

Технология выделения сигнатур акустических шумов патологий легких

В.И. Луценко¹, И.В. Луценко¹, Ло Иян², М.Ф. Бабаков³

¹Институт Радиофизики и Электроники им. А.Я. Усикова НАНУ, 61085, Харьков, ул. Проскуры, 12, тел.: +38 (093)-123-2881, e-mail: secretar@ire.kharkov.ua

² Харьковский национальный университет имени В.Н.Каразина, 61077, Харьков, пл. Свободы, 4, e-mail: yiyangluo@163.com

³Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского, 61070, Харьков, ул. Чкалова 17, e-mail: AutonomEnergy@khai.edu

Проанализированы статистические характеристики (спектрограммы, усредненные спектры и временные реализации) акустических шумов легких, в том числе и при некоторых видах патологий. Предложено выделять сигнатуры акустических шумов, рассматривая отдельно разные фазы процесса дыхания. Показано, что для определения вида патологий можно использовать дифференциальную диагностику, а также подходы, ранее применявшиеся в системах дистанционного зондирования среды при распознавании образов. В ряде случаев полезно использование для этих целей моментных характеристик текущих спектров. Определены интервалы, которые необходимо использовать при оконном преобразовании Фурье для анализа нестационарных процессов дыхания.

The statistical characteristics (spectrograms, averaged spectra and temporal realizations) of acoustic lung noise, including for certain types of pathologies, are analyzed. It is proposed to allocate acoustic noise signatures, considering separately the different phases of the breathing process. It is shown that to determine the type of pathologies, it is possible to use differential diagnostics, as well as approaches previously used in remote sensing systems of the medium for pattern recognition. In some cases, it is useful to use for these purposes the moment characteristics of the current spectra. The intervals that must be used in the window Fourier transform for the analysis of non-stationary processes of respiration are determined.

Введение

Заболевания легких занимают одно из первых мест по потерям работоспособности во всех странах мира (особенно в тех, которые имеют развитую промышленность). В связи с этим, актуальны исследования в данной области и работы в этом направлении эволюционируют по мере развития средств вычислительной техники, типов датчиков, методов искусственного интеллекта в области диагностики и принятия решений, средств телемедицины. В настоящее время проводятся исследования в области проектирования и эксплуатации приемлемых для клинического применения объективных акустических средств диагностики легочных заболеваний по анализу легочных шумов.

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, поскольку ее результаты зависят от квалификации врача, особенностей его слуха, акустических свойств стетоскопа.

Применение в этой области методов описания и анализа нестационарных случайных процессов, развитых ранее для анализа процессов дистанционного зондирования среды может позволить получить качественно новые подходы для построения систем диагностики патологий легких основанные на мониторинге их акустических шумов.

В настоящей работе анализируется возможность использования многомерного описания акустических шумов для определения сигнатур патологий легких, которое

может стать основой создания многоканальной автоматизированной системы анализа акустических шумов для дифференциальной диагностики состояния легких, что позволит создать современную систему мониторинга заболеваний органов дыхания у населения.

1. Математическая формулировка модели процесса дыхания

Статистическое описание акустических шумов, возникающих в процессе дыхания, может быть основано на использовании вложенных двухкомпонентных случайных процессов $\{\overline{S}(t), \theta(t)\}$, у которых одна компонента $\overline{S}(t)$ непрерывна, а другая $\theta(t) = \nu_i$ дискретна [6]. Эти компоненты являются зависимыми и, в общем случае, не Марковскими [7]. Ранее подобный подход использовался в работах [1-7]. для описания нестационарных негауссовых помех, создаваемых отражениями радиоволн от поверхности моря [1], суши [3], «ясного неба» [2]. Он оказался продуктивным и для описания радиолокационных отражений от малоразмерных надводных целей [6]. В работе [8] аналогичный подход использовался для описания акустических шумов, вызванных ветром, дождем, листвой деревьев, шагами людей и животных, а также звуками выстрелов. В процессе дыхания чаще всего выделяются две фазы: вдох и выдох. В некоторых случаях может присутствовать фаза задержки дыхания. Смена фазовых состояний процесса описывается квазидетерминированной функцией, для которой не накладывается жестких ограничений на распределение времен существования процесса в каждом из фазовых состояний. Для каждого момента времени, в общем случае, процесс находится в одном из K возможных фазовых состояний $H_i \in \nu_1 \dots \nu_K$. Частным случаем является система с двумя фазовыми состояниями. Полагается известным начальное состояние $\theta_0 = \nu_i$ в момент времени $t = 0$ и одношаговые вероятности перехода π_{ij} , где $i, j = \overline{1 \dots K}$. Сопоставим каждому ненулевому элементу π_{ij} матрицы вероятности перехода случайную величину T_{ij} с плотностью распределения $f_{ij}(t)$, которую будем называть временем ожидания в состоянии ν_i до перехода в состояние ν_j . Если величины T_{ij} распределены по экспоненциальному закону, то такой процесс будет Марковским. На практике, во многих случаях, такое предположение не выполняется, в частности, для отражений от суши и моря [6]. Тогда процесс, у которого смена состояний описывается Марковской цепью, а плотность распределения времен существования в каждом из них отличается от экспоненциальной, относится к классу полумарковских [7]. Внутри каждого из ν_i состояний процесс будем полагать квазистационарным, описывающийся своей плотностью распределения значений $[P_i(S)]$ и спектром $[S_i(\omega)]$. Для описания процесса внутри фазового состояния, в ряде случаев, могут быть использованы стандартные модели гауссовых процессов. Однако могут использоваться и финитные атомарные функции [5, 6].

Для k -фазных процессов с детерминированной сменой фазовых состояний процесса матрица $|\pi_{ij}|$ вероятности перехода будет иметь вид:

$$|\pi_{ij}| = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \\ 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \end{vmatrix} \quad (1)$$

Для двухфазных процессов, таких как отражения от моря, шум ветра, дождя, шум шагов человека звука выстрела $|\pi_{ij}|$ вероятности перехода имеет вид:

$$|\pi_{ij}| = \begin{vmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{vmatrix}. \quad (2)$$

Аналогичный вид будут иметь и переходные вероятности для нормального процесса дыхания. При задержке дыхания, например, после фазы вдоха, переходные вероятности трехфазной системы имеют вид:

$$|\pi_{ij}| = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \end{vmatrix}. \quad (3)$$

Однако, поскольку при задержке дыхания из-за отсутствия движение воздуха в легких будут отсутствовать и шумы, поэтому эта фаза не представляет интереса для изучения.

Частота дыхания у человека

Здоровый взрослый человек в состоянии физиологического покоя совершает в среднем от 16 до 20 дыхательных движений в минуту (3-4 сек каждый цикл вдоха-выдоха), новорожденный - 40...45 дыхательных движений (период 1,2...1,5 сек.), частота которых постепенно снижается с возрастом. Во сне темп дыхания снижается до 12...14 в минуту (период 4...5 сек.), а при физической нагрузке, эмоциональном возбуждении или после обильного приёма пищи — закономерно учащается [9]. При этом фаза вдоха составляет примерно 20...30% от общего периода цикла, т.е. около 0,7...1 сек в состоянии покоя.

Патологическое учащение дыхания (тахипноэ) развивается в результате наличия некоторых патологических состояний [9]:

1. сужение просвета мелких бронхов при их спазме, либо диффузном воспалении их слизистой оболочки (бронхиолит), которые препятствуют нормальному поступлению воздуха в альвеолы;

2. уменьшения дыхательной поверхности лёгких (воспаление лёгких — крупозная или вирусная пневмония, туберкулёз лёгких, спадение лёгкого (ателектаз); в результате сдавления лёгкого — экссудативный плеврит, гидроторакс, пневмоторакс, опухоль средостения; при обтурации или сдавлении главного бронха опухолью; при инфаркте лёгкого в результате закупорки тромбом или эмболом ветви лёгочного ствола; при резко выраженной эмфиземе лёгкого и переполнении их кровью при отёке на фоне патологии сердечно-сосудистой системы);

3. недостаточной глубины дыхание (поверхностное дыхание) при резких болях в грудной клетке (сухой плеврит, диафрагматит, острый миозит, межрёберная невралгия, перелом рёбер, либо развитие в них метастазов злокачественной опухоли); при резком повышении внутрибрюшного давления и высоком уровне стояния диафрагмы (асцит, метеоризм, поздние сроки беременности) и при истерии.

При этом можно ожидать, что будет снижен и уровень шума при вдохах.

Патологическое урежение дыхания (брадипноэ) может быть вызвано [9]:

1. повышением внутричерепного давления (опухоль головного мозга, менингит, кровоизлияние в мозг, отёк мозга);

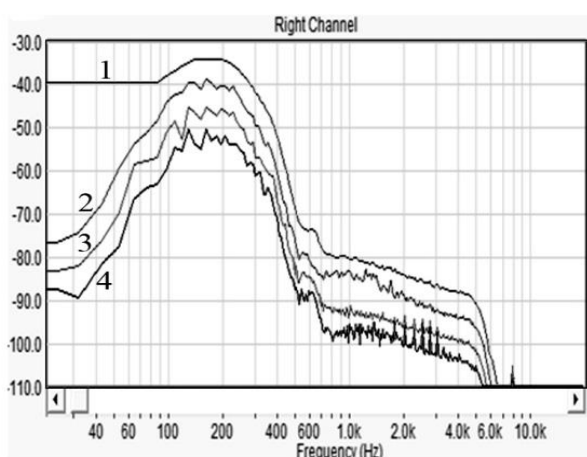
2. воздействием на дыхательный центр накопившихся в значительных количествах в крови токсических продуктов метаболизма (уремия, печёночная или диабетическая кома, некоторые острые инфекционные заболевания и отравления).

Раздельное изучение статистических характеристик различных фаз дыхания (спектра, его моментных характеристик, а также спектрограмм), позволяет диагностировать ряд патологий органов дыхания.

2. Методика обработки и отображения данных

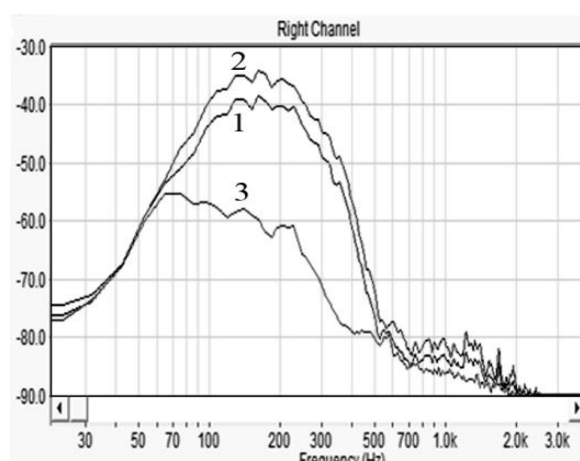
Для определения сигнатур акустических шумов легких использовалась библиотека записей сигналов, полученных при различных патологиях.

Поскольку процесс дыхания является существенно нестационарным, причем его характеристики при вдохе и выдохе значительно отличаются, необходимо разработать методику исследования динамической изменчивости спектров шума в процессе дыхания. С этой целью были оценены средние спектры и спектрограммы при различных разрешениях по частоте для шумов легких при нормальном везикулярном дыхании, т.е. исследования проведены для шумов, когда легкие в норме – рис.1. Изменяемым параметром была длительность сегмента, по которому оценивался спектр (БПФ) от 1024 выборки (разрешение по частоте около 43Гц) до 65536 (разрешение 0,67Гц). Изменение разрешения в 64 раза практически не сказывается на общей форме спектра, однако из-за сужения полосы в 64 раза (разрешения по частоте) примерно в столько же раз снижается и уровень спектра. В спектрах можно выделить несколько участков. Частота максимума спектральной плотности лежит в диапазоне 170...200Гц. В энергичной области спектральные плотности до -40 дБ относительно максимума примерно от 100 до 400Гц.



а)

Рис.1. Спектры шумов легких при везикулярном дыхании: частота выборки 44100Гц, количество выборок, по которым строится FFT (разрешение по частоте Гц) 1024(43,07)- 1; 4096(10,77) -2; 16384(2,69) -3; 65536(0,67) – 4.



б)

Рис.2. Спектры шумов легких при различных фазах дыхания и частоте выборки 44100Гц. Спектры: 1-полный, 2-вдохов, 3- выдохов при везикулярном дыхании.

На уровнях ниже максимума на примерно на-15дБ (частоты 350...500Гц) и -45дБ (частоты 500...4000Гц) спектр может аппроксимироваться фрактальными зависимостями вида:

$$S(F) = \left[1 + \left| \frac{F-F_0}{\Delta F_{\pm}} \right|^{n_{\pm}} \right]^{-1}, \quad (4a)$$

где ΔF_{\pm} полуширина, а n_{\pm} характеризует скорость убывания правого и левого скатов спектра.

Поскольку шумы дыхания существенно не стационарны, то представляет интерес определение их характеристик в различных его фазах, а также интервала, который необходимо использовать при оконном преобразовании Фурье. На рис.2 приведены спектры полный и фаз вдоха и выдоха при везикулярном дыхании, а на рис. 3 спектрограммы нормального везикулярного дыхания при разных разрешающих способностях по частоте.

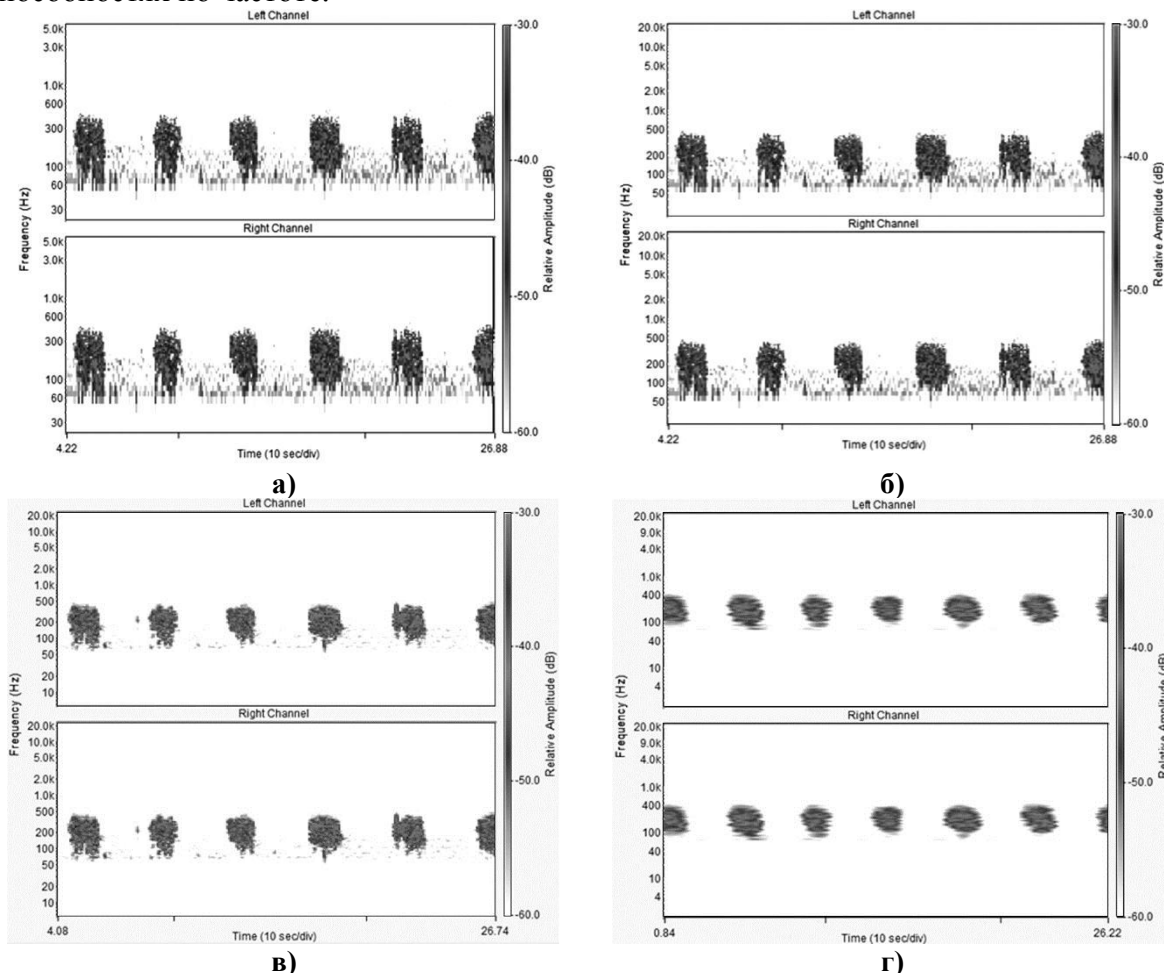


Рис.3. Спектрограммы нормального везикулярного дыхания при разных разрешающих способностях по частоте: а- 1024 выборки (разрешение 43Гц), децимация 4, перекрытие реализаций 0%; б- 4096 выборки (разрешение 10,77Гц), децимация 1, перекрытие реализаций 0%; в - 16384 выборки (разрешение2,7Гц), децимация 1, перекрытие реализаций 75%; г -65536 выборки(разрешение 0,67Гц), децимация 1, перекрытие реализаций 93%; частота выборок 44100Гц.

Видно, что пока длительность сегмента T , по которому определяется оценка спектра, не превышает 10% от длительности вдоха, динамика спектрограмм не искажается. Поскольку фаза вдоха в состоянии покоя для взрослого человека не превышает 1сек, то для анализа необходимо использовать сегменты длительностью до 100 мсек., чтобы получать разрешающую способность по частоте не хуже 10 Гц. При длительностях сегментов около 0,4сек. - разрешение 2,5 Гц (рис.3в) и тем более при длительности 1,59сек. - разрешение 0,67Гц, наблюдается существенное замывание картины вдоха.

Патологии проявляются во временных реализациях шума, их спектрограммах и спектрах, как текущих, так и средних, а также моментных характеристиках спектров, из

которых наиболее удобными для анализа патологий являются изменения средних и среднеквадратичных значений частот.

На рис. 4 приведены, спектры и спектрограммы акустических шумов легких полученные при нормальном везикулярном дыхании и при ослабленном везикулярном дыхании. При ослабленном дыхании снижается, как уровень сигнала во временной области, так и уровень спектральной плотности в энергичной области (примерно на 15...20дБ) и спектр шумов становится бимодальным как для правого, так и левого легкого – кривые 2,3 – рис. 4.

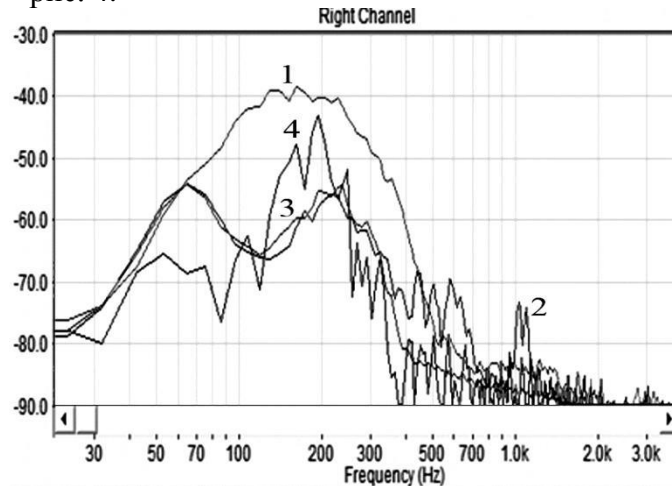


Рис.4. Спектры шумов легких при частоте выборок 44100Гц, количестве выборок, по которым строится FFT (разрешении по частоте Гц) 4096(10,77), 1- везикулярном дыхании; ослабленном везикулярном дыхании правого легкого - 2; ослабленном везикулярном дыхании левого легкого -3; ослабленном везикулярном дыхании левого легкого текущий спектр – 4.

Вместе с тем, как при везикулярном дыхании, так и ослабленном везикулярном дыхании спектры шумов левого и правого легкого при отсутствии патологий имеют в энергичной области примерно одинаковый вид. Это обстоятельство может использоваться для дифференциального определения отсутствия патологий. В качестве информационного параметра может использоваться относительная мера расстояния r_{12} между дифференциально анализируемыми спектрами в логарифмическом масштабе:

$$r_{12} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} (S_{1 \ln}(F) - S_{2 \ln}(F))^2 dF}{\sqrt{\left(\int_{-\infty}^{\infty} (S_{1 \ln}(F))^2 dF \right) \left(\int_{-\infty}^{\infty} (S_{2 \ln}(F))^2 dF \right)}} \quad (46)$$

где $S_{i \ln}(F) = \ln(S_i(F))$ – логарифм модуля амплитудного спектра i процесса

Это соотношение получено по аналогии с выражением для нормированной невязки процессов:

$$r_{12} = \frac{\int_0^{\infty} (s_1(t) - s_2(t))^2 dt}{\sqrt{\left(\int_0^{\infty} (s_1(t))^2 dt \right) \left(\int_0^{\infty} (s_2(t))^2 dt \right)}} = \frac{E_1 + E_2 - 2(E_1 * E_2)^{1/2} \rho_{12}}{(E_1 * E_2)^{1/2}} \quad (5a)$$

где E_1, E_2 – энергия 1 и 2 сигналов.

При одинаковой энергии сигналов выражение преобразуется к виду:

$$r_{12} = 2(1 - \rho_{12}), \quad (56)$$

где ρ_{12} – коэффициент корреляции.

Использование логарифма спектральной плотности в выражении (4) позволяет подчеркнуть вес низкоинтенсивных спектральных компонент, несущих информацию об

особенностях, связанных с патологией. Подобный подход может использоваться для диагностики патологий по средним характеристикам спектров процесса дыхания в целом или отдельных его фаз.

На рис.5 приведены разностные (дифференциальные) спектры для ослабленного везикулярного дыхания (а) и для шумов нормального легкого и с патологией-(б).

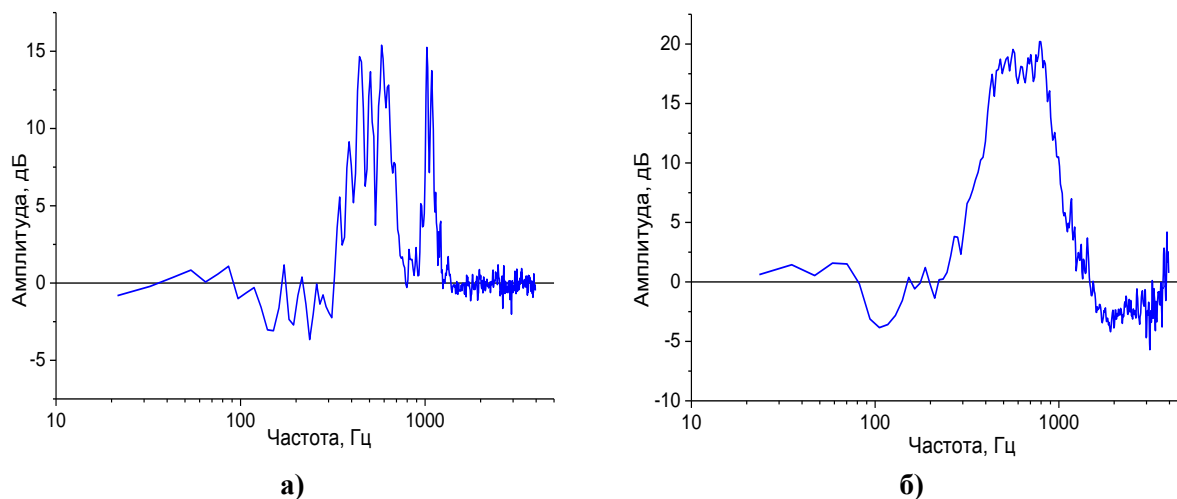


Рис.5. Дифференциальные спектры левого и правого легкого для ослабленного везикулярного дыхания (а) и воспаления легких (б).

Видно, что появление патологических процессов приводит к появлению существенной разницы в спектрах шумов в диапазоне частот 300...1000Гц. Поскольку процесс дыхания существенно не стационарен и его характеристики значительно отличаются в различных фазах процесса, то для диагностики можно использовать моментные характеристики спектров - его среднее и среднеквадратичное значения частоты, полученные по отдельным временным сегментам:

$$F(t) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} FS(t,F)dF}{\int_{-\infty}^{\infty} S(t,F)dF} = \int_{-\infty}^{\infty} Fs(t,F)dF \quad (6a)$$

$$\sigma(F) = \sqrt{\left(\int_{-\infty}^{\infty} F^2 s(t,F)dF - F(t)^2\right)}, \quad (6б)$$

где $s(t,F) = \frac{S(t,F)}{\int_{-\infty}^{\infty} S(t,F)dF}$ – нормированный текущий спектр шумов.

Эти характеристики позволяют оценивать динамику изменения средней частоты и среднеквадратичного значения ширины спектра шума в разных фазах дыхания.

Заключение

1. Для мониторинга и диагностики состояния легких можно использовать спектрограммы, временные реализации и изменение во времени моментных характеристик (средней частоты и среднеквадратичного ее разброса), а также интенсивности шума.

2. Для выявления патологий можно использовать разность нормированных уровней спектров шума в логарифмическом масштабе для левого и правого легкого.

3. Дифференциальная диагностика шумов может основываться на использовании модифицированных взаимно корреляционных функций спектров в логарифмическом масштабе, а также их моментных характеристик (среднего и среднеквадратичного значений).

4. Изображения спектрограмм шумов при норме и патологии можно использоваться для выявления патологий с использованием подходов используемых

при распознавании образов. При этом вычисление оконного преобразования Фурье целесообразно проводить по сегментам длительностью около 0,1сек.

Литература

1. Луценко В. И. Имитационная модель сигнала обратного рассеяния от морской поверхности / В. И. Луценко // Успехи современной радиоэлектроники. - 2008. - № 4. - С. 59-73.
2. Lutsenko V. I. Simulation Statistical Model of Reflection from the "Clear-Sky" / V. I. Lutsenko, S. I. Khomenko, A. Ye. Zatserklyany, I. V. Lutsenko // Telecommunications and Radio Engineering. - 2005. - V. 63, № 5. - P. 371-380.
3. Кравченко В.Ф. Имитационная модель сигнала обратного рассеяния от суши / В.Ф. Кравченко, В.И. Луценко, И.В. Луценко, Е.В. Кривенко, А.В. Соболяк // Физические основы приборостроения, 2015, Т.4, №4(17). –С.3-29.
4. Кравченко В.Ф., Луценко В.И., Масалов С.А., Пустовойт В.И. Анализ нестационарных сигналов и полей с использованием вложенных полумарковских процессов. Доклады академии наук. 2013. Т. 453. № 2. С. 151–154.
5. Кравченко В.Ф., Кравченко О.В., Луценко В.И., Луценко И.В., Чуриков Д.В. Восстановление информационных параметров природных сред с использованием атомарных и WA-систем функций. Обзор. Часть I. Применение теории полумарковских полей и финитных функций для описания нестационарных процессов // Физические основы приборостроения. 2014. Т. 3. № 2 (11). С. 3-17.
6. Кравченко В.Ф., Луценко В.И., Луценко И.В. Рассеяние радиоволн морем и обнаружение объектов на его фоне // М. Физматлит, 2015. -448с.
7. Королюк В.С. Полумарковские процессы и их приложения В. С. Королюк , А. Ф. Турбин. - Киев: «Наукова думка», 1976. - 184 с.
8. Луценко В.И. Использование полумарковских вложенных процессов для описания нестационарных акустических шумов./ В.И. Луценко, Луценко И.В. , Ло Иян, А.В. Соболяк. // Прикладные вопросы формирования и обработки сигналов в радиолокации, связи и акустике [Электронный ресурс]: VIII Всероссийские Армандовские чтения. / Сб. тез. докладов IX научно-практического семинара. – Муром: Изд.-полиграфический центр МИ ВлГУ, 2018. –С.25-27.
9. Пропедевтика внутренних болезней / В. Х. Василенко. — 3-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1989. — С. 92-93. — 512 с.