

Анализ современных методов мониторинга состояния дыхательной системы

А. С. Богданова¹, Ю. О. Боброва²

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет

«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

¹alicebgdgv@mail.ru, ²jobobrova@etu.ru

Аннотация. Мониторинг состояния дыхательной системы способствует своевременному выявлению различных заболеваний легких и дыхательных путей, а также контролю динамики изменений во время лечения пациента. В работе приведен сравнительный анализ методов мониторинга функционального состояния дыхательной системы, рассмотрены основные преимущества и недостатки данных методов. Также в работе представлена концепция длительного мониторинга дыхания.

Ключевые слова: мониторинг, дыхательная система, функциональное состояние, дыхание, пациент, метод

I. ВВЕДЕНИЕ

Легкие – это парный орган, располагающийся в грудной клетке по обеим сторонам от сердца и защищенный ребрами и позвоночным столбом, обеспечивающий процесс дыхания. Кроме легочного дыхания существуют также кожное и дыхание через слизистые желудка и кишечника, но в данной работе они не будут рассмотрены. Основные этапы дыхания включают в себя: вентиляцию легких, диффузию газов в легких и транспорт их кровью, диффузия газов в тканях, а также тканевое дыхание [1].

Вентиляция легких состоит из двух фаз: инспирации (вдоха) и экспирации (выдоха). Вместе эти фазы составляют дыхательный цикл.

Вдох является активным процессом, он обеспечивается за счет увеличения объема грудной клетки, из-за чего давление внутри легких становится ниже атмосферного и воздух затягивается внутрь. К мышцам, обеспечивающим инспирацию, относятся: диафрагма, наружные косые межреберные и хрящевые. При глубоком вдохе сокращаются также вспомогательные мышцы, а именно: лестничные, большая и малые грудные, грудино-ключично-сосцевидная, передняя зубчатая, ромбовидная и трапециевидная [1].

Выдох при спокойном дыхании является пассивным процессом. Он происходит аналогично вдоху: объем грудной клетки уменьшается, при этом давление в легких становится выше атмосферного, и воздух из легких выходит наружу. Осуществляется выдох за счет расслабления мышц вдоха. Во время глубокого выдоха сокращаются экспираторные мышцы: поперечная, прямая и косые мышцы брюшной стенки, внутренние косые межреберные мышцы, и мышцы, сгибающие позвоночник. Данный выдох является пассивным [1].

Дыхательная система подвержена большому количеству заболеваний: трахеиту, бронхиальной астме, бронхиту, абсцессу легких, пневмонии, микозу, туберкулезу, раку легких и т. д. В общей структуре

смертности заболевания органов дыхания занимают значимое III-IV место. В частности, ведущей причиной смертности среди инфекционных заболеваний является пневмония [2].

В последнее время доля заболеваний органов дыхания увеличивается, так с 2019 по 2020 год в структуре первичной заболеваемости взрослого населения РФ она выросла с 30,0 до 36,9 %. При этом наибольший рост наметился среди показателей заболеваемости пневмонией, острым обструктивным ларингитом, эпиглоттитом [3]. Увеличению доли заболеваний легких способствует ухудшение экологической обстановки, рост онкологических заболеваний органов дыхания, стрессы, вред, связанный с профессиональной деятельностью людей, появление нового вируса Covid-19 и т. д.

II. АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ

Для анализа заболеваний дыхательной системы существует множество способов. В данной работе будут рассматриваться методы, основанные на анализе дыхательных шумов и звуков дыхательной системы.

Одним из методов анализа дыхательных шумов является спектральный анализ на основе быстрого преобразования Фурье (БПФ). Впервые спектральный анализ на основе быстрого преобразования Фурье был сделан в 1955 году. В наше время данный подход включает изучение частотно-временных характеристик и распределения энергии дыхательных шумов в различных частотных диапазонах [4]. На основе данных, полученных из БПФ, могут быть построены спектрограммы шумов (трехмерные изображения частотно-временных характеристик сигнала, оцениваемые специалистом или автоматически), ранговые респиросонограммы и т. д. Респиросонограммы отображают с помощью заданной палитры цветов распределение уровней энергии звуков дыхания в координатах время – частота, при этом в ранговых респиросонограммах распределение уровней характеризует степень неравномерности по частоте оценок СПМ звуков дыхания в системе координат время – частота [5]. Предполагается, что степень гладкости спектральной плотности мощности изменяется при появлении патологии в легких. На основе ранговых респиросонограмм разработаны алгоритмы классификации дыхательных шумов, создан атлас паттернов дыхания при разных заболеваниях и т. д [4].

Ещё одним методом анализа дыхательных шумов является их картирование для создания динамических акустических изображений легких. В данном методе проводится многоканальная регистрация дыхательных шумов с помощью массива микрофонов, которые

устанавливаются сзади и спереди на грудной клетке, после чего полученные изображения классифицируются врачами [4].

Российские ученые разработали метод диагностики, называемый бронхофонографией (БФГ). Данный метод основан на регистрации респираторного цикла и анализе дыхательных шумов. БФГ проводится с помощью компьютерно-диагностического комплекса «Паттерн». Данный комплекс позволяет визуализировать и оценивать звуковые характеристики дыхания, которые часто могут быть упущены при «выслушивании» механическим стетоскопом. Его принцип работы основан на фиксации и оценке амплитудно-частотных характеристик дыхательных шумов [6]. С помощью БФГ оцениваются такие параметры, как: длительность вдоха, выдоха, респираторного цикла, спектр процесса дыхания, интегрированный на три частотных диапазона, мощность дыхания, «акустический эквивалент» работы дыхания [7].

В случае, когда пациент находится в тяжелом состоянии не может сделать форсированный выдох или же если кашель является единственным признаком болезни, целесообразно исследовать кашель [8]. Исследование спектрально-временных параметров звуков кашля называется спектральной туссофонобарографией. Данный метод позволяет оценить продолжительность фаз кашля, его общую продолжительность, а также частоту максимальной мощности звука кашля [4]. Сначала проводится регистрация аналоговых записей, которые характеризуют зависимость амплитуду звука кашля от времени, после этого над сигналами проводится цифровая обработка с помощью БПФ, в результате чего получается спектральная туссофонобарография (модель звука кашля), отражающая связь частоты, времени, и энергии звука кашля. Спектральная энергия звуков нормируется к единице, благодаря чему возможен сравнительный анализ различных записей независимо от мощности звуков. Спектр звука кашля разделяется на три фазы. Границей между фазами является уровень достижения нуля на спектральной туссофонобарограмме. Оцениваются такие параметры, как: общая продолжительность кашля, продолжительность каждой из трех фаз кашля, частота максимальной энергии звука и т. д [9].

Также для анализа дыхательной системы используется метод перкуссии. Этот метод заключается в определении свойств тканей по характеру звуков, возникающих при постукивании поверхности тела над ними. При перкуссии здоровое легкое дает продолжительный, громкий звук частотой 108-130 Гц. Если имеет место патология, звук может значительно изменяться. Метод аппаратной перкуссии основан на сравнении спектров перкуторных данных здоровых и больных пневмонией по 24 перкуторным зонам [4].

Для определения геометрии верхних дыхательных путей используется акустическая рефлектометрия. Данный метод заключается в том, что в дыхательные пути посылают короткий звуковой импульс и анализируют отраженные сигналы. Отдельно регистрируются падающая волна и волны, которые последовательно отразились от бифуркаций дыхательных путей благодаря разнице во времени распространения. По спектру сигнала давления этих волн находят зависимость импеданса от частоты, после чего

находят по ней зависимость площади поперечного сечения дыхательных путей от расстояния [4].

Исследование дыхательных шумов с определением амплитуды и частоты спектра параллельно тяжести бронхолегочного процесса с использованием компьютерного спектрального анализа параметров звуков с помощью сенсорных датчиков на трахее и грудной стенке называется пневмофонографией [7]. При спокойном дыхании чувствительность пневмофонографии превышает чувствительность субъективной аускультации на 45 %. Пневмофонография спокойного дыхания является безопасным методом и может быть рекомендована для межрентгеновского мониторинга очаговых заболеваний в амбулаторных условиях военной поликлиники или военного госпиталя. Пневмофонография дает возможность многократного контроля состояния рентгенологически выявленного очага в легком при необходимости в разных клинических ситуациях [10].

Анализ шума над трахеей, возникающий при выполнении маневра форсированного выдоха, называется трахеофонографией [7]. Данный метод используется для выявления нарушений бронхиальной проходимости. Осуществляется трахеофонография следующим образом: датчик накладывается на трахею, затем в начале форсированного выдоха выделяются шумы турбулентного потока с широкополосными спектральными пиками в областях частот для трахеи примерно 200 Гц и для главных бронхов около 300–400 Гц. Если форсированный выдох сопровождается развитием функционального экспираторного стеноза, наблюдается свист форсированного выдоха в виде «дорожки» мощных узкополосных спектральных пиков в диапазоне частот 400–600 Гц. Различают низкочастотные «дорожки» (меньше 100 Гц), среднечастотные (от 100 до 400 Гц), и высокочастотные (более 600–700 Гц) в начале выдоха, в конце выдоха или на всей протяженности форсированного выдоха [11].

Для диагностики у детей бронхолегочной патологии может использоваться запись дыхательных шумов с помощью помещаемого в полость рта ребенка акустического датчика. Регистрация дыхательных шумов происходит при спокойном и форсированном дыхании, обработка полученного сигнала осуществляется с помощью вейвлет-анализа с получением спектрограмм дыхания. Перед проведением исследования пациента обучают методике спокойного и форсированного дыхания, на нос накладывается зажим. Затем в полость рта пациента вводят акустический датчик. Звук с датчика преобразуется в акустический сигнал, после чего обрабатывается на компьютере. На наличие бронхиальной астмы указывает выявление на вейвлет-спектрограмме частых и неравномерных пиков в диапазоне частот до 300 Гц, а также на интервале от 2000 до 18000 Гц [12].

Для спектральной оценки сигналов носового дыхания среди известных параметрических моделей наиболее приемлемой является авторегрессионная модель. Важнейшим преимуществом такого вида анализа является возможность выделять в спектре сигнала отдельные гармонические составляющие на фоне шума [13]. В целом, алгоритм авторегрессии сводится к определению коэффициентов рекурсивного фильтра заданного порядка, оценке мощности возбуждающего белого шума и последующему аналитическому расчету

спектральной плотности мощности [14]. Порядок авторегрессионной модели оказывает влияние на точность дальнейшей оценки спектра анализируемого сигнала. Для того, чтобы определить коэффициенты модели проводится минимизация ошибки линейного предсказания сигнала [13].

III. АКУСТИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ

Акустические датчики работают в специфических условиях, заключающихся в том, что они функционируют в абсолютно мягкой (в акустическом смысле) границе. Идеальной регистрацией звуковых колебаний в таком случае был бы бесконтактный прием волн, но датчики такого типа еще редко применяются, поэтому рассмотрим применяемые в современной медицине типы контактных датчиков.

Начнем рассмотрение со стетоскопического датчика. Стетоскопическая камера является трансформатором колебательного смещения основания в звуковое давление, микрофон – приемником давления. Из-за малости волновых размеров устанавливаемого на поверхность тела кольцевого края раструба образующей стетоскопическую камеру стетоскопической насадки, а также малой вязкости биологических тканей, продольные волны, идущие изнутри грудной клетки, огибают его, а заторможенность самого датчика обеспечивает почти неискаженную передачу продольных колебательных смещений тканей внутрь жесткой стетоскопической камеры [15]. При этом камера существенно меньше длины продольной звуковой волны в воздухе. Микрофоном воспринимается изменение давления в неподвижной камере, вызванное изменением объема за счет колебательного смещения тканей поверхности грудной клетки внутрь камеры [16]. Таким образом, если датчик заторможен, он становится приемником колебательного смещения.

Рассмотрим теперь «контактный» акустический датчик, чувствительный пьезоэлемент которого размещен между поверхностью грудной клетки и корпусом датчика [16]. Датчики данного типа могут быть с продольно деформируемым, так и с изгибным пьезоэлементом. Массивный датчик с продольно деформируемым пьезоэлементом представляет собой приемник динамической силы на диапазоне частот во много раз превышающих собственный резонанс чувствительного пьезоэлемента или ниже его. Также, учитывая, что в локально плоской волне звуковое давление синфазно с колебательной скоростью, то отклик акустического датчика данного типа можно считать пропорциональным и колебательной скорости. Датчик с изгибным пьезоэлементом на частотах, намного превышающих собственный резонанс, будет вести себя похоже, но, в целом, его поведение сложнее. В данном случае требуется учитывать ослабление динамической силы, оказывающей давление на изгибный пьезоэлемент за счет его движения вместе с корпусом под действием колебательного ускорения звуковой волны [16].

Далее рассмотрим акселерометрический датчик. В качестве чувствительного элемента чаще всего используется биморфный изгибный пьезоэлемент [16]. У любого акустического датчика есть собственная частота подвеса f_0 . В случае, когда резонанс чувствительного элемента выше исследуемого диапазона, то на частоте ниже $f_0/(1,5-2)$ датчик будет совершать колебания как единое целое с поверхностью грудной клетки. В таком

случае акселерометр является классическим датчиком колебательного ускорения. При частотах больше $(1,5-2)f_0$ датчик ведет себя как приемник колебательной скорости [16]. На высоких частотах датчик становится приемником колебательного ускорения. Сравнение размера области восприятия и массы датчиков представлены в табл. 1. [16]

ТАБЛИЦА I МАССОГАБАРИТНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МАКЕТОВ ИССЛЕДУЕМЫХ ДАТЧИКОВ

Тип датчика	Масса, г	Размер области восприятия, мм
Стетоскопический датчик с встроенным в его раструб микрофоном	160	21
«Контактный» датчик с продольно деформируемым пьезоэлементом		21 – 36
Легкий акселерометр	7,5	30
«Контактный» датчик с изгибным пьезоэлементом	8	30

IV. ЭЛЕКТРОННЫЕ СТЕТОСКОПЫ

Рассмотрим устройства для мониторинга состояния дыхательной системы, представленные на современном рынке. В последнее время электронные стетоскопы начинают оснащаться программами для автоматического анализа дыхательных шумов пациента, что позволяет оценивать состояние здоровья, не выходя из дома, а также передавать запись сигналов врачу для дальнейшего анализа и постановки диагноза. В тоже время применяются и стетоскопы, осуществляющие только запись сигнала без дальнейшей его обработки. Для удобства представим информацию о некоторых существующих стетоскопах в виде сравнительной таблицы (табл. 2) [17, 18, 19, 20].

ТАБЛИЦА II ХАРАКТЕРИСТИКИ РАЗЛИЧНЫХ МОДЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОННЫХ СТЕТОСКОПОВ

Характеристики	THINKLABS ONE	STEMOSCOPE	ADC Adscope 658	StethoMe
Тип датчика	контактный	контактный	контактный	контактный
Частота, Гц	20-2000	10-1000	20-2000	20-2000
Вывод сигнала	Наушники, телефон, компьютер, планшет	Телефон, планшет	Наушник и, телефон	Телефон, планшет
Цена, \$	840	166	299	360* *подписка на приложение для анализа дыхания на год

V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Существует множество способов оценки состояния дыхательной системы человека. Каждый из них имеет свои особенности и недостатки, выбор метода диагностики зависит от множества факторов, начиная от вида болезни и заканчивая квалификацией персонала и уровнем оборудования. Сейчас разрабатываются методы мониторинга состояния пациента на дому, но при всем их удобстве и автоматизированности, они все еще требуют дистанционного или (при выявлении признаков заболевания) очного контроля врача. Неточность

автоматического контроля в домашних условиях может быть обусловлена неправильностью проведения измерения (из-за отсутствия соответствующей квалификации), помехами, возможной принадлежностью видов шумов не к одному определенному заболеванию, а к нескольким (что вызывает необходимость дальнейшего обследования для учета всех симптомов и признаков заболевания), сбоях программы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Физиология системы дыхания: учебное пособие / Сост.: А.Ф. Каюмова, И.Р. Габдулхакова, А.Р. Шамратова, Г.Е. Инсарова. Уфа: Изд-во ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России, 2016. 60 с.
- [2] Бронхолегочные синдромы в пропедевтике внутренних болезней: учебное пособие / сост.: Н.Ш. Загидуллин, Ш.З. Загидуллина, У.Р. Фархутдинов. Уфа: Изд-во ГБОУ ВПО БГМУ Минздрава России, 2016. 117 с.
- [3] А.С. Шастин, Т.В. Бушуева, В.Г. Газимова, Т.Ю. Обухова, А.Н. Жданов Заболеваемость болезнями органов дыхания в период пандемии новой коронавирусной инфекции COVID-19 в Российской Федерации. // Врач, 2021; (11): 11-17
- [4] Дьяченко А.И., Михайловская А.Н. Респираторная акустика (обзор). Лазерная и акустическая биомедицинская диагностика. // Наука, 2012. (труды ИОФАН; т.68): 156-170.
- [5] Гринченко В.Т. Крижановский В.В., Крижановский В.В. Ранговые респиросонограммы шумов дыхания // Акустический вестник. 2003. т. 6, № 2. С. 34–42. 208.
- [6] Гусейнов А.А. Акустический (бронхофонографический) контроль качества лечения больных бронхиальной астмой / А.А. Гусейнов // Лечащий врач. 2011. №2. С. 17-20.
- [7] Гусейнов А.А., Айсанов З.Р., Чучалин А.Г. Акустический анализ дыхательных звуков: состояние вопроса // Пульмонология. 2005, (6): 105–112.
- [8] Семенкова Г.Г., Провоторов В.М., Сычев В.В., Лозинская Ю.А., Овсянников Е.С. Спектральная туссофонобарография — метод оценки обратимости бронхиальной обструкции у больных бронхиальной астмой. // Пульмонология. 2003;(6):32-36.
- [9] Семенкова Г.Г., Овсянников Е.С. Методологические подходы к диагностике кашля, вызванного гастроэзофагеальной рефлюксной болезнью // Научно-медицинский вестник Центрального Черноземья. №25. 2006.
- [10] Артеменко М.В., Калугина Н.М. Анализ акустических шумов, как основа дифференциальной диагностики состояния легких человека // Научное обозрение. Медицинские науки. 2016. № 4. С. 9-24.
- [11] Компьютерная бронхофонография респираторного цикла. / Под ред. Геппе Н.А., Малышева В.С. М.: Медиа Сфера, 2016, 108 с.
- [12] Пат. РФ № 2301621 / Корюкина И.П., Фурман Е.Г., Абдуллаев А.Р., Никифорова Ю.К. Способ диагностики синдрома бронхиальной обструкции. Опубл. 27.06.07.
- [13] Нечипоренко А.С. Особенности применения спектрального анализа для объективной оценки носового дыхания / А.С. Нечипоренко // Бионика интеллекта: науч.-техн. журн. X.: Изд-во ХНУРЭ, 2013. Вып. 2 (81). С. 105–109.
- [14] Сергиенко, А.Б. Цифровая обработка сигналов / А.Б. Сергиенко. СПб.: Питер, 2002. 608 с.
- [15] Коренбаум В.И., Тагияцев А.А., Куяаков Ю.В. Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 3. С. 380-390.
- [16] . Сравнение характеристик акустических датчиков различных типов при регистрации дыхательных звуков на поверхности грудной клетки человека / В.И. Коренбаум, А.А. Тагийцев, А.И. Дьяченко, А.Е. Костив // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 4. С. 530.
- [17] Patents / Thinklabs One URL: <https://www.thinklabs.com/> (дата обращения: 19.02.2022).
- [18] Zhang, P., Wang, B., Liu, Y., Fan, M., Ji, Y., Xu, H., ... Zhang, Ez. (2021). Lung auscultation of hospitalized patients with SARS-CoV-2 pneumonia via a wireless stethoscope. // International Journal of Medical Sciences, 18(6), 1415–1422.
- [19] Adscope 658 Электронный стетоскоп // ADC American Diagnostic Corporation URL: <https://www.adctoday.com/products/658> (дата обращения: 19.02.2022).
- [20] Home medical stethoscope // Stethome URL: <https://www.stethome.com/en-gb/> (дата обращения: 19.02.2022).