

УДК: 616.24-073.96
534.222.1

Определение временной задержки полезной составляющей акустического сигнала в дыхательном паттерне

А.Е. АПИКОВА

Приведены результаты практического применения способа диагностики пневмоний при помощи пассивной эхолокации. Метод диагностики представляет собой регистрацию акустических феноменов, возникающих в лёгких при воспалительных процессах, сравнительный анализ с базой данных и определение местоположения источника. Диагностика осуществляется при помощи специального оборудования и программного обеспечения. Для прослушивания лёгких использовалась система из четырёх датчиков, расположенных на аускультативных точках и привязанных к системе координат. Исходя из привязки к системе координат датчиков, рассчитываются координаты источника акустических феноменов в легких пациента.

Ключевые слова: пассивная эхолокация, бронхофонография, пневмония, аускультация

The results of the practical method of diagnosis of pneumonia using the passive echolocation are given. This method of diagnosis represents the registration of acoustic phenomena of inflammatory processes in the lungs and locating of the focus. Diagnostics is carried out by using the special equipment and software. The system of four sensors with the location on auscultation points and tied to a coordinate system is used to listen to the lungs. On the basis of binding to the system of coordinates of sensors, the coordinates of the source of acoustic phenomena in the patient's lungs are calculated.

Keywords: passive echolocation, bronchophonography, pneumonia, auscultation.

Введение. Заболевания органов дыхания у новорожденных являются актуальной проблемой в медицине. Это обусловлено значительной их распространённостью и высокой летальностью. Среди всех заболеваний органов дыхания, наиболее тяжёлой по течению, развитию осложнений и возможными неблагоприятными прогнозами является пневмония [1]. Отличить пневмонию от других респираторных заболеваний является одной из главных задач врача пульмонолога при диагностическом обследовании пациента.

Для пневмонии характерно укорочение перкуторного звука, но оно встречается приблизительно в половине случаев этого заболевания. Поэтому отсутствие данного звука не может исключать пневмонию. Подобная ситуация наблюдается и с локализованными над местом поражения мелкопузырчатыми или крепитирующими хрипами и ослабленным бронхиальным дыханием. Наличие данных шумов позволяет говорить об имеющей место пневмонии, но их отсутствие не исключает последней [2].

Наиболее информативным методом обследования для постановки диагноза пневмония является рентгенография. Она позволяет выявить в лёгких инфильтративные и интерстициальные воспалительные изменения. Ввиду того, что наличие в лёгких инфильтрата приводит к возникновению специфических акустических феноменов при дыхании, то аускультация является дополнительным методом диагностики.

Но, следует отметить, что рентгенография не относится к полностью безопасным методам диагностики, т. к. в её основе лежит использование рентгеновского излучения. Для растущего организма данное излучение может нанести более существенный вред, чем для взрослого сформировавшегося индивида.

Аускультация является наиболее безопасным, быстрым и удобным способом диагностики. В процессе аускультации пациента врач пульмонолог старается определить местоположение источника патологических шумов и по характеру звука идентифицировать вид патологии. Зачастую от характера аускультативных шумов (крепитация, сухие или влажные хрипы, шум трения плевры) зависит клинический диагноз [3].

В некоторых случаях могут возникать аускультативные феномены, которые трудно идентифицировать, и врач сомневается, к какой патологии их можно отнести. Кроме этого, процесс аускультации для детей младшего возраста и новорожденных представляет некото-

рые трудности и ограничения: маленький ребёнок зачастую плачет в процессе обследования, не может выполнять команды врача о контролируемом дыхании. В раннем возрасте не применяют такие объективные методы исследования, как спирометрия и пикфлоуметрия, по вышеуказанным причинам [4].

Анализ литературных данных и постановка проблемы. На данный момент в аускультации самым информативным и точным методом диагностики пневмонии является бронхофонография. Бронхофонография – исследование, основанное на объективном компьютерном анализе различных характеристик дыхательных шумов. Этот метод используют для обследования всех возрастных категорий пациентов на предмет бронхолёгочных заболеваний. В нём, визуализация нарушений дыхательного паттерна, базируется на исследовании частотно-амплитудных характеристик дыхательных шумов.

Для реализации метода создан компьютерный акустический диагностический комплекс (КАДК) «Паттерн – 01» с программным обеспечением PatternMAK [5].

Принцип метода состоит в регистрации дыхательных шумов при помощи акустических приёмников с высокой чувствительностью и широким спектром частот, включая те, которые не слышны при обычной аускультации при помощи стетоскопа. Метод позволяет фиксировать временную диаграмму, пропорциональную шумам, которые вызваны воспалительными процессами и возникают при дыхании.

Недостатками метода и его реализации является то, что диагностике подлежит только вид бронхолёгочной патологии по характеру шума. Выявить, в какой именно части дыхательной системы находится патология, невозможно. Также не представляется возможным определить глубину залегания источника шума в лёгочных тканях. Такая особенность комплекса «Паттерн – 01» обусловлена конструкцией датчиков. В данном комплексе используется акустический датчик, помещённый в специальную трубку с загубником. Для записи дыхательного паттерна пациент должен поместить трубку с датчиком в ротовое отверстие и совершить несколько целенаправленных сосредоточенных выдохов. Для обследования новорожденных и маленьких детей используется специальная маска, надеваемая на внешние дыхательные органы. Подобная маска может причинять неудобства ребёнку и вызывать протесты с его стороны в виде плача.

Сделав вывод из всего вышесказанного, в процессе получения и обработки акустических феноменов дыхания можно обнаружить следующие проблемы:

- трудности в использовании представленного метода для обследования новорожденных и детей младшего возраста;
- полученные результаты не дают возможность определить глубину залегания воспалительного процесса.

Цель и задачи исследования Предварительные исследования, проведенные на специально разработанном оборудовании, показали, что пассивная эхолокация совместно с методикой определения координат источника акустических феноменов в лёгких пациента позволяет визуализировать полученные данные и определять глубину залегания воспалительного процесса. Это обусловлено тем, что система диагностики производит вычисления координат источника шума относительно координат датчиков [6].

Для корректной работы системы необходимо знать время прихода полезной составляющей акустического шума к каждому датчику. Чтобы решить указанную проблему, необходимо провести сравнительный анализ сигналов.

Материалы и методы Исследование проводилось на записях акустических сигналов, полученных при помощи прибора для диагностики пневмоний [7]. Данные акустические сигналы содержат в себе шумы, производимые при дыхании пациентов с пневмонией. Для сравнительного анализа также использовались записи акустических сигналов дыхательного паттерна здоровых людей.

В данном случае для приведения примера работы системы была использована матрица, состоящая только из четырёх датчиков, которые располагались в одной плоскости на грудной клетке пациентов (рисунок 1).

Экспериментальное оборудование, кроме акустических датчиков, включало в себя усилитель биопотенциалов, набор акустических фильтров.

Запись аудиофайлов производилась в формате mp3 при помощи программного обеспечения Audacity.

На рисунке 1: 1 – декартова система координат, 2 – цилиндрическая система координат, 3 – отдельный акустический датчик матрицы, 4 (К) – источник акустического шума, 5 – воспалительный процесс, 6 – распространение акустических волн из воспалительного процесса в теле пациента по направлению к датчикам, 7 – исследуемый объект (пациент), R – радиус цилиндрической системы координат с центром в точке O, K' – проекция на плоскость XY, φ – угол между осью X и отрезком OK' .

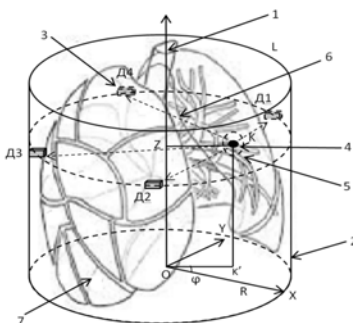


Рисунок 1 – Система датчиков и объект (легкие) исследования в системе координат

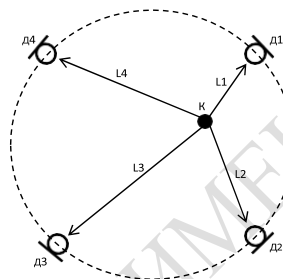


Рисунок 2 – Размещение акустических датчиков вокруг источника шума

На рисунке 2 представлена условная схема положения датчиков вокруг источника акустического сигнала. Где Д1, Д2, Д3 и Д4 – датчики; L1, L2, L3 и L4 – расстояния от источника К акустического шума до соответствующих датчиков, К – источник акустических шумов в исследуемом объекте. Соответственно номеру на каждый датчик приходит сигнал s_1, s_2, s_3 и s_4 . Представим датчик Д1 источником опорного сигнала s_1 . К остальным датчикам будет приходиться тот же сигнал, что и к Д1, но со смещением вправо по оси времени.

Методика получения результатов. Для примера расчета координат рассмотрим систему из четырех датчиков, расположенных вокруг источника шума (рисунок 1). Один из датчиков, ближайший к источнику, определим как опорный, т. е. источник эталонного сигнала. На рисунке 2 представлена условная схема положения датчиков вокруг источника акустического сигнала. Где Д1, Д2, Д3 и Д4 – датчики; L1, L2, L3 и L4 – расстояния от источника К акустического шума до соответствующих датчиков, К – источник акустических шумов в исследуемом объекте. Соответственно номеру на каждый датчик приходит сигнал s_1, s_2, s_3 и s_4 .

Представим датчик Д1 источником опорного сигнала $s_1(t)$. К остальным датчикам будет приходиться тот же сигнал, что и к Д1, но со смещением вправо относительно оси времени, что эквивалентно выражению $s(t + \tau)$, где s – сигнал, t – время прихода к Д1 полезной составляющей сигнала, τ – временной сдвиг сигнала относительно Д1. При этом эквивалентной и альтернативной процедурой является смещение сигнала влево по оси времени относительно опорного сигнала, что эквивалентно выражению $s(t - \tau)$.

Основной задачей является определение временного сдвига каждого сигнала относительно опорного.

Для решения поставленной задачи сначала определим сдвиг фаз θ . Получаемые с датчиков сигналы, относительно эталона, будут меняться от точки к точке похожим образом с

некоторым сдвигом по оси времени. Мету взаимной корреляции эталона с каждым сигналом матрицы датчиков можно вычислить таким образом:

$$B_s(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T s(t-\tau)s(t) dt. \quad (1)$$

Уравнение (1) представляет собой автокорреляционную функцию (АКФ) периодического сигнала $s(t)$, где T – период, s – сигнал, t – время каждой точки выборки, τ – время задержки каждой точки выборки.

Представим формулу (1) в таком виде:

$$B_s(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T s(t-\theta)s(t-\varphi) dt. \quad (2)$$

Из этого следует, что предел функции равен $s(\theta-\tau)$. Так как АКФ имеет максимальное значение при нулевом сдвиге, то функция $(B_s) \tau$ достигает максимума при $\theta = \tau$. Таким образом, сдвиг равен тому значению аргумента, при котором АКФ достигает максимального значения.

От АКФ целесообразно перейти к Фурье-образам виду слабого убывания функции:

$$S_{12}(\nu) = \alpha S_1(\nu) e^{-2\pi i \nu \theta}. \quad (3)$$

Так как сигналы являются вещественными, то есть физическими сигналами с датчиков, то $S_{12}(\nu)$ – вещественная четная функция. Следовательно, фазовый сдвиг функции $S_2(\tau)$ определится только множителем $e^{-2\pi i \nu \theta}$. Из этого следует, что сдвиг фаз будет иметь вид:

$$\theta = \frac{1}{2\pi \nu} \varphi(\nu). \quad (4)$$

Соответственно, временной сдвиг $\tau = \theta$.

Способ Фурье-образов выбран так, как сдвиг фаз будет иметь малое значение. Напротив, если сдвиг фаз будет иметь большое значение, то этот способ Фурье-образов следует заменить другим.

Таким же образом определяется сдвиг сигналов с датчиков ДЗ и Д4.

Исходная формула для определения координат в системе по задержке сигнала будет иметь следующий вид:

$$|D_{mn} - x| = v_s (\tau - t_{mn}). \quad (5)$$

В формуле (5) D_{mn} – координата акустического датчика, t_{mn} – известный момент приёма полезной составляющей дыхательного паттерна датчиком D_{mn} , τ – неизвестная – время сдвига полезной составляющей относительно опорного датчика, v_s – скорость распространения звука в легких человека [8], x – неизвестное трёхмерное положение источника относительно виртуальной системы координат, τ – неизвестный момент излучения сигнала из воспалительного процесса К.

Каждая часть уравнения (5) описывает расстояние от источника шума до датчика. В левой части из координат конца вектора вычитаются координаты его начала, чтобы получить длину вектора KD_{mn} . Правая часть уравнения (5) описывает расстояние от источника до датчика посредством временной задержки полезной составляющей сигнала.

В данном случае, в качестве примера, рассматривается система из четырёх датчиков. Для реальных условий количество датчиков больше.

Произведя преобразования и подстановки переменных в соответствии с рисунком 1, получим следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} \sqrt{(R \cos \varphi - K^t \cos \varphi)^2 + (R \sin \varphi - K^t \sin \varphi)^2 + (z_1 - z^t)^2} = v_s(\tau - t_1) \\ \sqrt{(R \cos \varphi - K^t \cos \varphi)^2 + (R \sin \varphi - K^t \sin \varphi)^2 + (z_2 - z^t)^2} = v_s(\tau - t_2) \\ \sqrt{(R \cos \varphi - K^t \cos \varphi)^2 + (R \sin \varphi - K^t \sin \varphi)^2 + (z_3 - z^t)^2} = v_s(\tau - t_3) \\ \sqrt{(R \cos \varphi - K^t \cos \varphi)^2 + (R \sin \varphi - K^t \sin \varphi)^2 + (z_4 - z^t)^2} = v_s(\tau - t_4) \end{cases} \quad (6)$$

Для расчета координат остаётся подставить значения переменных и определить временную задержку полезной составляющей сигнала (формула 5).

Следует отметить, что левая часть уравнения (6) описывает расстояние от источника до датчика:

$$\sqrt{(R \cos \varphi - K' \cos \varphi)^2 + (R \sin \varphi - K' \sin \varphi)^2 + (z - z')^2} = K D_m \quad (7)$$

Упростив и преобразовав формулу 6, получим:

$$\begin{cases} K D_1 = v_s (\tau - t_1) \\ K D_2 = v_s (\tau - t_2) \\ K D_3 = v_s (\tau - t_3) \\ K D_4 = v_s (\tau - t_4) \end{cases} \quad (8)$$

Результаты исследования. На рисунке 3 представлена аудио дорожка записи дыхательного шума с датчика 1 в окне программы Audacity. Данная программа позволяет записывать звуковые сигналы и обрабатывать их.



Рисунок 3 – Дыхательный паттерн с влажными хрипами с датчика Д1

Представим сигнал с датчика Д1 опорным и будем с ним сравнивать сигналы, приходящие с других датчиков.

На рисунке 4 представлены две аудио дорожки, полученные с датчика Д1 и Д2.

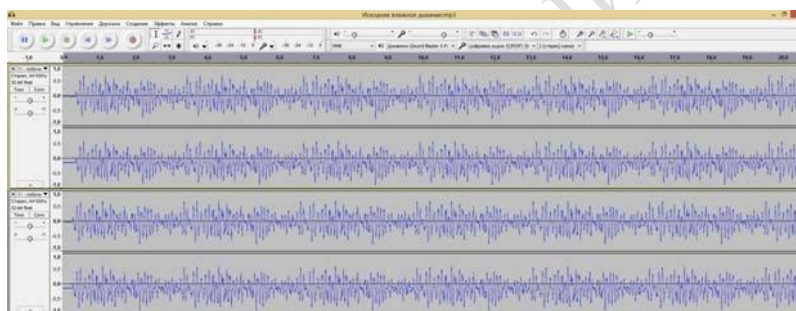


Рисунок 4 – Дыхательный паттерн с влажными хрипами с датчиков Д1 и Д2

Как видно из рисунка 4, сигналы являются идентичными, а временная задержка очень незначительна. Для того чтобы выявить эту задержку, необходимо сравнить оба сигнала.

Для сравнения используем формулу 4.

На рисунке 5 представлен результат сравнительного анализа сигналов с датчиков Д1 и Д2. Из рисунка ясно, что пик АКФ приходится на 0,0001с.

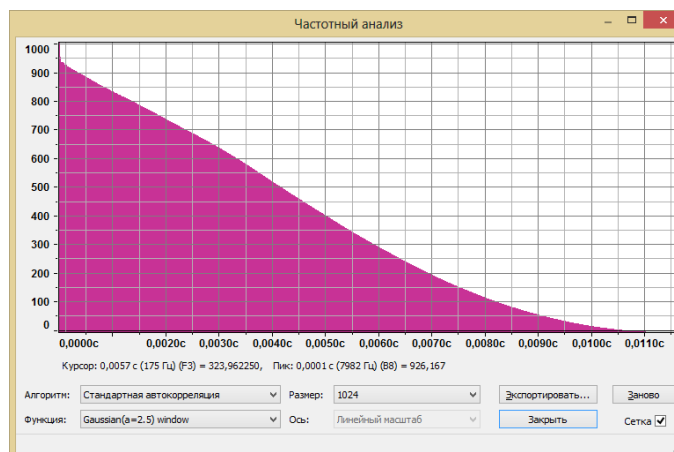


Рисунок 5 – АКФ сигналов с Д1 и Д2

По аналогии сравнительный анализ производится для сигналов, полученных с остальных датчиков.

На рисунке 5 – сдвиг сигнала $\tau = 0,0001$ с. После сравнительного анализа всех полученных сигналов с сигналом датчика Д1 значения τ подставляются в формулу (7).

Так как на рисунках 3 и 4 представлены визуализации дыхательных паттернов вместе с включенными в них хрипами, то следует уточнить, что при проведении сравнительного анализа основное внимание концентрируется на участках, содержащих хрипы. То есть, при определении фазового сдвига во внимание принимается лишь время поступления на акустический датчик именно полезной составляющей сигнала. Как показано на рисунке 6, в общем сигнале дыхательного паттерна выделен участок, который описывает влажный хрип на выдохе.

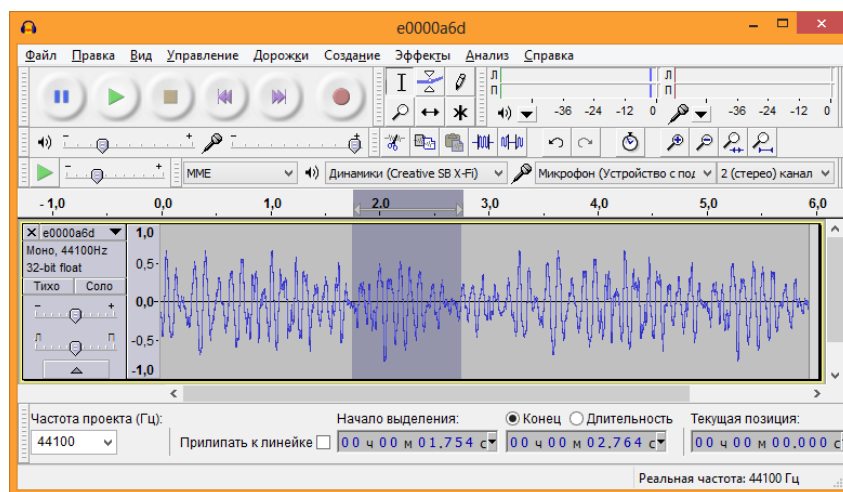


Рисунок 6 – участок с влажным хрипом в общем сигнале дыхательного паттерна

Обсуждение результатов. Полученные результаты позволяют судить о возможности сравнительного анализа сигналов, поступающих с некоторой задержкой на акустические датчики диагностической системы. Данные о временном отставании или опережении шума, вызванного пневмонией в дыхательном паттерне, относительно опорного датчика, позволяют в дальнейшем производить расчёт координат источника исследуемых шумов.

Полученные от практического применения метода диагностики пневмоний у новорожденных способом пассивной эхолокации акустические сигналы соответствуют данным классификации аускультативных шумов [9].

Выводы. Сравнительный анализ дыхательного паттерна при воспалительных процессах лёгких, дал возможность определить временную задержку полезной составляющей сигнала – шума, относительно каждого из акустических датчиков матрицы.

Проведенные исследования показали, что методика для диагностики пневмоний пассивной эхолокацией и устройство для ее реализации эффективно решает поставленные задачи. Помогает определять местоположение источника акустического феномена, вызванного пневмонией в границах виртуальных координат. При этом границы координат определяются размерами исследуемого объекта.

Благодаря сравнительному анализу полученных акустических сигналов с базой данных, повышается точность диагноза, что благотворно сказывается на исходе лечения.

Процедура записи сигнала и его идентификация с определением местоположения источника занимает мало времени, что также положительным образом влияет на психологическое состояние маленького пациента.

Литература

1. Child Health Epidemiology Reference Group of WHO and UNICEF. Global, regional, and national causes of child mortality in 2008: a systematic analysis / R.E. Black, S. Cousens, H.L. Johnson [et al.] // Lancet. – 2010. – № 375. – P. 1969–1987.

2. Таточенко, В.К. Пневмония у детей: диагностика и лечение [Электронный ресурс]: Медицинский научно-практический журнал «Лечащий врач» выпуск № 08/08. – Режим доступа : <http://www.lvrach.ru/2008/08/5613383/>. – Дата доступа : 12.09.2015.

3. Справочник педиатра / В.Г. Арсентьев, А.О. Булыгина [и др.] ; под ред. Н.П. Шабалова. – 3-е изд. – СПб. : Питер, 2014. – 736 с. : ил. – (Серия «Спутник врача») : 412. – 418 с.

4. Восканян, А.Г. Пневмония. Особенности течения и лечение больных астмой [Электронный ресурс] / А.Г. Восканян, А.А. Восканян // Электронный научный журнал «Современные проблемы науки и образования». – 2007. – №6, ч. 2. – Режим доступа : <http://www.science-education.ru/24>. – Дата доступа : 12.09.2015.

5. Способ акустического спектрального анализа обструктивных заболеваний легких : пат. 2354285 Рос. Федерации : С1, МПК А61В5/00, А61В5/08 (2009) / А.А. Гусейнов; дата публ. : 10.05.2009.

6. Способ диагностики пневмоний: пат. 98929 Украины МПК А61В7/04, Н04R1/46 (2015) / А.Е. Апикова, Д.О. Федотов, В.А. Клименко; дата публ. : 12.05.2015.

7. Прибор для диагностики пневмоний: пат. 99946 Украины МПК А61В5/08, А61В5/0205, А61В7/04, Н04R1/46 (2015) / А.Е. Апикова, Д.О. Федотов, Я.К. Яновская; дата публ. : 25.06.15.

8. Ширяев, А.Д. Частотные характеристики воздушно-структурного и структурного звукопроводения в лёгких человека / А.Д. Ширяев, В.И. Коренбаум // Акустический журнал. – 2013. – Т. 59, № 6. – С. 759–767.

9. Манджони, С. Секреты клинической диагностики / С. Манджони ; Пер. с англ. – М. : «Издательство БИНОМ», 2004. – 608 с., ил.

Харьковский национальный
университет радиоэлектроники

Поступила в редакцию 04.11.2015

РЕПОЗИТОРИЙ ГГУ ИМЕНИ Ф.СКОРИНЫ