

ПАССИВНАЯ ЭХОЛОКАЦИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ПНЕВМОНИЙ У НОВОРОЖДЕННЫХ И ДЕТЕЙ МЛАДШЕГО ВОЗРАСТА

А. Е. АПИКОВА

Для диагностики пневмоний на ранних стадиях может быть использована пассивная эхолокация. Метод представляет собой прослушивание акустических феноменов, возникающих в легких и идентификации полученных данных. Диагностика осуществляется при помощи специального оборудования и программного обеспечения. Для прослушивания лёгких использована матрица акустических датчиков, расположенная на аускультативных точках и привязанная 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.

ВВЕДЕНИЕ

Заболевания органов дыхания у новорожденных является актуальной проблемой в медицине. Это обусловлено значительной их распространенностью и высокой летальностью. Среди всех заболеваний органов дыхания, наиболее тяжёлой по течению, развитию осложнений и возможными неблагоприятными прогнозами является пневмония [1].

Пневмония — острое инфекционное заболевание, чаще всего бактериальной этиологии, характеризуется очаговым или долевым поражением респираторных отделов легких, наличием внутриальвеолярного экссудата, выражено в разной степени лихорадкой и интоксикацией [2].

Для диагностирования пневмоний может использоваться бронхофонография. Это неинвазивный пассивный метод эхолокации акустических феноменов дыхательной системы пациента. Метод используют для обследования всех возрастных категорий на предмет бронхолегочных заболеваний. А для визуализации нарушений дыхательной системы проводится анализ амплитудно-частотных характеристик дыхательных шумов.

Прослушивая легкие пациента (проводя аускультацию), врач старается определить местоположение источника патологических шумов. Также, идентифицируя шумы по характеру (крепитация, сухие или влажные шумы, шумы трения плевры), врач ставит диагноз [3].

Метод бронхофонографии позволяет фиксировать временную диаграмму, пропорциональную акустическому шуму, который вызван воспалительным процессом и возникает при дыхании [4]. Для ее проведения и регистрации дыхательных шумов требуется акустический датчик с высокой чувствительностью и широким спектром частот.

Недостатком метода и его реализации является то, что диагностируется только вид бронхолегочной патологии по характеру шума. Но при этом, определить в какой части легких находится патология весьма затруднительно. Так как для фиксирования акустических сигналов использу-

ется трубка с находящимся внутри датчиком, то пациент должен делать контролируемый выдох. А в случае проведения диагностики новорожденным необходима специальная маска, которая надевается на внешние органы дыхания. В этой системе имеется только один датчик, при этом маска может причинять неудобства ребенку.

Поэтому возникают ситуации, в которых невозможно идентифицировать шум из-за его нечёткости или слабой силы звука. По этой причине врач может сомневаться в постановке диагноза, и тогда необходимы дополнительные исследования. Кроме того, для новорожденных и детей младшего возраста процесс аускультации имеет некоторые трудности и ограничения: маленький ребенок часто плачет при проведении аускультации, не может исполнить просьбу врача о контролируемом дыхании. А объективные методы исследования, такие как спирометрия и пикфлоуметрия также ввиду возрастных особенностей не используются. Все эти причины могут в некоторых случаях приводить к ошибочным диагнозам [5].

Целью данной работы является практическое апробирование метода диагностики пневмоний, который основан на принципе пассивной эхолокации и реализован в медицинской диагностической системе, и последующим сравнительным анализом полученных результатов с общепринятой классификацией аускультативных шумов.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

1.1. Описание методики пассивной эхолокации

Результатом работы над решением вышеуказанной проблемы стала методика, позволяющая производить прослушивание легких пациента, не беспокоясь о наличии посторонних шумов, записывать аускультативные шумы, определять точно местоположение в дыхательной системе воспалительного процесса, отслеживать динамику заболевания при лечении и использовать данные в работе телемедицины [6].

Данная методика заключается в сравнительном анализе акустических волн дыхательного паттерна пациента с эталонным акустическим

сигналом дыхательного паттерна, хранящимся в базе данных. После выявления патологических шумов производится их спектральный анализ и расчёт местоположения воспалительного процесса в дыхательной системе.

Чтобы рассчитать местоположение воспалительного процесса объект исследования виртуально привязывается к цилиндрической системе координат, как и датчики, находящиеся на поверхности кожи. Для корректной работы диагностической системы необходимо знать радиус вышеуказанной цилиндрической системы координат. Радиус для этой системы вычисляется исходя из окружности грудной клетки ребенка в сантиметрах. После чего, датчикам присваиваются координаты, опираясь на радиус системы координат.

Так как форма грудной клетки у здорового новорожденного бочкообразная, нижняя апертура развернута, положение ребер приближается к горизонтальному, то радиус для цилиндрической системы координат рассчитывается исходя из длины окружности грудной клетки ребенка.

Чтобы определить расстояние от источника акустического сигнала до датчика в первую очередь нужно знать радиус цилиндрической системы координат. Так как известной величиной является длина окружности, то нетрудно найти радиус.

Опираясь на радиус, программное обеспечение присваивает координаты датчикам (Д1–Д4) и исследуемому объекту относительно Декартовой системы координат, в которой ось Z восстанавливается из центра радиуса в основании цилиндра рис. 1.

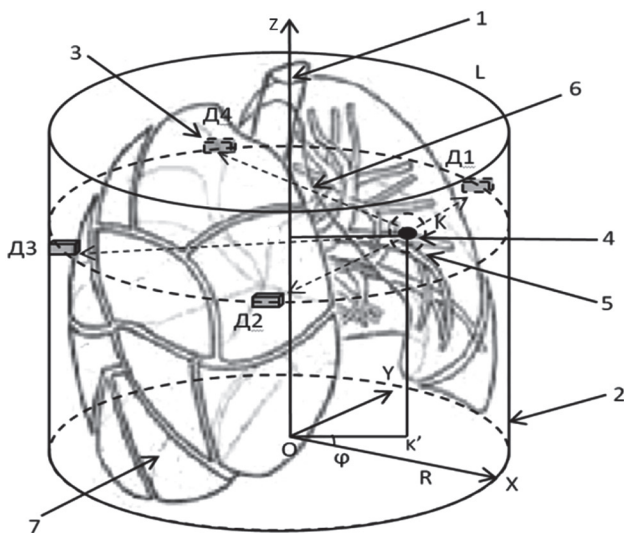


Рис. 1. Система датчиков и объект (легкие) исследования в системе координат

На рисунке: 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' .

При записи сигнала, который поступает на датчики, есть смысл отслеживать и фиксировать моменты поступления полезной составляющей – шумов, создаваемых пневмонией. То есть, в каждой акустической дорожке дыхательного паттерна от каждого из датчиков регистрируется момент времени начала поступления полезного шума. Далее сигналы сравниваются, и определяется задержка между началом поступления на датчик полезной составляющей. Для этого производится анализ совместного спектра сигналов. После расчёта временной задержки производится определение координат источника шумов.

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

$$|D_{mn} - x| = v_s (\tau - t_{mn}), \quad (1)$$

где D_{mn} – координата акустического датчика, t_{mn} – известный момент приёма полезной составляющей дыхательного паттерна датчиком D_{mn} , τ – неизвестная – временной интервал сдвига полезной составляющей относительно опорного датчика, v_s – скорость распространения звука в легких человека [7], x – неизвестное трёхмерное положение источника относительно виртуальной системы координат, τ – неизвестный момент излучения сигнала из воспалительного процесса К.

Каждая часть уравнения (1) 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 (1) 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 (рис. 2).

Произведя преобразования и подстановки переменных в соответствии с рис. 1 получим следующую систему уравнений:

$$\begin{cases} KD_1 = v_s (\tau - t_1) \\ KD_2 = v_s (\tau - t_2) \\ KD_3 = v_s (\tau - t_3) \\ KD_4 = v_s (\tau - t_4) \end{cases} \quad (2)$$

Для расчета координат подставим значения переменных и определим временную задержку полезной составляющей сигнала.

Чтобы найти временной сдвиг сигнала относительно эталона целесообразно использовать корреляционный анализ. Другими словами, искомой является корреляция двух процессов,

в данном случае акустических сигналов. Так как получаемый со всех датчиков сигнал является идентичным, то имеет смысл использовать автокорреляционную функцию.

Для примера расчета координат рассмотрим систему из четырех датчиков, расположенных вокруг источника шума. Один из датчиков, ближайший к источнику, определим как опорный, т. е. источник эталонного сигнала. На рис. 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 s1, s2, s3 и s4.

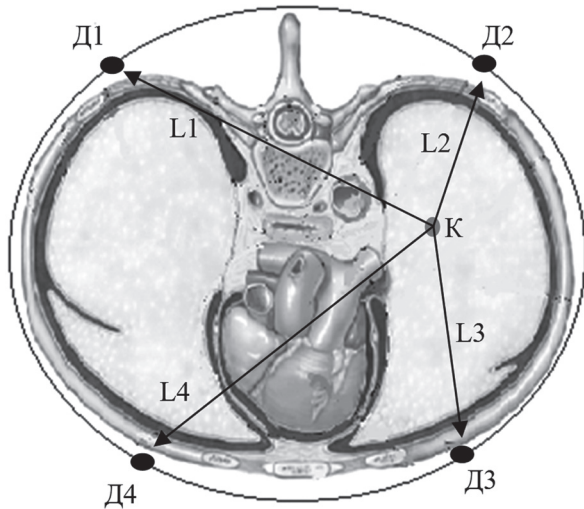


Рис. 2. Размещение акустических датчиков вокруг источника шума (упрощенная схема)

Представим датчик Д1 источником опорного сигнала s1. К остальным датчикам будет приходить тот же сигнал, что и к Д1, но со смещением вправо по оси времени, что эквивалентно выражению $s(t_{mn} + \tau)$. При этом эквивалентной и альтернативной процедурой является смещение сигнала влево по оси времени относительно опорного сигнала, что эквивалентно выражению $s(t_{mn} - \tau)$.

Основной задачей является определение временного сдвига каждого сигнала относительно опорного.

Для решения поставленной задачи определим сдвиг фаз θ . Получаемые с датчиков сигналы, относительно эталона, будут меняться от точки к точке похожим образом с некоторым сдвигом по времени. Мету взаимной корреляции эталона с каждым сигналом матрицы датчиков можно вычислить таким образом:

$$B_s(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T s(t - \tau) s(t) dt. \quad (3)$$

Уравнение (3) представляет собой автокорреляционную функцию (АКФ) периодического сигнала [8]. Где B_s – функция, описывающая

акустический сигнал дыхательного паттерна, T – период, s – сигнал, t – время каждой точки выборки, τ – время задержки каждой точки выборки.

Представим формулу (3) в таком виде:

$$B_s(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T s(t - \theta) s(t - \phi) dt. \quad (4)$$

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 ввиду слабого убывания функции:

$$S_{12}(v) = \alpha S_1(v) e^{-2\pi/v\theta}. \quad (5)$$

Так как сигналы являются вещественными, т. е. физическими сигналами с датчиков, то $S_{12}(v)$ – вещественная четная функция. Следовательно, фазовый сдвиг функции $S_2(\tau)$ определится только множителем $e^{-2\pi/v\theta}$. Сдвиг фаз будет иметь вид:

$$\theta = \frac{1}{2\pi v} \varphi(v). \quad (6)$$

Способ Фурье-образов выбран по причине того, что сдвиг фаз будет иметь малое значение. Напротив, если сдвиг фаз будет иметь большое значение, то способ Фурье-образов следует заменить другим.

Таким же образом определяется сдвиг фаз сигналов с датчиков Д3 и Д4.

Далее значение временного сдвига подставим в формулу (2) и получим:

$$\begin{cases} \text{КД}_1 = v_s \left(\frac{1}{2\pi v} \varphi(v) - t_1 \right) \\ \text{КД}_2 = v_s \left(\frac{1}{2\pi v} \varphi(v) - t_2 \right) \\ \text{КД}_3 = v_s \left(\frac{1}{2\pi v} \varphi(v) - t_3 \right) \\ \text{КД}_4 = v_s \left(\frac{1}{2\pi v} \varphi(v) - t_4 \right). \end{cases} \quad (7)$$

Так как формула (7) описывает частный случай, представленный на рис. 2, то в матрице будет только четыре уравнения, в соответствии с четырьмя датчиками системы. Из этого следует, что количество уравнений в системе соответствует количеству датчиков, используемых в системе диагностики пневмоний.

1.2. Расположение матрицы акустических датчиков

Ввиду особенностей возрастной категории пациентов, матрица датчиков должна прочно крепиться на коже, не стеснять движения и не быть громоздкой. Также стоит уделить особое внимание количеству датчиков. Их не должно быть слишком много, т. к. площадь поверхности

для наложения мала, и в то же время количество должно быть достаточным для получения информативного сигнала.

Для решения поставленных задач, оптимальным будет использование количества датчиков, соответствующее количеству аускультативных точек, используемых врачами и дополненное несколькими контрольными датчиками.

У новорожденных детей не определяется верхняя граница легких по причине того, что верхушки лёгких не выходят за ключицы из-за высокого состояния верхней апертуры грудной клетки и относительно короткой шеи. Поэтому располагать датчики над ключицами не имеет смысла.

У доношенных детей во время вдоха в течение первых часов жизни, а у недоношенных детей — в течение нескольких первых дней жизни, могут слегка западать яремные ямки и межреберные промежутки. Грудная клетка симметрична, нижние ее отделы принимают активное участие в акте дыхания. Мечевидный отросток у некоторых детей отклонен кнаружи и приподнимает кожу.

Нижние границы легких в педиатрии зависят от возраста ребенка и определяются по трем линиям: средне-ключичной (только справа), средним подмышечным и лопаточным (с обеих сторон) (табл. 1) [9].

Таблица 1
Нижние границы легких у детей

Линия	Сторона	Нахождение нижней границы легких
Средне-ключичная	Правая	VI ребро
	Левая	—
Средне-подмышечная	Правая	VII—VIII ребро
	Левая	IX ребро
Лопаточная	Правая	IX—X ребро
	Левая	X ребро

Из табл. 1 видно, что у указанной возрастной группы нижние границы правого легкого, в сравнении с левым, могут быть расположены выше.

Учитывая указанные особенности и потребности диагностической системы в достаточной информации, сделан вывод о положении датчиков (рис. 3).

Из этого рисунка видно, что матрица акустических датчиков охватывает все сегменты легких.

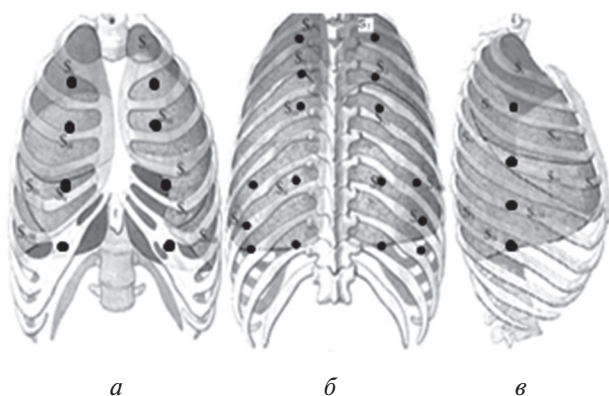


Рис. 3. Расположение датчиков на теле пациента

2. ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДА ПАССИВНОЙ ЭХОЛОКАЦИИ

Для реализации метода диагностики пневмоний у новорожденных способом пассивной эхолокации разработана и запатентована медицинская система диагностики. На рис. 4 представлена блок-схема [10].

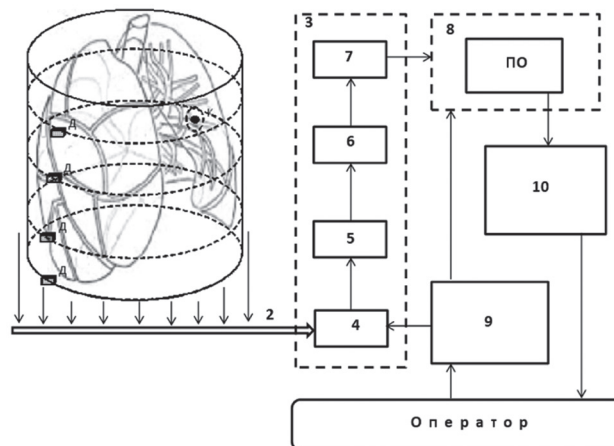


Рис. 4. Блок-схема медицинской системы диагностики пневмоний

Предложенная схема медицинской системы диагностики пневмоний (рис. 4) содержит блок управления (БУ) 9 и матрицу датчиков Д, которая через шину 2 связана с блоком обработки (БО) 3, который содержит мультиплексор (MUX) 4, усилитель (У) 5, набор акустических фильтров 6 (НАФ) и аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 7. С датчиков, пройдя блок обработки, сигнал поступает на блок, содержащий программное обеспечение (ПО) 8. В ПО рассчитываются координаты и проводится сравнительный анализ полученного сигнала с эталоном. В блоке графического отображения (БГО) 10 результаты доступны для оператора в визуальном формате.

Матрица датчиков представляет собой набор микрофонов, которые закрепляются на поверхности кожи грудной клетки пациента (рис. 3). Выбранное положение позволяет прослушивать акустические сигналы одновременно со всех аускультативных точек.

В БО последовательно соединены мультиплексор, усилитель, набор акустических фильтров и аналого-цифровой преобразователь. В блоке обработки происходит предварительная обработка сигнала и подготовка его для передачи в блок ПО.

Благодаря мультиплексору последовательно переключаются датчики матрицы. Такое техническое решение позволяет использовать только один вход блока 8, этим блоком может быть компьютер, а входным портом — вход цифрового микрофона.

Так как при последовательном опросе датчиков, возникают незначительные потери сигнала, то программная обработка, прежде всего, предполагает восстановление оцифрованных данных посредством теоремы Котельникова.

Набор акустических фильтров 6 существует для возможности выбора интересующего оператора диапазона частот, который составляет от 200 до 12600 Гц [10, 11, 12, 13]. Для удобства анализа полученного сигнала он распределяется набором акустических фильтров на три диапазона.

3. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Полученные результаты от практического применения метода диагностики пневмоний у новорожденных способом пассивной эхолокации соответствуют данным классификации аускультативных шумов [11].

Результаты оценки акустических феноменов дыхательной системы можно распределить таким образом:

1. От 200 до 1200 Гц. Сюда попадает везикулярное дыхание. Этот шум возникает в результате упругого напряжения и колебания стенок альвеол при выдохе. Регистрируется как тихое и однородное шипение. При наддиафрагменной пневмонии выслушивается так называемое саккадированное дыхание. Оно слышится как прерывистое и толчковое. Возникает при втягивании диафрагмы в патологический процесс наддиафрагменной пневмонии.

2. От 1200 до 5000 Гц. В этот диапазон попадает шум трения плевры — он возникает из-за трения плевральных листков, при условии попадания на них выпота от сухого плеврита. Шум похож на хруст или треск. Иногда походит на шелест песка.

3. От 5000 до 12600 Гц. В этой частотной полосе присутствуют: бронхиальное дыхание, прослушивается как высокочастотный шум в грудной клетке в случае крупного бронхита и в случае появления полости в легком; крепитации — звук похож на трение волос между пальцами или треск. Возникает в результате разлипания стенок легочных альвеол, в которых накапливается экссудат при воспалении. Чаще всего является результатом острой крупозной пневмонии. При полости в легком, крупно-очаговой пневмонии и крупозной пневмонии выслушивается так называемое «амфорическое дыхание». Наиболее отчетливо выслушивается непосредственно над источником.

Хрипы присутствуют на всех указанных частотах. Выслушиваются как жужжание, гудение и свист. Источники располагаются в бронхах и трахеи при воспалительных процессах. Также на всех частотах выслушиваются влажные и сухие хрипы. Влажные хрипы разделяются на мелкопузырчатые, среднепузырчатые и крупнопузырчатые. Конкретно для пневмоний характерны звучные влажные хрипы, относящиеся к высоким частотам. Сухие хрипы прислушиваются как жужжания и свисты. Жужжания свойственны для возникших в легких ниткоподобных структур из мокроты. Свисты вызваны сужением малых бронхов в следствии отека. Выслушиваются на всех частотах.

При этом к нормальному дыханию относится частотный диапазон от 180 до 350 Гц. Звук дыхания в этой полосе напоминает мягкое произношение звука «ф».

Соответствие результатов сравнительного анализа позволяет сделать вывод, что метод диагностики пневмоний у новорожденных способом пассивной эхолокации и медицинская система для его реализации являются работоспособными и перспективными.

ВЫВОДЫ

Сравнительный анализ выслушиваемых шумов показал, что метод диагностики пневмоний, построенной на принципе пассивной эхолокации, реализован в медицинской системе диагностики, соответствует общепринятой классификации аускультативных шумов. Это даёт основание говорить о функциональности всей системы. А возможность определять координату источника шума позволяет врачу пульмонологу найти топографическое положение воспалительного процесса. Акустические фильтры дают возможность исследовать дыхательный паттерн на трёх частотах и избегать кардиальных шумов. Это является важным моментом в поиске слабых шумов или выслушивании при ослабленном дыхании.

Предлагаемая методика для диагностики пневмоний пассивной эхолокацией эффективно решает поставленные задачи. Позволяет проводить точную диагностику пневмоний на ранних стадиях. Проведение процедуры аускультации занимает мало времени, не имеет воздействий на организм пациента. Так как датчики размещаются в аускультативных точках, то система охватывает все отделы легких. Также матрица датчиков имеет преимущество перед дыхательной маской с одним датчиком в случае диагностирования новорожденных, детей младшего возраста и пациентов, находящихся в бессознательном состоянии.

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] Яковлев В. П. Рациональная антимикробная фармакотерапия / В. П. Яковлев, С. В. Яковлев — Руководство. — М.: Литерра, 2003. — 1004 с.
- [3] Справочник педиатра / [авт. кол. В. Г. Арсеньев, А. О. Булыгина, Н. В. и др.] 3-е изд. Под ред. заслуженного деятеля науки РФ, проф. Н.П. Шабалова. — СПб.: Питер, 2014. — 736 с.
- [4] С1 Патент РФ №2354285, МПК А61В5/00, А61В5/08. / Способ акустического спектрального анализа обструктивных заболеваний легких Оpubл. 10.05.2009 Бюл. №13.
- [5] 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» №6, 2007 (часть 2). — С. 20–32. <http://www.science-education.ru/24>

- [6] Пат. №98929 Украина МПК A61B7/04, H04R1/46 Способ диагностики пневмоний / Апикова А.Е., Федотов Д.Н., Клименко В.А.; собственник Харьковский национальный университет радиоэлектроники — № u 201413072; заяв. 05.12.14; Опубл. 12.05.2015 Бюл. №9.
- [7] *Шириев А. Д.* Частотные характеристики воздушно-структурного и структурного звукопроведения в лёгких человека / А. Д. Шириев, В. И. Коренбаум / Акустический журнал, 2013, том 59, №6. — С. 759–767.
- [8] *Варакин Л. Е.* Теория систем сигналов / Л. Е. Варакин / М., «Сов. радио», 1978. — 34 с.
- [9] *Капитан Т.В.* Пропедевтика детских болезней с уходом за детьми / Т. В. Капитан. — 3-е изд., доп. — М.: МЕДпресс-информ, 2007. — 704 с.
- [10] Пат. №99946 Украина МПК A61B5/08, A61B5/0205, A61B7/04, H04R1/46 Устройство для диагностики пневмоний / Апикова А.Е., Федотов Д.Н., Яновская Е.О.; собственник Харьковский национальный университет радиоэлектроники — № u 201501461 заяв. 19.02.15 Опубл. 25.06.2015 Бюл. №12.
- [11] *Манджони С.* Секреты клинической диагностики. Пер. с англ. М.: «Издательство БИНОМ», 2004. — 608 с.
- [12] *Вовк И.В.* Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека / И.В.Вовк, В.Т.Гринченко, Л.Г.Красный, А.П.Макаренко // Акустический журнал, 1994, Том 40, №1. — С. 50–60.
- [13] *Катилов А.В.* Дискуссионные вопросы методики оценки аускультации лёгких у детей / А.В.Катилов, С.В.Зайков, Д.В.Дмитриев // Дитячий лікар, 2011, №5(12). — С. 19–26.



Поступила в редколлегию 18.03.2016

Апикова Алла Евгеньевна, аспирант кафедры биомедицинской инженерии Харьковского национального университета радиоэлектроники. Область научных интересов: медицинская электроника для педиатрии.

УДК 534.222.1

Пассивная эхолокация у диагностики пневмоний у новорожденных та дітей молодшого віку / А.Є. Апікова // Прикладна радіоелектроніка: наук.-техн. журнал. — 2016. — Том 15. — № 1. — С. 39–44.

Для диагностики пневмоний на ранних стадиях може бути використана пасивна ехолокація. Метод полягає у прослуховуванні акустичних феноменів, що виникають в легенях та ідентифікації отриманих даних. Діагностика здійснюється за допомогою спеціального обладнання і програмного забезпечення. Для прослуховування легень використана матриця акустичних датчиків, розташована на аускультативних точках та прив'язана до системи координат. Виходячи з прив'язки до системи координат датчиків, розраховуються координати джерела акустичних феноменів в легенях пацієнта.

Ключові слова: пасивна ехолокація, бронхофонографія, пневмонія, аускультация.

Табл. 1. Лл. 4. Бібліогр.: 13 найм.

UDK 534.222.1

Passive echolocation in the diagnosis of pneumonia in infants and young children / A. Ye. Apikova // Applied Radio Electronics: Sci. Journ. — 2016. — Vol. 15. — № 1. — P. 39–44.

Passive echolocation can be used for pneumonia diagnostics at early stages. This method applies auscultation of lungs acoustical phenomena and identification of obtained data. The diagnostics is provided with special equipment and software. A matrix of acoustical sensors was used for lungs auscultation, that is placed on auscultative points and is connected to a coordinate system. Coordinates of an acoustical phenomena source in a patient's lungs are calculated according to connection with a sensors coordinate system.

Keywords: passive echolocation, bronchophonography, pneumonia, auscultation.

Tab. 1. Fig. 4. Ref.: 13 items.