2011. – № 2. – С. 55-59.
20. Датчик электронного стетофонендоскопа. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/218/2188578.html> (дата обращения: 20.11.2017).



21. Дыхательная система: аускультации легких и определение бронхофонии. – URL: [http://bono-esse.ru/blizzard/Socrom/Metod/metod\\_5\\_4.html](http://bono-esse.ru/blizzard/Socrom/Metod/metod_5_4.html) (дата обращения 18.11.2015).
22. Жданов А.А. Автономный искусственный интеллект. – М.: БИНОМ, Лаборатория знаний, 2009. – 359 с.
23. Зархин В.И., Коломыцев Б.М. Чувствительные элементы и микрофоны на основе пьезотранзисторов. – URL: [http://www.akzh.ru/pdf/1969\\_2\\_223-228.pdf](http://www.akzh.ru/pdf/1969_2_223-228.pdf) (дата обращения: 19.09.2015).
24. Индивидуальный электронный стетоскоп. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/231/2316256.html> (дата обращения: 17.09.2015).
25. Ковалева И.Н., Кулаков Ю.В., Ковалева Л.И. История перкуссии легких от слухового до компьютерного анализа сигналов // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. – 2005. – № 21. – URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/istoriya-perkussii-legkih-ot-sluhovogo-do-kompyuternogo-analiza-signalov> (дата обращения 10.11.2015).
26. Коренбаум В.И., Почекутов И.А., Кулакова Ю.В., Тагильцев А.А., Костив А.Е. Акустическая диагностика системы дыхания человека на основе объективного анализа дыхательных звуков // Вестник дальневосточного отделения российской академии наук. – 2004. – №5. – С. 68-79.
27. Костив А.Е. Аппаратно-программный комплекс и способы оценки параметров сигналов для анализа дыхательных звуков человека: дис. ... канд. техн. наук / Тихоокеан. океанол. ин-т ДВО РАН. – Владивосток, 2008. – 131 с.
28. Крижановский В.В., Крижановский В.В.-мл. Структура и возможности программного обеспечения для компьютерной системы регистрации, анализа и классификации звуков дыхания. – М.: ВНИИПИ, 1993. – 441 с.
29. Кутузов А.А. Идентификация и диагностика состояний природных и технических объектов по акустическим шумам: дис. ... канд. техн. наук. – Курск, 2006. – 190 с.
30. Макарова М.С. Аппаратура для исследования акустических характеристик легких. – URL: <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/5557> (дата обращения 11.10.2015).
31. Малышенко И.Ю. Новые клинические возможности пневмофонографии. 1999. – 24 с.
32. Многоканальный электронный стетоскоп. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/222/2229843.html> (дата обращения: 22.10.2015).
33. Мокин Е.Д., Пятин В.Ф. Современные аспекты оценки статуса здоровья с применением акустического анализа респираторных звуков у курящих подростков // XVIII студенческая международная заочная научно-практическая конференция «Молодежный научный форум: естественные и медицинские науки». – 2014. – С. 48-55.
34. Немеровский Л.И. Пульмофонография. – М.: Медицина, 1981. – С. 29-73.
35. О приёмниках звуковых волн на основе пьезополимерной плёнки. – URL: [http://www.akzh.ru/pdf/1993\\_1\\_61-66.pdf](http://www.akzh.ru/pdf/1993_1_61-66.pdf) (дата обращения: 25.08.2015).
36. Орлов А.А. Принципы построения архитектуры программной платформы для реализации алгоритмов метода группового учета аргументов // Управляющие системы и машины. – 2013. – № 2. – С. 65-71.
37. Помехозащищенный акустический датчик для стетоскопа. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/207/2071726.html> (дата обращения: 15.09.2015).
38. Приборы акустического контроля для телемедицины. – URL: <http://pandia.org/text/77/308/51168.php> (дата обращения: 8.10.2015).
39. Пропедевтика внутренних болезней. – URL: <http://www.plaintest.com/respiratory/auscultation/bronchial> (дата вхождения 10.12.2015).
40. Расторгуев Д.Л., Скребнев Д.Л. Разработка акустических методов высокоразрешающей медицинской диагностики дыхательной системы человека. – URL: <http://poi.dvo.ru/sites/default/files/nir/2012/lab62.pdf> (дата обращения: 16.09.2015).
41. Рейдерман М.И. Актуальные проблемы аускультации легких. Изд-во ТПИ, 1992. – 148 с.
42. Способ акустического спектрального анализа obstructивных заболеваний легких. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/235/2354285.html> (дата обращения 15.11.2015).
43. Способ акустической диагностики очаговых образований в легких человека. – URL: <http://www.freepatent.ru/patents/2528653> (дата обращения 18.11.2015).
44. Справочник по типовым программам моделирования / под ред. А.Г. Ивахненко. – Киев: Техника, 1980. – 144 с.
45. Трофимова Т.Н. Лучевая анатомия человека. – СПб.: МАПО, 2005.
46. Устройство для диагностики и лечения организма пациента: пат. 2314744 РФ, МПК7 А61В5/00, А61Н1/40, А61Н2/04 / М.Е. Бочаров; заявитель и патентообладатель М.Е. Бочаров №2006108075/14 заявл. 15.03.06; опубл. 20.01.08. Бюл. №2. – 9 с.
47. Устройство для аускультации. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/206/2062047.html> (дата обращения: 17.09.2015).
48. Физиология человека / под ред. В.М. Покровского, Г.Ф. Коротко. – 2-е изд., перераб. и доп. – М., 2003. – 656 с.
49. Малинина Е.В. и др. Фонареспирорография спокойного дыхания в комплексной диагностике пневмонии // Тихоокеанский медицинский журнал. – 2014. – С. 90-92.
50. Хрипы – причины появления. Заболевания, сопровождающиеся хрипами. – URL: <http://tiensmed.ru/news/wheezing-u4c.html> (дата вхождения 10.12.2015).
51. Чижевский А.Л. Аэроионизация в народном хозяйстве. – 2-е изд., сокр. – М.: Стройиздат, 1989. – 488 с.
52. Чучалин А.Г., Авдеев С.Н., Архипов В.В., Бабак С.Л. и др. Рациональная фармакотерапия заболеваний органов дыхания. – М.: Литтерра, 2004. – 874 с.
53. Электронно-акустический интерфейс для стетоскопа // Информационный портал российских изобретателей. – URL: <http://bankpatentov.ru/node/24729> (дата обращения: 10.09.2015).
54. Электронно-акустический интерфейс для стетоскопа. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/238/2383304.html> (дата обращения: 20.12.2015).
55. Электронно-акустический интерфейс для стетоскопа. – URL: <http://www.findpatent.ru/patent/235/2355312.html> (дата обращения: 22.10.2015).
56. Flanders S.A., Halm E.A // Treat. Respir. Med. – 2004. – Vol. 3. – P. 67-77.
57. Pasterkamp H., Kraman S.S., Wodicka G.R. // Am. J. Respir. Crit. Care Med. – 1997. – Vol. 156. – № 3. – P. 974-987.
58. Pohlman A., Sehati S., Young D. // Physiol. Med. – 2001. – Vol. 22. – P. 233-243.