

ВОЗМОЖНОСТИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ДИАГНОСТИКИ ЛЕГОЧНЫХ ПАТОЛОГИЙ С ПОМОЩЬЮ КОМПЬЮТЕРНОЙ РЕГИСТРАЦИИ И ОБРАБОТКИ ШУМОВ ДЫХАНИЯ

И. В. ВОВК, С. Л. ДАХНОВ, В. В. КРИЖАНОВСКИЙ, В. Н. ОЛИЙНЫК

*Главный военный клинический госпиталь Министерства обороны Украины
Институт гидромеханики НАН Украины, Киев*

Получено 31.03.98

Статья посвящена проблемам разработки некоторых из возможных методов объективной регистрации, анализа и документирования дыхательных шумов. Дано описание ряда оригинальных неинвазивных методов компьютерной регистрации и обработки дыхательных шумов с поверхности тела человека. Проведен обзор возможных форм представления данных о дыхательных шумах в виде частотно-временных, спектральных и статистических образов. Указан ряд характеристик этих образов, которые в перспективе могут служить диагностическими признаками заболеваний легких.

ВВЕДЕНИЕ

Аускультация (прослушивание) дыхательных шумов, возникающих в респираторном тракте человека, является одним из важнейших неинвазивных методов диагностики заболеваний органов дыхания [1]. При этом единственной информацией о характере и особенностях дыхательных шумов является мнение медика, основанное на его врачебном опыте и индивидуальных особенностях слухового восприятия. Если при этом учесть, что акустические параметры традиционных стетофонендоскопов разных фирм изготовителей заметно отличаются друг от друга [1, 2], то можно констатировать, что информация о дыхательных шумах, получаемая с помощью традиционной аускультации, во многом носит субъективный характер. Недаром аускультативная семиотика так богата качественными эпитетами: например, хрипы называют свистящими, жужжащими, звонкими, влажными, пузырьчатыми [1] и т. д. Очевидно, что при таком способе классификации прослушиваемых дыхательных шумов фактически невозможно поставить им в соответствие какие-либо объективные количественные характеристики. К этому следует добавить, что даже субъективная информация о дыхательных шумах, получаемая традиционным путем, на практике чаще всего не документируется (в отличие, скажем, от кардиограмм, флюорограмм и др.) и поэтому при необходимости не может быть восстановлена в дальнейшем.

В последние годы благодаря успехам, достигнутым в областях электроники и кибернетики, значительно активизировался поиск методов, позволяющих объективизировать данные о дыхатель-

ных шумах за счет применения электронных средств регистрации и анализа. Насколько нам известно, в настоящее время исследования такого рода интенсивно ведутся в научных и медицинских центрах США, Канады, Франции, Японии, Англии, Израиля и некоторых других стран [3–9].

Следует сказать, что задачи объективной регистрации, документирования и анализа звуков жизнедеятельности организма ставятся и в других отраслях здравоохранения. Так, в кардиологии уже созданы и освоены промышленностью электрофонокардиографы для регистрации и анализа звуков, возникающих при работе сердца [10]. Эти успехи в значительной мере определились тремя причинами. Во-первых, звуки сердца имеют достаточно регулярный (периодический) характер, они достаточно мощны и поэтому легко регистрируются, а их частотный спектр сравнительно беден (характерный диапазон 20–350 Гц). Во-вторых, наличие таких эффективных приборов как электрокардиографы, позволяющие получать объективную информацию об электрических потенциалах, возникающих при работе сердца, и сопоставлять ее со звуками сердца, существенно облегчает анализ последних. И, наконец, в-третьих, регистрацию звуков сердца можно осуществлять при задержанном дыхании, что обеспечивает отсутствие дыхательных шумов (которые в данном случае являются помехой) и тем самым повышается отношение сигнал/помеха и, как следствие, улучшается качество получаемой информации.

В отличие от звуков сердца, дыхательные шумы несут в себе значительно больший объем информации. Они имеют сложный статистический характер, их мощность существенно ниже мощности

звуків серця, а частотний спектр весьма широк (20–2500 Гц и более). В связи с этим звуки сердца в большой мере маскируют дыхательные шумы (особенно в области частот 20–350 Гц), что существенно снижает отношение сигнал/помеха и поэтому затрудняет регистрацию и анализ последних [7, 11]. Кроме того, в пульмонологии не существует альтернативных электронных средств (подобных электрокардиографам в кардиологии), дающих объективную информацию, которую можно было бы сопоставлять с информацией о дыхательных шумах с целью облегчения их анализа. Именно совокупность этих обстоятельств и является причиной того, что до настоящего времени не существует устоявшихся методов и промышленных электронных средств регистрации и анализа дыхательных шумов.

Отметим, что создание электронных средств регистрации и анализа дыхательных шумов позволило бы не только объективизировать данные о последних (что исключительно важно само по себе), но и открыть пути к реализации совершенно новых методов, таких, например, как одновременная регистрация и совместный анализ дыхательных шумов с разных участков грудной клетки человека. Можно ожидать, что это позволило бы установить ряд новых закономерностей и диагностических признаков и выйти на более высокий уровень понимания физических и физиологических процессов, связанных с функционированием респираторного тракта человека в норме и патологии.

Данная статья посвящена проблемам разработки некоторых из возможных методов объективной регистрации, анализа и документирования дыхательных шумов. К настоящему времени мы уже располагаем определенной экспериментальной базой, программным обеспечением и некоторым клиническим опытом, что позволило нам начать систематические исследования дыхательных шумов и приступить к накоплению необходимой базы данных и поиску объективных значимых диагностических признаков.

1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

На рис. 1 представлена блок-схема используемой нами экспериментальной установки, которая состоит из основного тракта, предназначенного для регистрации и обработки дыхательных шумов, и дополнительного тракта, позволяющего различать фазы дыхательного цикла (вдох – выдох).

1.1. Основной тракт

В основной тракт входят:

- 1,2 – высокочувствительные миниатюрные датчики оригинальной конструкции [8, 12], выполненные в виде набора биморфных пьезокерамических пластинок; масса датчиков около 10 г, диаметр 23 мм, чувствительность около $6 \text{ мВс}^2/\text{м}$;
- 3 – многоканальный (4 канала) маломощный электронный усилитель сигналов (УС); диапазон частот 1–5000 Гц, коэффициент усиления 70 дБ, регулировка усиления ступенчатая через 10 дБ;
- 4 – многоканальные перестраиваемые частотные фильтры (Ф);
- 5 – головные телефоны;
- 6 – многоканальный 12-ти разрядный аналого-цифровой преобразователь (АЦП);
- 7 – персональный компьютер (PC) “Pentium”; тактовая частота 100 МГц, емкость оперативной памяти 16 Мб, винчестер на 1.3 Гб, звуковая плата;
- 8 – звуковые колонки;
- 9 – цветной принтер типа EPSON STYLUS COLOR 600.

Следует сказать, что представленная на рис. 1 блок-схема основного тракта установки на сегодняшний день является достаточно типичной и широко используемой многими исследователями дыхательных шумов [см. 7 и библиографию в ней]. Вместе с тем, основной тракт нашей установки имеет и существенную особенность – в нем отсутствует магнитофон, который обычно используется для записи и хранения зарегистрированных сигналов дыхательных шумов. Как показал наш опыт, существует несколько причин, в силу которых использование магнитофона оказывается нецелесообразным. Прежде всего, усилитель магнитофона, как и любое электронное устройство, имеет определенный уровень собственных шумов и ограниченный динамический диапазон. Магнитная пленка в свою очередь также имеет собственные шумы и ограниченный динамический диапазон, из-за чего привносятся нелинейные искажения в записываемый на ней сигнал. Кроме того, лентопротяжный механизм магнитофона не

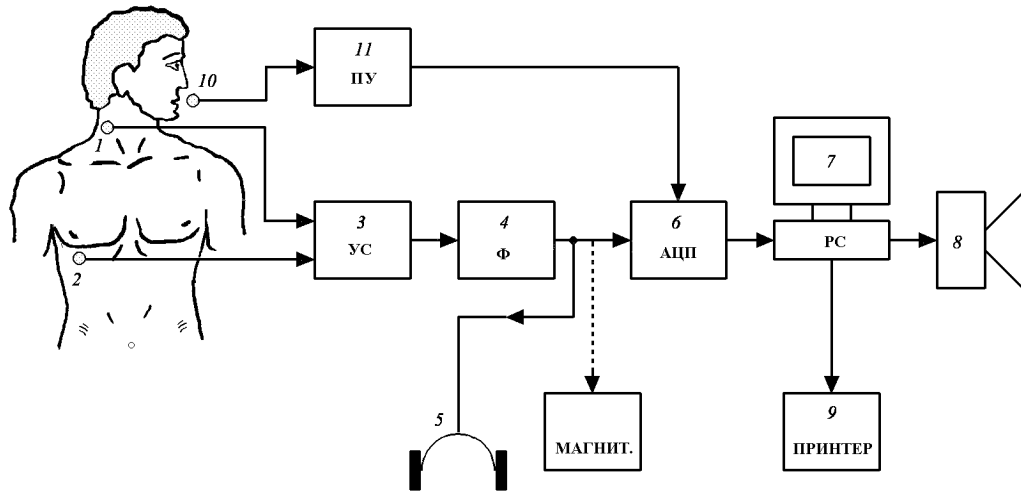


Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки

может обеспечить стабильное (равномерное) движение пленки, вследствие чего в процессе записи возникают специфические (модуляционные) искажения записываемого сигнала (так называемая детонация). Указанные факторы приводят к тому, что исходный, т.е. полученный с датчиков, сигнал после его записи на пленку оказывается в той или иной степени искаженным. В частности, уменьшается отношение сигнал/помеха и появляются нелинейные искажения, что в конечном итоге снижает достоверность получаемых после обработки результатов.

Чтобы уменьшить степень вносимых искажений необходимо применять прецизионные измерительные магнитофоны, например, 4-канальный измерительный магнитофон фирмы Bruel & Kjaer, тип 7005, обеспечивающий динамический диапазон около 70 дБ. Однако стоимость таких магнитофонов очень высока (более 20000 американских долларов) и к тому же наш опыт работы с магнитофоном такого класса показал, что и он вносит достаточно заметные искажения, которые влияют на результаты последующей обработки сигналов дыхательных шумов. Вместе с тем, использование в установке современного персонального компьютера и многоканальных (до 8–10 каналов) 12–16 разрядных аналого-цифровых преобразователей полностью решают проблему высококачественной записи, хранения и воспроизведения сигналов дыхательных шумов с динамическим диапазоном порядка 80–90 дБ и без искажений, характерных для магнитной записи. Принимая во внимание изложенное и тот факт, что стоимость хорошего компьютера класса “Pentium” в насто-

ящее время составляет не более 1500 американских долларов, а АЦП – не более 500 американских долларов, техническая и экономическая целесообразность отказа от использования магнитофона в установке становится очевидной.

1.2. Дополнительный тракт

Дополнительный тракт состоит из

10 – электрретного микрофона;

11 – предварительного усилителя (ПУ).

Как видно из рис. 1, дополнительный тракт нашей установки также существенно отличается от подобных трактов известных установок [3, 7], и в первую очередь – отсутствием пневмотахографа. Напомним, что этот прибор измеряет объемный расход воздуха Q л/с в процессе дыхания, т.е. значение объема воздуха, протекающего через респираторную систему за одну секунду. Для этого пациенту вводят в рот трубку, через которую он дышит и которая канализирует поток воздуха к измерительным датчикам пневмотахографа. Значение величины Q как функции времени представляется в виде графика, что позволяет следить как за величиной Q в процессе акта дыхания, так и определять текущую фазу дыхания (вдох или выдох).

Что касается фазы дыхания, то безусловно, это очень важный параметр, который в совокупности с другими характеристиками (например, с респираторограммой [6]) может обеспечивать выявление диагностических признаков заболеваний лег-

ких. Величина расхода воздуха Q в принципе также является важной характеристикой, поскольку экспериментально установлено, что акустическая мощность и характер дыхательных шумов зависят от интенсивности дыхания, т. е. от величины Q . Тем не менее, эффективное использование измеренной пневмотахографом величины Q в целях анализа дыхательных шумов пока проблематично. Это связано со следующим заблуждением, бытующим в практике регистрации и анализа дыхательных шумов. Обычно предполагается, что поддержание одинакового максимального значения Q при регистрации шумов дыхания у разных пациентов обеспечивает одинаковые условия для генерации шумов в бронхиальном дереве (прежде всего в области голосовых связок и трахеи [3, 5, 7]), а следовательно, и одинаковый уровень их акустической мощности. Однако ложность этого предположения становится очевидной, если учесть, что диаметр трахеи и отношение площади ее поперечного сечения к площади поперечного сечения отверстия в голосовых связках (во время акта дыхания) у разных людей значительно отличаются. Поэтому скорость потока воздуха, а следовательно и акустическая мощность дыхательных шумов, у разных людей будет разной, даже если обеспечить одинаковое максимальное значение Q в процессе их регистрации.

Существует также ряд других негативных явлений, связанных с применением пневмотахографов. Во-первых, это необходимость дышать только через рот, что весьма затруднительно для ослабленных больных. Во-вторых, чтобы пациент мог поддерживать заданное значение Q , он должен пройти определенную тренировку, а это также не всегда возможно реализовать. В-третьих, чтобы дышать через пневмотахограф пациент должен прикладывать значительно большие усилия [3], чем те, которые он прикладывает при естественном дыхании через рот (без пневмотахографа). Это в свою очередь может внести свои коррективы в акустическую мощность и характер дыхательных шумов. Именно перечисленные выше проблемы, связанные с использованием пневмотахографа, явились теми причинами по которым мы пока отказались от его применения в установке. Вместо него нами разработан специальный дополнительный тракт, главное назначение которого – определение фазы дыхательного цикла.

Особенностью этого тракта является наличие электретного микрофона, расположенного около носового (или ротового) отверстия. За счет разного характера турбулизации потока воздуха, обтекающего микрофон при вдохе и выдохе, на вы-

ходе микрофона создается разного характера электрический сигнал, который после усиления и оцифровки также подается в РС, где при помощи соответствующих программных средств формируется четкое разделение фазы вдоха от фазы выдоха и обеспечивается увязка этой информации с информацией, полученной через основной тракт.

1.3. Программное обеспечение

Обработка и анализ дыхательных шумов, преобразованных в электрические сигналы, выполнялась на основе использования пакета “MATLAB” и ряда оригинальных программ, разработанных в наших организациях. Указанное программное обеспечение позволяло:

- “очищать” сигналы дыхательных шумов от сигналов звуков сердца с помощью адаптивных фильтров;
- представлять исследуемый сигнал как функцию времени (фонограмму) и прослушивать его с помощью звуковых колонок;
- вычислять спектры сигналов;
- вычислять респиросонограмму [6] сигнала в плоскости частота – время;
- выполнять анализ сигналов с помощью вейвлет-преобразования;
- вычислять взаимные спектры сигналов, передаточные функции (и их производные) и функции когерентности (при одновременной работе с несколькими датчиками);
- осуществлять предварительную классификацию пациентов по принципу “болен – здоров”;
- документировать дыхательные шумы и все их характеристики в цифровой и аналоговой форме.

1.4. Протокол и процедура регистрации дыхательных шумов

Разработанный нами протокол содержит как перечень данных о пациенте, так и традиционную словесную характеристику дыхательных шумов, принятую в медицинской практике. Его электронная версия входит в программное обеспечение.

Протокол (см. рис. 2) заполняется лечащим врачом перед проведением регистрации дыхательных шумов на экспериментальной установке. Далее

**ПРОТОКОЛ
(КАРТА ОБСЛЕДОВАНИЯ ПАЦИЕНТА)**

Ф.И.О. : Пациент 1 Пол : м
 Дата рождения: 23.02.76 Возраст: 22

Часто ли болеет ОРВИ, бронхитами, пневмонией и др.: нет

Жалобы при осмотре: кашель, лихорадка.

Результаты объективного обследования:
 признаки бронхита

Клинический диагноз:
 очаговая пневмония, бронхит.

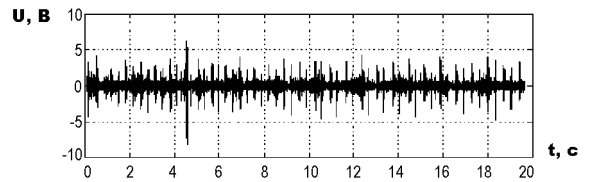
Алгоритм распознавания и характеристики дыхательных шумов:

Вопросы для анализа аускультативных данных		Точки выслушивания			
		2-П	2-П	7-П	7-П
1. Какой характер дыхания в точке выслушивания?	а) везикулярное			+	+
	б) пурриальное				
	в) жесткое	+	+		
2. Уточните характер везикулярного дыхания	а) ослабленное				
	б) усиленное	+	+		
3. Выслушивается ли бронхиальное дыхание?	а) нет				
	б) есть	+	+	+	+
4. Имеются ли дополнительные дыхательные шумы?	а) нет				
	б) есть	+	+	+	+
5. Какой характер дополнительных шумов?	а) хрипы	+	+	+	+
	б) крепитации				
6. Уточните характеристику сухих хрипов:	а) хрипящие	+	+		
	б) свистящие			+	+
7. Уточните характеристику влажных хрипов:	а) мелкопузырчатые				
	б) среднепузырчатые			+	+
	в) крупнопузырчатые				
8. Уточните звучность влажных хрипов:	а) незвучные			+	+
	б) звучные				

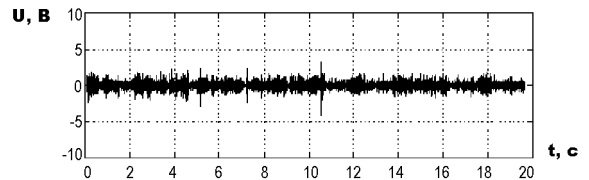
Рис. 2. Протокол (карта обследования пациента)

производится сама процедура регистрации шумов. Она начинается с промывки спиртом выбранных участков кожи и закрепления на них датчиков с помощью двустороннего скотча. После этого проводится настройка аналоговой части установки. В частности, выбирается необходимый коэффициент усиления (УС), обеспечивающий отсутствие нелинейных искажений сигнала, и устанавливается желаемая полоса частот с помощью фильтров (Ф). Качество сигнала (отсутствие в нем нелинейных искажений) регулируется коэффициентом усиления (УС), а контролируется с помощью головных телефонов и визуально на мониторе РС. После настройки оператор подает команду на цифровую запись сигнала в виде файла в РС.

Процедура регистрации дыхательных шумов сопровождается электронным документированием данных. Процесс документирования организован с помощью средств СУБД (система управления базами данных). Это существенно упрощает ввод в компьютер, просмотр и обновление данных на основе специально разработанных форм. Кроме этого, имеется возможность выборки и сортировки сведений из базы данных по определенным



а



б

Рис. 3. Фонограмма дыхательных шумов, зарегистрированных с поверхности грудной клетки человека:

а – исходная запись;

б – запись, “очищенная” от звуков сердца

признакам (например, по типу заболевания), облегчающие систематизацию накопленной информации и ее последующий статистический анализ. Важно отметить, что современные СУБД позволяют встраивать в базы данных звуковые образы дыхательных шумов и графическую информацию. Таким образом, разработанная система позволяет быстро выдавать оперативную и ранее накопленную информацию о заболеваниях пациентов.

2. ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Проиллюстрируем некоторые возможности и эффективность разработанных нами экспериментальной установки и программного обеспечения. На рис. 3, а приведена типичная фонограмма (зависимость уровня шума от времени), зарегистрированная с поверхности грудной клетки здорового человека. Очевидно, что эта фонограмма содержит в себе два компонента: дыхательные шумы и звуки сердца. Учитывая, что мощность звуков сердца значительно превышает мощность дыхательных шумов, а частоты ритмов сердца и дыхания совершенно различны (ритм сердца около 60–70 ударов в минуту, а ритм дыхания всего 18–24 циклов в минуту), получаемая фонограмма дыхательных шумов достаточно сильно искажена. Принципиально иной вид (рис. 3, б) приобретает эта же фонограмма, “очищенная” от звуков сердца (пропущенная через адаптивный фильтр [11, 13]). Как показывает наш опыт, адаптивная фильтрация приобретает особое значение

при регистрации шумов дыхания у людей, страдающих заболеваниями респираторной системы, с ослабленной дыхательной функцией.

На рис. 4–7 представлены респиросонограммы (так назвал эти акустические образы дыхательных шумов Hans Pasterkamp [6], который, по-видимому, впервые ввел их в практику) здорового человека и больных пневмонией. Респиросонограмма – это, по-сути, зависимость “мгновенного” спектра мощности сигнала от времени. Под “мгновенным” спектром понимается спектр, осредненный за интервал времени, значительно меньший (в 10–20 раз и более) времени одного цикла дыхания. При этом уровень спектральной плотности обозначен цветной шкалой справа от респиросонограммы. Выше нее расположен график, который показывает, как изменяется фаза дыхания (*insp* – вдох, *exp* – выдох), а еще выше – фонограмма. Следует сказать, что этот визуальный акустический образ дыхательных шумов в полной мере эквивалентен слуховому образу, который возникает у врача при традиционной аускультации, и наша установка обеспечивает возможность одновременного восприятия и сопоставления врачом этих видео- и аудиообразов. Именно эта возможность открывает реальный путь для установления соответствия между той информацией, которая субъективно воспринимается врачом при традиционной аускультации, и информацией, получаемой в результате объективной регистрации и обработки дыхательных шумов электронными средствами. Даже беглое сравнение рис. 4–7 позволяет убедиться, что они отличаются друг от друга и в целом, и в деталях. Например, у здорового человека (см. рис. 4) достаточно стабильный ритм дыхания и сходный характер шумов на вдохе и выдохе. В то же время у больных пневмонией характер шумов на вдохе и выдохе различен, что хорошо видно на рис. 5, где ритм замедлен, а интервала между фазами вдоха и выдоха практически не видно. Здесь прослушивались одиночные очень короткие по времени хрипы, которые на респиросонограмме проявились в виде характерных светлых вертикальных тонких линий. У другого больного пневмонией (см. рис. 6) наблюдались значительно более мощные хрипы, регулярно повторяющиеся на вдохе.

Следует отметить, что хрипы на респиросонограммах могут проявляться в нескольких характерных видах. В частности, короткие по времени (около 0.05 с) одиночные хрипы на респиросонограмме выглядят в виде очень узких полос, цвет которых весьма мало изменяется с ростом частоты (см. например, на рис. 5 такую полосу при

$t=7$ с). В отличие от этого, на рис. 6 хорошо видно, как на вдохе хрипы могут группироваться в серии длительностью от 0.4 до 1 с. В данном случае серии представлены двумя–тремя вертикальными линиями. Если хрипы часто и беспорядочно повторяются то картина резко меняется. Например, на рис. 7, который заимствован со страницы Internet ILSA (International Lung Sounds Association), в фазе вдоха в области частот 700–1200 Гц все поле усеяно беспорядочно расположенными маленькими пятнышками. Это так называемые “трескучие хрипы”. Характерной особенностью этой респиросонограммы, запись которой произведена датчиком, расположенным над трахеей, является также и то, что в фазе вдоха в области частот 100–600 Гц отчетливо видна “лестница” наклонных (косых) штрихов длительностью около 0.7 с. Это связано со своеобразным подвыванием пациента при вдохе. При этом “лестница” штрихов указывает на наличие обертонов в таком звуке. Следует сказать, что в тех случаях, когда дыхание сопровождается свистами, на респиросонограмме также могут появляться “лестницы” штрихов.

Таким образом, уже сегодня есть основания считать, что респиросонограммы (при наличии достаточно представительного их количества для каждой нозологической единицы) могут оказаться перспективным инструментом для диагностики легочных заболеваний.

Остановимся теперь на другом, сравнительно новом методе анализа сигналов и покажем его возможности применительно к дыхательным шумам. Для получения респиросонограмм применяется традиционный спектральный анализ на основе преобразования Фурье. Вместе с этим, в последнее десятилетие внимание исследователей стал привлекать новый метод анализа сигналов, так называемый “локализованный спектральный анализ”, основанный на использовании семейства “вейвлет-анализаторов” [14, 15]. Суть вейвлет-преобразования одномерного сигнала состоит в его разложении по некоторому базису солитоноподобных функций (вейвлетов). За счет дискретных масштабных преобразований базисной материнской функции осуществляется частотный анализ, а операция сдвига позволяет исследовать изменчивость процессов по времени. Таким образом обеспечивается последовательный локальный анализ исследуемого сигнала с меняющимся частотным и временным окном. В этом – принципиальное отличие от Фурье-анализаторов спектра, в которых, как известно, разрешающая способность по частоте сохраняется постоянной. Хорошая локализация вейвлетов по частоте и времени

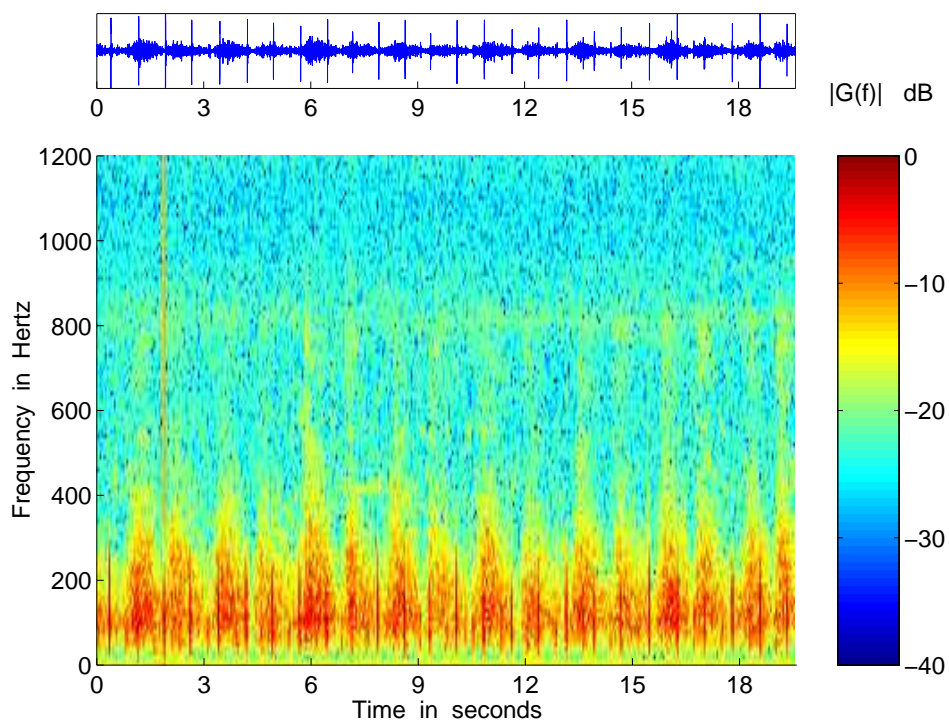


Рис. 4. Респиросонограмма дыхательных шумов здорового мужчины (сигнал записан на правой верхней части поверхности грудной клетки)

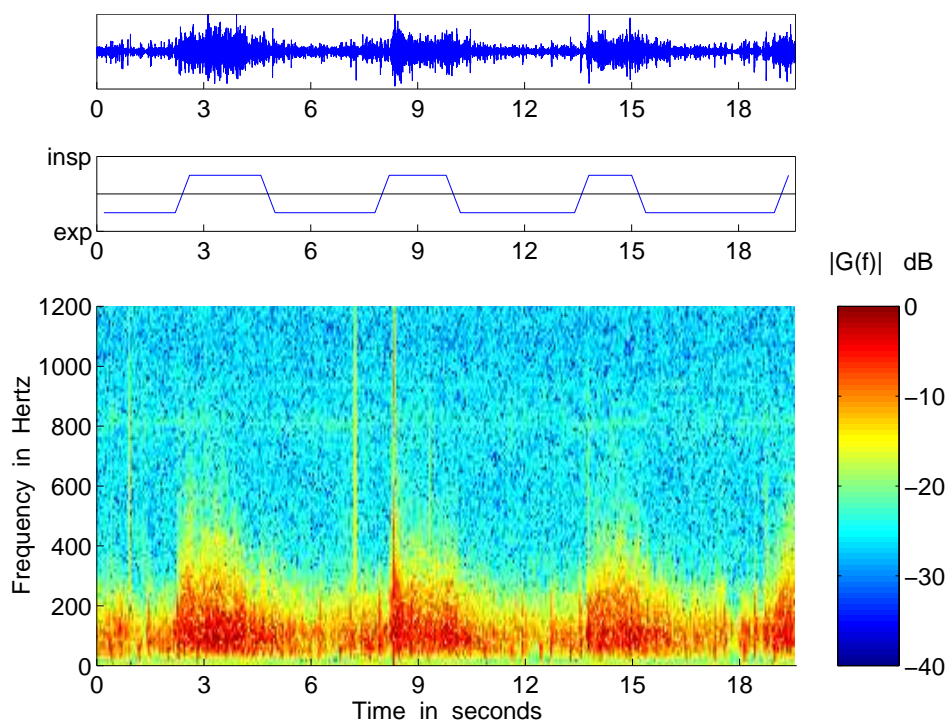


Рис. 5. Респиросонограмма дыхательных шумов больного пневмонией с затрудненным дыханием при наличии одиночных очень коротких хрипов (сигнал записан на правой верхней части поверхности грудной клетки)

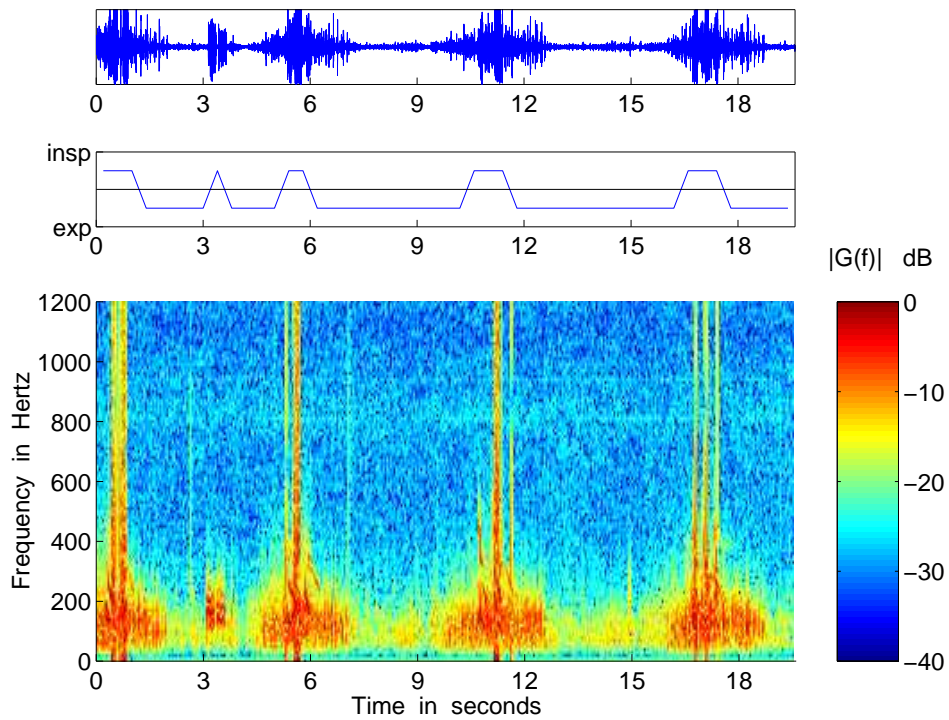


Рис. 6. Респиросонограмма дыхательных шумов больного острой правосторонней среднедолевой пневмонией (сигнал записан под правой лопаткой)

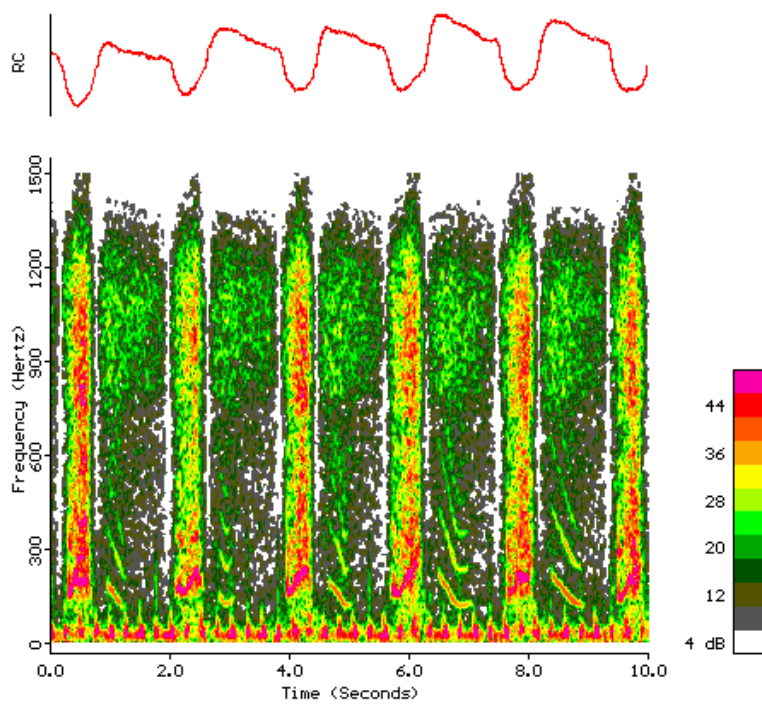


Рис. 7. Респиросонограмма дыхательных шумов 15-летней девушки с крупозным заболеванием при наличии “трескучих” хрипов (сигнал записан над трахеей)

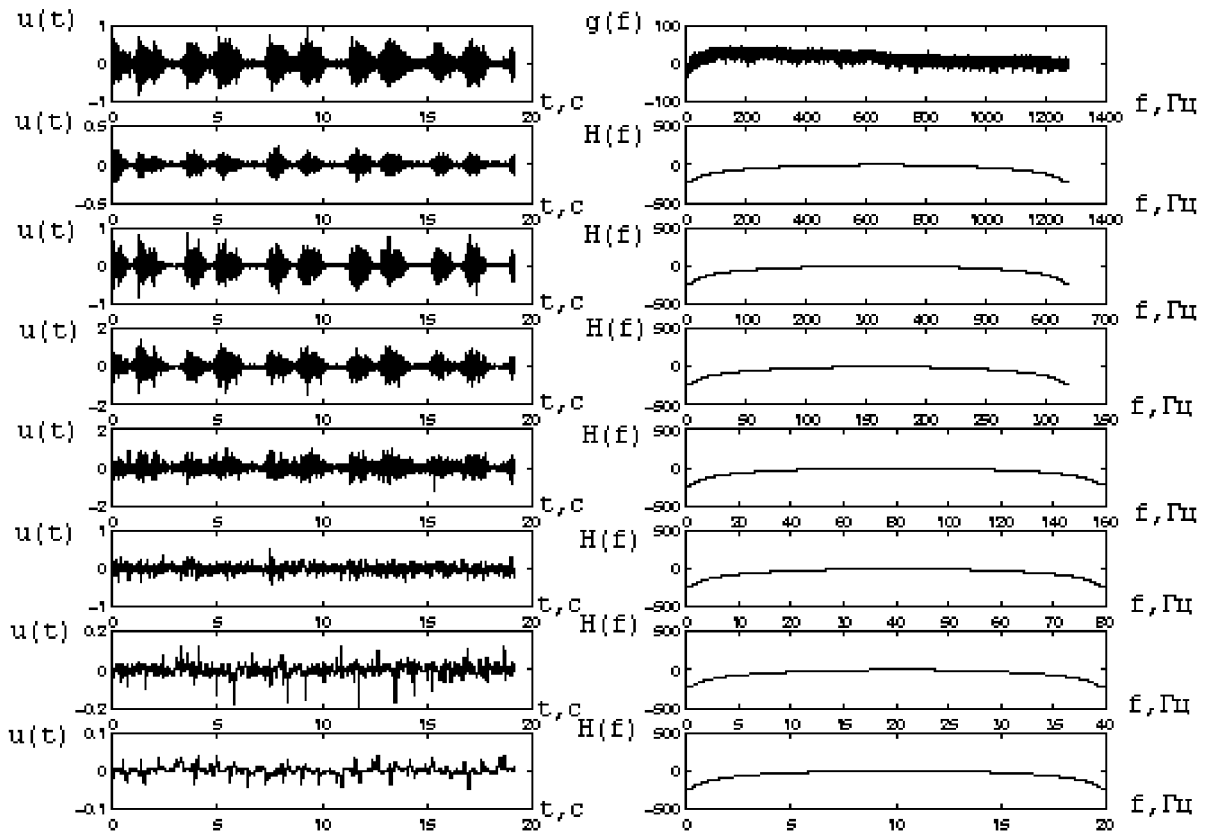


Рис. 8. Сигналы на выходе вейвлет-анализаторов (слева) и соответствующие им частотные характеристики (справа) для вейвлет-анализаторов с увеличивающимся в два раза масштабом базисной функции

создает благоприятные условия для анализа кратковременных разночастотных процессов. Здесь просматривается некоторая аналогия с респираторнограммным анализом. Однако при респираторнограммном анализе преобразование Фурье вычисляется на коротких интервалах фиксированной длительности, а интервал обработки при вейвлет-анализе меняется в соответствии с вариациями масштаба базисной функции. Эта особенность в ряде практически интересных случаев позволяет добиваться разделения многокомпонентных разномасштабных по времени и частоте процессов на составляющие за счет улучшения согласованности обработки с ними. В частности, информацию о высокочастотных составляющих лучше извлекать, проводя обработку относительно малых временных интервалов, а о низкочастотных – из более широких временных интервалов. Примерами такой ситуации может служить запись шумов дыхания на фоне сердцебиения. Как известно, спектр сердечных сигналов локализован преимущественно в низкочастотной области, а спектр шумов дыхания заметно шире и для него инфор-

мативной является также высокочастотная часть спектра. В силу кратковременности действия сердечных сигналов должно существовать некоторое оптимальное для их выделения сочетание между масштабом базисной материнской функции и длительностью сердечных тонов.

Для иллюстрации на рис. 8 приведены результаты применения вейвлет-анализа к записи, содержащей шуму дыхания на фоне шумов сердцебиения, зарегистрированные в точке на шее. Вверху приведена пара графиков, содержащая входную реализацию (левый график) и ее выборочный спектр мощности (правый график). Ниже на рис. 8 слева представлена серия графиков, полученных после обработки входного сигнала вейвлет-анализатором с увеличивающимся в два раза масштабом базисной функции. С правой стороны приведены частотные характеристики соответствующих вейвлет-анализаторов. Каждая из пар графиков рис. 8 соответствует вейвлет-анализатору фиксированного масштаба. Как видно из этой серии графиков, сердечные тоны не обнаруживаются на верхних графиках, соответству-

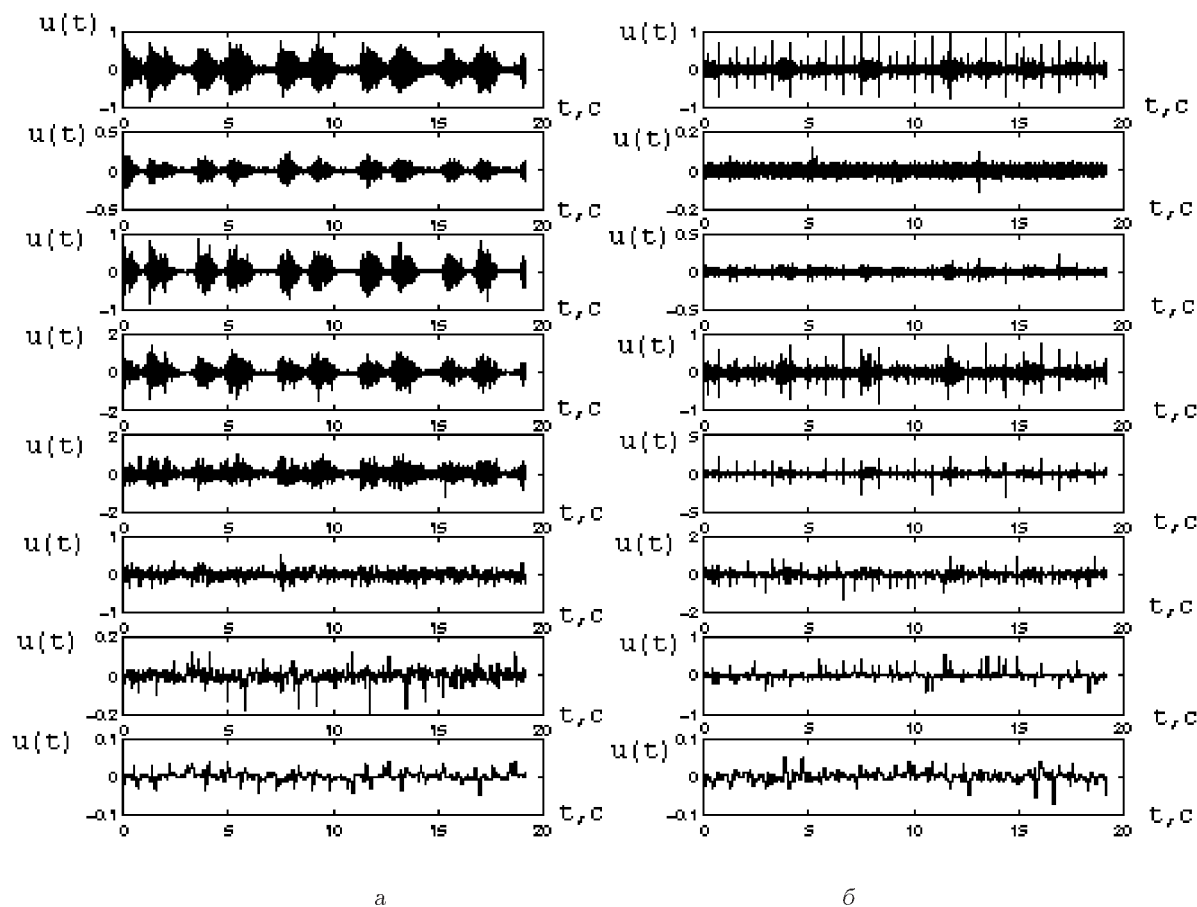


Рис. 9. Результаты вейвлет-анализа дыхательных шумов, записанных:
 а – на шее над трахеей; б – на правой верхней части поверхности грудной клетки

ющих более “коротким” базисным функциям, согласованным с более высокочастотными составляющими спектра, определяемого шумами дыхания. Поэтому здесь хорошо выделяются модуляции дыхания. В то же время, на двух нижних графиках рис. 8 уже практически не видно модуляций дыхания, зато хорошо заметны сигналы, обусловленные пульсациями сонной артерии, возле которой был прикреплен пьезодатчик.

Такая форма представления может оказаться весьма полезной для выявления особенностей в структуре регистрируемых сигналов. Кроме того, она полезна при анализе изменений этой структуры при регистрации шумов в различных точках поверхности грудной клетки человека. Для иллюстрации на рис. 9 приведена две последовательности графиков, полученных при обработке записей, сделанных в точках на шее (левая серия графиков – рис. 9, а) и на правой половине поверхности грудной клетки (правая серия графиков – рис. 9, б). Сравнение рис. 9, а и рис. 9, б, соответствующих

базисным функциям одинакового масштаба, показывает, что часть энергии шумов дыхания, сосредоточенных в высокочастотной области, подавляется при распространении через систему трахея – бронхи – паренхима легких человека. Кроме этого, заметно, что сигналы, соответствующие фазам вдоха и выдоха, имеют разную степень подавления в разных точках. Исследование указанных особенностей позволяет получить дополнительную информацию о процессах шумообразования и распространения звука в респираторном тракте и выявить новые диагностические признаки, свойственные разным типам заболеваний легких. В этом плане полезной метрологической характеристикой является передаточная функция между отдельными точками грудной клетки.

Выше были продемонстрированы некоторые возможности экспериментальной установки при регистрации шумов с помощью одного датчика. Однако, как уже отмечалось, на этой установке можно обеспечивать одновременную регистрацию

и обработку сигналов с нескольких датчиков. В этой связи большой интерес может вызвать метод, позволяющий оценивать способность респираторного тракта проводить через себя звуковую энергию [4]. Количественной мерой этой способности является передаточная функция. Суть метода состоит в следующем. На пациенте закрепляются два датчика – первый на шее (непосредственно около трахеи), а второй на каком-либо участке грудной клетки. В качестве источника звук используется голос самого пациента (например он произносит долгое “и”). Поскольку голосовые связки находятся в самом начале трахеи и весьма близко расположены от поверхности шеи, звук первому датчику приходит практически без искажений и, главное, практически без задержки времени (оценка показывает, что время задержки не превышает 10^{-5} секунды или 3.6 градуса на частоте 1000 Гц). Поэтому сигнал с первого датчика вполне можно брать в качестве опорного. Однако для того, чтобы достичь второго датчика звук должен пройти через бронхиальное дерево и паренхиму. Сравнивая сигналы с первого и второго датчиков, можно оценить состояние респираторной системы.

Количественными критериями такой оценки могут служить спектры, передаточная функция, ее производная по частоте, а также функция когерентности. На рис. 10 представлены такие характеристики для здорового человека, когда второй датчик располагался в точке 2п (под правой ключицей). На рис. 10,а представлены спектры сигналов, характерной чертой которых является наличие ряда пиков, уменьшающихся с ростом частоты. Эти пики, по сути, есть обертона гласной “и” и хорошо известны из области анализа речи. На рис. 10,б,в представлены соответственно модуль и фаза передаточной функции респираторного тракта. Из анализа частотной зависимости модуля передаточной функции следует, что респираторный тракт в определенной степени подобен режекторному фильтру, т.е. он плохо пропускает звуковую энергию в зоне определенных частот (в данном случае в зоне частот 250 Гц) и относительно хорошо ниже и выше этой зоны. Если обратиться к фазе передаточной функции (рис. 10,в) то можно убедиться, что в области 250 Гц наблюдается резкий переброс фазы (почти на 130°). Такое поведение передаточной функции с большой вероятностью может указывать на наличие резонансных явлений в районе 250 Гц.

К настоящему времени мы еще не располагаем достаточной базой данных по передаточным функциям, однако уже сейчас можем указать ряд

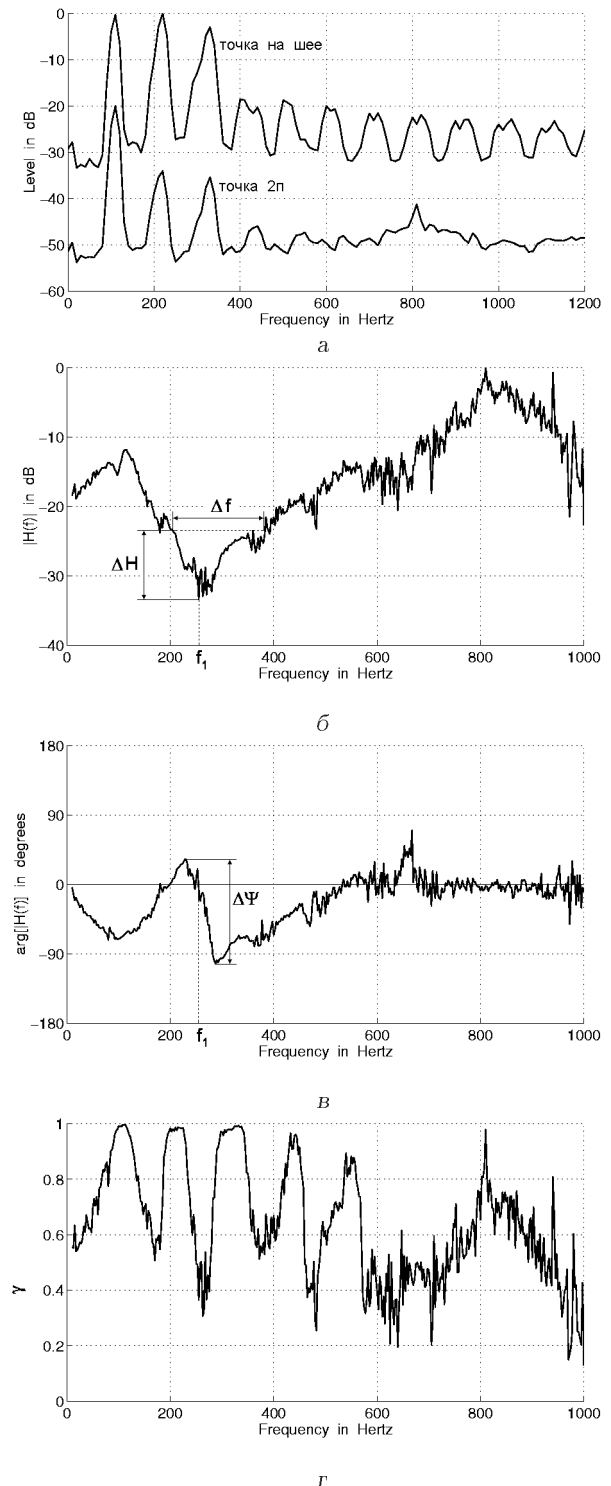


Рис. 10. Передаточная функция респираторного тракта и функция когерентности при произнесении пациентом звука “и”. Сигнал записывался на шее и на правой верхней части поверхности грудной клетки:

- а – частотные спектры сигналов;
- б – модуль передаточной функции;
- в – фаза передаточной функции;
- г – функция когерентности сигналов с датчиков

характеристик передаточной функции, значения которых с большой долей вероятности могут служить диагностическими признаками заболеваний легких. Прежде всего к ним следует отнести формы частотных зависимостей модуля и фазы передаточной функции в диапазоне частот, где значение функции когерентности достаточно велико (более 0.5–0.6). Важными параметрами также являются:

- значение частоты f_1 (Гц) минимума (резонанса) частотной характеристики модуля передаточной функции (см. рис. 10, б);
- глубина минимума H_{min} (дБ) по отношению к уровню на низких частотах, скажем, на частоте 50 Гц;¹
- ширина полосы Δf (Гц) на уровне $\Delta H = 10$ дБ (или другом заранее выбранном и в дальнейшем неизменном уровне) относительно уровня модуля передаточной функции на частоте f_1 ;
- значение фазы Ψ_1 (град) на частоте f_1 ;
- перепад фазы $\Delta\Psi$ (град) в зоне частоты f_1 (см. рис. 10, в);
- $\partial H(f)/\partial f$ – скорость спадания модуля передаточной функции в зоне до частоты f_1 и скорости его нарастания после f_1 ;
- $\partial\Psi/\partial f$ – скорость нарастания фазы передаточной функции в зонах до и после частоты f_1 , а также ее изменение в зоне f_1 .

Замечательным свойством частотной зависимости фазы передаточной функции является то, что с ее помощью принципиально можно определить скорость $c(f)$ распространения звуковой энергии в респираторном тракте, величина которой также может оказаться важным диагностическим признаком. Скорость $c(f)$ определяется углом наклона кривой (см. рис. 10, в) к оси абсцисс и расстоянием L между датчиками, вычисленным вдоль траектории, по которой звук распространяется в респираторной системе. К сожалению, величину L определить весьма сложно, поскольку она существенно зависит от структурных свойств респираторной системы и от частоты. Однако, учитывая морфометрические данные,

¹Конкретное значение частоты может быть выбрано любым, однако, выбрав ее один раз, не следует менять в дальнейшем, так как в противном случае нельзя будет сравнивать разные данные. Это требование относится также и к выбору уровня, на котором оценивается величина Δf

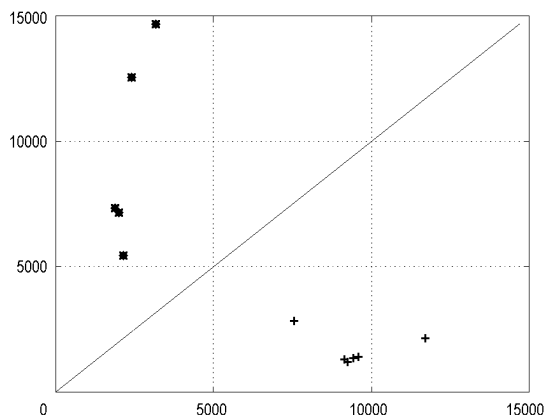


Рис. 11. Классификация записей по принципу “болен–здоров” в соответствии с расстоянием между интегральными характеристиками частотных спектров фонограмм

приведенные в [16], очевидно, что величина L не может существенно превышать 0.3 м. Имея это в виду, можно получить грубую оценку скорости распространения звука, например, для двух диапазонов частот: $c(f) \approx 150$ м/с в зоне $100 \leq f \leq 200$ Гц и $c(f) \approx 270$ м/с в зоне $400 \leq f \leq 550$ Гц. Как видно, скорость звука на низких частотах почти в два раза ниже, чем на более высоких частотах (что согласуется с данными работы [17]), и лежит, что принципиально важно, в промежутке между скоростью распространения звука в паренхиме (около 30 м/с) и в воздухе (около 330 м/с).

Таким образом, анализ особенностей передаточной функции респираторного тракта может дать богатую информацию о его состоянии и способствовать получению новых научных результатов и практических рекомендаций.

На рис. 10, г представлена функция когерентности сигналов с датчиков. Ее высокое значение (0.6–1) в диапазоне частот до 600 Гц указывает на хорошую достоверность полученной передаточной функции.

Теперь остановимся на одном из возможных методов классификации пациентов по принципу “болен–здоров”. Пока этот метод не претендует на определение конкретного заболевания (из-за отсутствия достаточной статистики), однако уже сегодня может оказаться полезным при профилактическом осмотре больших групп людей. Мы не будем останавливаться на принципах и алгоритмах, положенных в основу метода (они подробно изложены в [7]), укажем лишь, что классификация дыхательных шумов здесь рассматривается как задача проверки статистических гипотез. При

этом, одним из главных предположений является то, что нестационарный случайный сигнал, полученный в результате регистрации дыхательных шумов, представляется в виде произведения медленно меняющейся модулирующей функции с периодом, равным одному циклу дыхания и функции, описывающей стационарный гауссовский процесс.

С помощью этого метода были обработаны дыхательные шумы 6 здоровых пациентов и 5 больных респираторными заболеваниями (в основном, пневмонией). Результаты представлены на рис. 11. Здесь по оси ординат и абсцисс отложены условные расстояния между интегральными характеристиками спектров фонограмм, а бисектрисса, делящая плоскость рисунка на две равные части, является условной границей, разделяющей пациентов на здоровых и больных. Как видно, этот метод позволяет четко отделить больных от здоровых, несмотря на столь незначительную выборку (всего 11 человек).

ВЫВОДЫ

1. Разработана и изготовлена экспериментальная установка, позволяющая осуществлять многоканальную регистрацию дыхательных шумов.
2. Разработаны протокол и процедура регистрации и документирования дыхательных шумов.
3. Разработано программное обеспечение, позволяющее проводить эффективную обработку дыхательных шумов несколькими методами и создавать их объективные видео- и аудиообразы.
4. В клинических условиях проведены испытания установки, в процессе которых подтверждена не только ее высокая эффективность, но и накоплен некоторый опыт, позволяющий:
 - а) указать ряд новых диагностических признаков;
 - б) выявить некоторые соответствия видео- и аудиообразов дыхательных шумов;
 - в) реализовать предварительную классификацию пациентов по принципу “болен – здоров”.

БЛАГОДАРНОСТЬ

Авторский коллектив выражает глубокую признательность академику Национальной академии

наук Украины В. Т. Гринченко за постоянное внимание и поддержку, в значительной степени способствовавшие проведению настоящего исследования.

1. Большая Медицинская Энциклопедия. Т. 2. – М.: Сов. Энцикл., 1975. – С. 366–368.
2. Abella M., Formolo J., Penney D. G. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes // J. Acoust. Soc. Amer. – 1992. – 91. – P. 2224–2228.
3. Mussell M. J. The need for standarts in recording and analysing respiratory sound // Med. Biol. Eng. & Comput. – 1992. – N 30. – P. 129–139.
4. Cohen A., Berstein A. D. Acoustic transmission on the respiratory system using speech stimulation // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1991. – ВМЕ-38, N 2. – P. 126–132.
5. Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H. L. et al. A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1989. – ВМЕ-36, N 9. – P. 925–933.
6. Pasterkamp H. Neue entwicklungen und erkenntnisse bei der erforschung von atemgeräuschen // Pneumolohic. – 1992. – 46, N 12. – S. 602–611.
7. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж. – 1994. – 40, N 1. – С. 50–56.
8. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Олейник В. Н. Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. ж. – 1995. – 41, N 5. – С. 758–768.
9. Makoto Yonemary, Koji Kikuchi et al. Detection of tracheal stenosis by frequency analysis of tracheal sounds // J. Appl. Physiol. – 1993. – 75, N 2. – P. 605–612.
10. Verburg J., van Vollenhoven E. Phonocardiography: physical and technical aspects and clinical uses // Noninvasive physiological measurements. – London, Academic press, 1979. – P. 213–259.
11. Iyer V. K., Ramamoorthy P. A., Fan H., Ploysongsang Y. Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering // IEEE Trans. on Biomed. Eng. – 1986. – ВМЕ-33, N 12. – P. 1141–1148.
12. Адамов А. И., Вовк И. В., Гринченко В. Т., Виноградный Г. П., Макаренков А. П., Майданник В. Г., Яценко В. П. Устройство для аускультации // Патент РФ N 2062047 С1, МПК А61 В7/04. Приоритет от 10.08.92 г.
13. Крижановский В. В. Статистическая оценка акустических параметров респираторного тракта человека // Акуст. висн. – 1998. – 1, N 1. – С. 40–51.
14. Wavelets. Eds. J. M. Combes, A. Grossman, P. Tchamitchian. – Berlin: Springer – Verlag, 1989.
15. Астафьева Н. М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // УФН. – 1996. – 166, N 11. – С. 1145–1170.
16. Вейбель Э. Р. Морфометрия легких человека. – М.: Медицина, 1970. – 175 с.
17. Wodicka G. R., Aduirre A., DeFrain P. D., Shannon D. C. Phase Delay of Pulmonary Acoustic Transmission from Trachea to Chest Wall // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1992. – ВМЕ-39. – P. 1053–1058.