

УДК 534.7+621.391.8

ИССЛЕДОВАНИЕ И ОБЪЕКТИВИЗАЦИЯ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫХ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ У БОЛЬНЫХ ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНЬЮ ЛЕГКИХ

А. А. МАКАРЕНКОВА

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев**Получено 25.05.2010*

Приведены результаты исследования звуков дыхания больных хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ). Исследования выполнены в клинических условиях в ГУ "Институт медицины труда АМН Украины" с помощью многоканального фonoспирографического комплекса "CoRA-03M1". Компьютерная обработка и последующий анализ записей звуков дыхания более чем 500 пациентов позволили качественно и количественно объективизировать основные характерные акустические признаки, присущие ХОБЛ. На основе полученных результатов разработаны физические модели процессов генерации звуков дыхания при наличии в них артефактов, обусловленных морфологическими и физическими изменениями в легких, вызванными ХОБЛ.

Наведено результати дослідження звуків дихання хворих на хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ). Дослідження виконані в клінічних умовах у ДУ "Інститут медицини праці АМН України" за допомогою багатоканального фonoспирографічного комплексу "КОРА-03М1". Комп'ютерна обробка й подальший аналіз записів звуків дихання у більш ніж 500 пацієнтів дозволили якісно й кількісно об'єктивізувати основні характерні акустичні ознаки, властиві ХОЗЛ. На базі отриманих результатів розроблено фізичні моделі процесів генерації звуків дихання за наявності в них артефактів, обумовлених морфологічними й фізичними змінами в легенях, викликаними ХОЗЛ.

This paper deals with the results of studying of breath sounds of the patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD). The research has been conducted clinical conditions of the Institute for Occupational Health of AMS of Ukraine by means of multichannel phonospirographic complex "CoRA-03M1". The computer processing and subsequent analysis of breath sounds from more than 500 patients allowed the qualitative and quantitative objectifying of main characteristic acoustic symptoms of COPD. On the base of obtained results, the physical models have been developed for breath sounds generation process at presence of artifacts produced by the morphological and physical changes in the lungs due to COPD.

ВВЕДЕНИЕ

Еще Гиппократ по информации, получаемой органами осязания и слуха, впервые выявил и описал ряд аускультативных признаков в звуках жизнедеятельности человека [1]. Одна из важнейших задач, которую предстоит решить с помощью электронной аускультации, – объективизация аускультативных признаков, а также сопутствующие количественная и качественная оценки соответствия зарегистрированных звуков функциональному состоянию исследуемой системы организма. Отметим, что установление такого соответствия остается исключительной прерогативой врача. Современный диагност-исследователь использует электронные сенсоры, компьютерную цифровую технику для обработки и анализа сигналов, трехмерную визуализацию полезной информации. Это существенно повышает эффективность распознавания состояния организма человека, сокращает время установления и достоверность диагноза.

Поиск связи между субъективными вербальными моделями звуков дыхания и их объективными акустическими характеристиками на осно-

ве спектрального анализа начат еще в середине прошлого столетия [2, 3]. Это позволило классифицировать звуковые артефакты, обусловленные морфологическими и физическими изменениями в дыхательной системе человека при возникновении в ней патологических процессов. Затем были установлены диапазоны частот дополнительных звуков – хрипов, свистов, звуков крепитации [4–7]. Однако данные о длительности фаз дыхательного цикла, интенсивности звуков дыхания, их спектральном составе на вдохе и выдохе предоставляют значительно больший объем ценной информации, анализ которой может существенно улучшить выявление и объективизацию диагностических признаков, характерных для данного вида заболевания.

Цель данной статьи – изучение акустических характеристик звуков дыхания у больных хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ), выявление и объективизация соответствующих аускультативных диагностических признаков, а также разработка физических гипотез об особенностях генерации звуковых феноменов в бронхолегочной системе этих пациентов.

1. АНАЛИЗ ПРОБЛЕМЫ И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

ХОБЛ относится к часто встречающимся профессиональным болезням человека. Например, в Украине она, наряду с пневмокониозом, является одним из наиболее распространенных заболеваний дыхательной системы шахтеров. В настоящее время отмечается тенденция к увеличению заболеваемости ХОБЛ и по прогнозам Всемирной Организации Здравоохранения к 2030 году она станет третьей по значимости причиной смертности во всем мире [8].

Глобальная инициатива при хроническом обструктивном заболевании легких (GOLD)¹ определяет ХОБЛ как “заболевание, характеризующееся частично необратимым ограничением воздушного потока. Ограничение воздушного потока, как правило, имеет неуклонно прогрессирующий характер и вызвано аномальной воспалительной реакцией легочной ткани на раздражение различными патогенными частицами и газами” [9]. Способствующими его развитию факторами являются воздействие профессиональных раздражителей (пыль, химические поллютанты, пары кислот и щелочей), атмосферное и домашнее загрязнение воздуха, особенно курение.

ХОБЛ приводит к спазму бронхов, утолщению слизистой оболочки бронхов, усилению образования слизи, отеку паренхимы, разрастанию соединительной (рубцовой) ткани, появлению эмфиземы. Все это способствует возникновению обструкции – сужению просвета бронхов.

С точки зрения аэродинамики воздухопроводных путей появление на их внутренней поверхности шероховатости, стенозов, пленок слизи, перекрывающих проходное сечение бронхов и бронхиол обуславливают дополнительное сопротивление вдыхаемому и выдыхаемому воздуху. Тем самым ухудшаются вентиляция легких и насыщение крови кислородом. Вследствие этого включаются компенсаторные механизмы организма, стремящегося повысить поступление кислорода (учащается дыхание и сердцебиение). Однако ресурсы для такой компенсации быстро истощаются, что приводит к необратимым изменениям в легких и сердце.

К основным методам в диагностике ХОБЛ и объективной оценке тяжести заболевания, наряду с клиническими и цитологическими, относят исследования функции внешнего дыхания, осуществляемые с помощью спирометрии, перкуссии и аускультации. Обязательны при оценке состоя-

ния легких и уточнении диагноза ХОБЛ рентгенография и компьютерная томография высокого разрешения. Поиск новых, экологически безопасных и неинвазивных методов выявления данного заболевания на ранних стадиях развития заставил нас обратиться для этих целей к компьютерной электронной аускультации, приоритет развития которой в нашей стране принадлежит научной школе академика НАН Украины В. Т. Гринченко [10–12].

Исследования звуков дыхания больных ХОБЛ с помощью компьютерной электронной аускультации шахтеров угольных шахт были проведены в терапевтическом отделении ГУ “Институт медицины труда АМН Украины” в период с 2007 по 2009 гг. В основу применявшегося анализа положена объективизация содержащихся в звуках дыхания больных ХОБЛ аускультативных признаков посредством сопоставления их временных, спектральных и корреляционных характеристик с аналогичными характеристиками здоровых людей и пациентов контрольной группы.

2. МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ

Звуки дыхания больных ХОБЛ, группы здоровых людей и контрольной группы изучались по оригинальной методике, разработанной в [13]. Регистрация звуков дыхания проводилась в расположенном в наиболее тихой части клиники специальном помещении, окна и двери которого имели хорошую звукоизоляцию. Предварительно проводилась регистрация звуков на бедре пациентов, где присутствуют все составляющие помех: переизлучения звукового фона помещения поверхностью тела, структурные вибрации конструктивных элементов и др. В результате было показано, что суммарный уровень помех на 30 дБ ниже уровня полезного сигнала – звуков дыхания.

Компьютерная регистрация и последующая обработка звуковой информации, снимаемой с поверхности грудной клетки пациентов, проводилась с помощью четырехканального фоноспирографического комплекса “КоРА-03М1”, разработанного в Институте гидромеханики НАН Украины. Указанный комплекс сертифицирован в Укртестметростандарте Украины и разрешен Министерством здравоохранения Украины для применения в медицинских учреждениях страны [14, 15]. Он позволяет регистрировать звуки дыхания с помощью высокочувствительных датчиков колебательного ускорения (акселерометров) в диапазоне частот от 20 до 2000 Гц. Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) датчиков линейна, а чувстви-

¹Совместный проект Инстута сердца, легких и крови (США) и Всемирной организации здравоохранения.

тельность составляет $15 \text{ мВ} \cdot \text{с}^2/\text{м}$ при массе 12 г.

В комплекс “КоРА-03М1” входят следующие компоненты.

- Четыре высокочувствительных электроакустических преобразователя звука – акселерометры АД-16.
- Подвижная массивная технологическая стойка с горизонтальными раздвижными консолями, к которым через сигнальные кабели присоединены акселерометры. В стойке размещен механизм подъема и опускания консолей, что обеспечивает крепление акселерометров на грудной клетке у людей разного телосложения.
- Расположенный внутри стойки четырехканальный первичный усилитель, состоящий из электронного блока, который содержит малошумный усилитель сигналов с рабочим диапазоном частот ($2 \dots 3000$) Гц с коэффициентом усиления 70, четырехканальных электронных аналоговых фильтров Баттерворта со спадом АЧХ 24 дБ на октаву в диапазоне частот ниже 50 Гц и 36 дБ на октаву на частотах больше 1100 Гц.
- Пульт управления, позволяющий усиливать сигналы любого канала с шагом 10 дБ по уровню усиления.
- Персональный компьютер класса Pentium с тактовой частотой не менее 100 МГц, емкостью оперативной памяти – 16 Мб, винчестера – 1.3 Гб и звуковой картой.
- Восьмиканальный 12-ти разрядный аналого-цифровой преобразователь (АЦП), встроенный в процессорный блок компьютера.
- Монитор.
- Полихромный принтер типа HP 960.
- Две звуковые колонки.

Общий вид комплекса представлен на рис. 1.

Принцип функционирования фоноспирографического комплекса “КоРА-03М1” заключается в следующем. Звуки дыхания, генерируемые в бронхолегочной системе человека, регистрируются синхронно с помощью четырех акселерометров, прикрепленных в любых точках поверхности грудной клетки. Акселерометры преобразуют колебательное ускорение поверхности тела, вызываемое звуками дыхания, в переменное электриче-



Рис. 1. Общий вид комплекса:

- 1 – блок усиления, преобразования и обработки сигнала;
2 – стойка с пьезоакселерометрами АД-16

ское напряжение, которое усиливается, фильтруется, а затем оцифровывается на АЦП. Сигналы с АЦП подаются на процессор компьютера, где с помощью специального программного обеспечения проводится их цифровая обработка. Результаты обработки выводятся на дисплей в виде соответствующих визуальных образов характеристик звуков дыхания, которые могут быть распечатаны на полихромном принтере. Комплекс позволяет также многократно прослушивать зарегистрированные звуки жизнедеятельности пациентов. Комплекс отвечает требованиям, предъявляемым к электрической, экологической и гигиенической безопасности.

При проведении исследований использовались эффективные цифровые способы обработки звуков дыхания в спектральной форме (быстрое преобразование Фурье [17–20], при котором вычисляются спектры мощности, отображаемые в виде графических зависимостей уровней спектральных составляющих от частоты). Такой способ обработки позволяет определять уровень и частотный диапазон наиболее выраженных аускультативных признаков, содержащихся в звуках дыхания, однако имеет ряд ограничений. К их числу относится осреднение сигналов по времени и уровню, что нивелирует низкоуровневые аускультативные признаки. Поэтому для звуков дыхания более предпочтителен метод, дающий временную развертку “мгновенных спектров”. Под “мгновенным спектром” понимается спектр, осредненный за интервал δt , существенно меньший, чем интервал времени δT , характерный для изучаемого процесса. Для звуков дыхания в качестве интерва-

ла δT выбирают время одного дыхательного цикла (вдох – пауза – выдох – пауза). В этом случае характерное время осреднения δt не превышает (5...10) % времени дыхательного цикла. По сути, это обычная спектрограмма, которую в респираторной акустике принято называть фоноспирограммой (фоно – звук; спиро – дыхание; грамма – рисунок) [21, 22].

Градуировка цветовой гаммы фоноспирограмм соответствует кодировке цветовой шкалы уровней в дБ². Таким образом, фоноспирограмма является трехмерной спектрограммой звуков дыхания. Высокая чувствительность и линейность АЧХ сенсоров комплекса позволяют выявлять аускультативные признаки, которые не могут быть обнаружены при обычной аускультации.

Главное преимущество такого представления звуков дыхания состоит в том, что отображаемый на мониторе визуальный образ “мгновенных спектров” эквивалентен звуковому образу, воспринимаемому исследователем при аускультации звуков жизнедеятельности, когда мозг осуществляет анализ сигнала во временной и частотной областях одновременно. Таким образом, здесь действительно наиболее полно реализуется соответствие воспринимаемой диагностом субъективной информации с результатами объективной регистрации, получаемой посредством комплекса.

Синхронная регистрация звуков дыхания в четырех различных точках грудной клетки пациента дает возможность вычислять характеристики взаимного спектра – функцию когерентности и фазовый спектр. Если спектры в двух точках $G_{xx}(f)$ и $G_{yy}(f)$ отличны от нуля и не содержат дельта-функций, то функция когерентности имеет вид [23]:

$$\gamma_{xy}^2(f) = \frac{|G_{xy}(f)|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)},$$

где $|G_{xy}(f)|$ – модуль взаимного спектра. Функция когерентности подобна квадрату коэффициента корреляции ρ_{xy} и характеризует степень линейной зависимости между звуками дыхания, регистрируемыми двумя датчиками. Например, высококогерентный сигнал наиболее характерен для дополнительных звуков дыхания – свистов.

Все указанные методы обработки были успешно апробированы при исследовании звуков дыха-

ния у больных пневмокониозом [13]. Кроме того, комплекс позволяет с помощью синтезированной адаптивного алгоритма обработки сигналов, основанного на сопоставлении эталонного и реального спектров мощности звуков дыхания, автоматически классифицировать пациентов по критериям “норма”, “патология” и “рекомендовано дополнительное обследование”.

Опишем вкратце использованную процедуру регистрации звуков дыхания. Акселерометры крепились к поверхности грудной клетке в четырех точках слева и справа на уровне 2-го ребра по среднеключичной линии (точки 2Л и 2П), а также на уровне 7-х ребер под углом лопатки справа и слева (точки 7П и 7Л). Запись звуков дыхания проводилась синхронно со всех четырех сенсоров в течение 20 секунд.

Было обследовано 120 пациентов, из них 51 человек – шахтеры, больные ХОБЛ (II степени в фазе обострения или затихающего обострения), 35 практически здоровых лиц, 34 пациента контрольной группы, которую составили шахтеры без патологии органов дыхания. Диагнозы у пациентов были предварительно верифицированы с помощью стандартных клинических методов функциональной диагностики, включая рентгенографию, спирометрию, бодиплетизмографию, определение диффузионной способности альвеолокапиллярной мембраны и общеклинические исследования.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Компьютерная регистрация и обработка звуков дыхания пациентов всех трех обследованных групп выявила значимые различия в их акустических характеристиках. Вначале была проведена автоматическая классификация состояния каждого легкого пациента с использованием адаптивных алгоритмов. Она позволила разделить обследуемых с помощью трех критериев, указанных в предыдущем разделе. Установлено, что в группе здоровых и контрольной группе критерию “норма” соответствовали 67 из 69 человек, т.е. 97 %. У одного пациента из группы здоровых классификация выявила отклонения от критерия “норма” в правом легком и ему автоматически было рекомендовано провести дополнительное обследование. Кроме того, пациенту из контрольной группы указано на наличие “патологии” в левом легком, а для правого – “рекомендовано дополнительное обследование”. В группе больных ХОБЛ 49 человек (96 %) были идентифицированы как соответствующие критерию “патология”. Только у

²В комплексе “КоРА-03М1” для отображения спектральных уровней используется стандартная градация “цвета радуги”. Для того, чтобы более четко выявить тонкие детали фоноспирограмм, при подготовке статьи к публикации цветовая гамма была надлежащим образом скорректирована (прим. ред.).

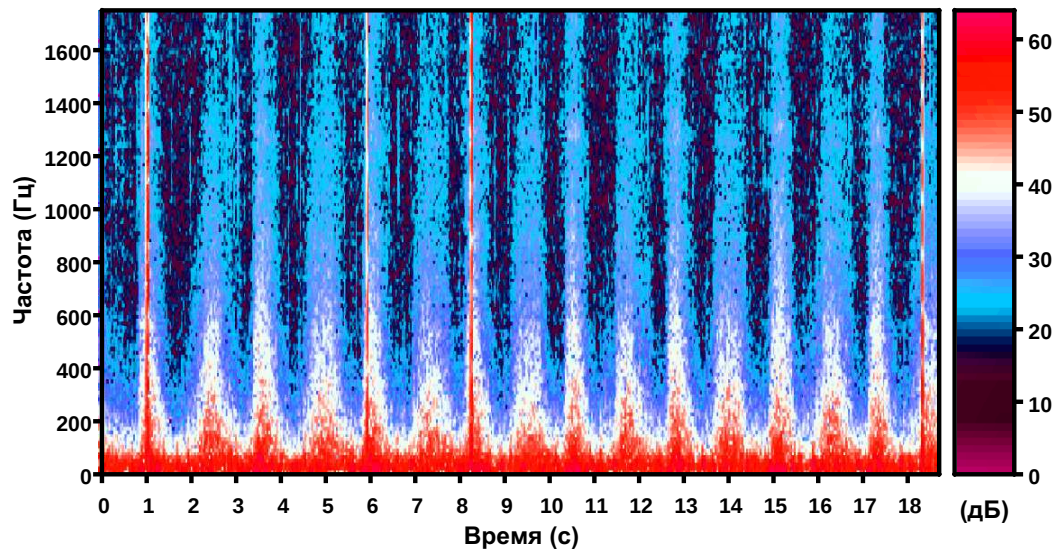


Рис. 2. Фоноспирограмма звуков дыхания больного ХОБЛ с учащенным дыханием (т. 2П)

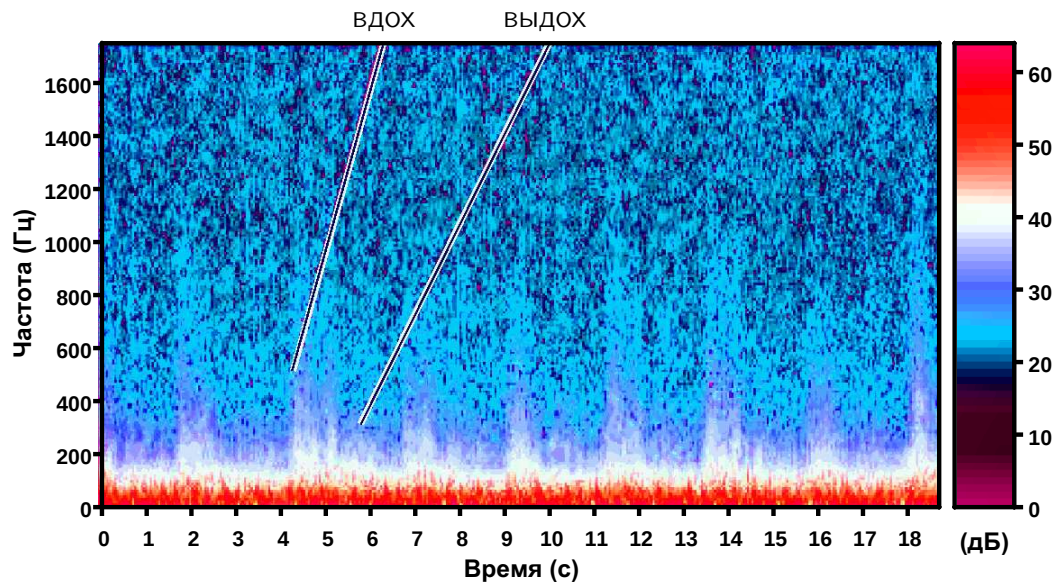


Рис. 3. Фоноспирограмма звуков дыхания здорового человека (т. 2П)

двух пациентов для каждого из легких было «рекомендовано дополнительное обследование». По нашему мнению, продемонстрированная эффективность выявления (оценки) состояния легких достаточно высока. Это указывает на целесообразность применения данного способа автоматической классификации при обследовании и диспансеризации (в первую очередь, у работников тех отраслей промышленности, где наиболее высок

риск бронхолегочных заболеваний).

Более подробное и обширное исследование характеристик дополнительных звуков дыхания у больных ХОБЛ было проведено с использованием спектрального, спектрально-временного и корреляционного анализа. В результате у 79 % пациентов больных ХОБЛ обнаружено учащенное дыхание. На рис. 2 представлена типичная фоноспирограмма звуков дыхания больного ХОБЛ. Она сви-

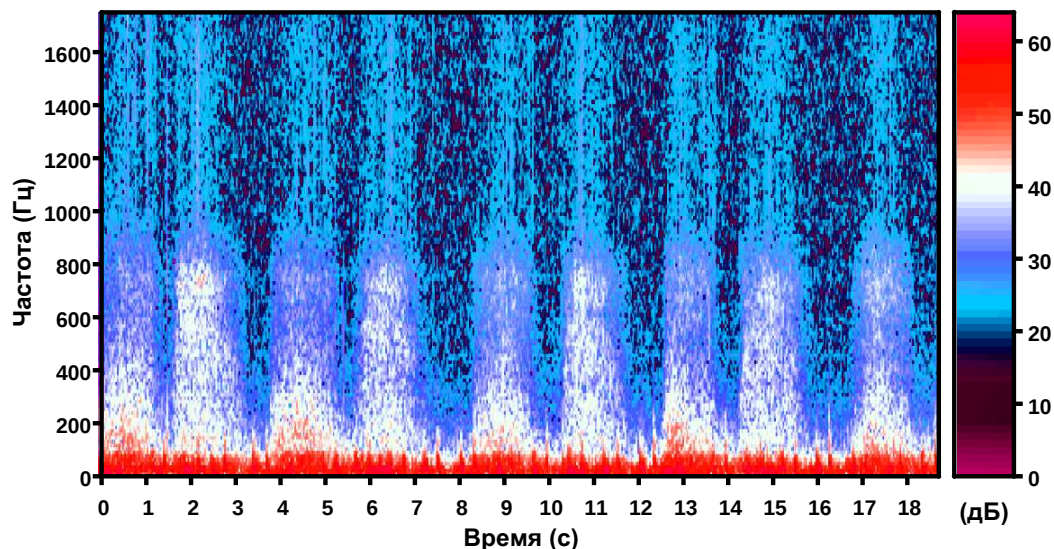


Рис. 4. Фоноспирограмма больного ХОБЛ с жестким дыханием и влажными хрипами (т. 7П)

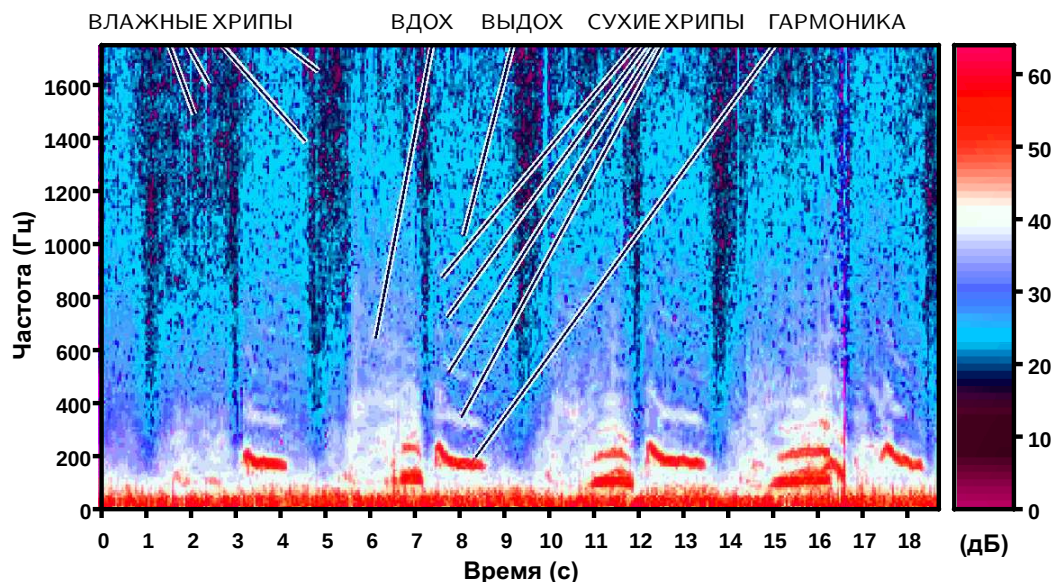


Рис. 5. Типичная фоноспирограмма больного ХОБЛ II степени в фазе обострения (т. 2П)

детельствует, что продолжительность дыхательного цикла составляет 2.25 с, в то время как у здоровых людей – примерно 4.52 ± 0.2 с (рис. 3). При этом паузы между вдохом на 40 ± 3 % короче, нежели у здоровых лиц, и на 35 % – по сравнению с пациентами контрольной группы.

С помощью спектрального анализа выявлено, что у больных ХОБЛ интенсивность звуков дыхания в (1.5...1.8) раза выше, чем у здоровых об-

следованных. В то же время, для пациентов контрольной группы эта величина была выше всего на 10 %. Кроме того, если у здоровых уровни дыхания в среднем не превышают 25 ± 2 дБ на вдохе и 19 ± 2 дБ на выдохе, то у 60 % больных ХОБЛ оба эти показателя оказались одинаковыми – 42 ± 3 дБ, что свидетельствует о наличии жесткого дыхания (рис. 4). При этом частотный диапазон звуков дыхания больных ХОБЛ расши-

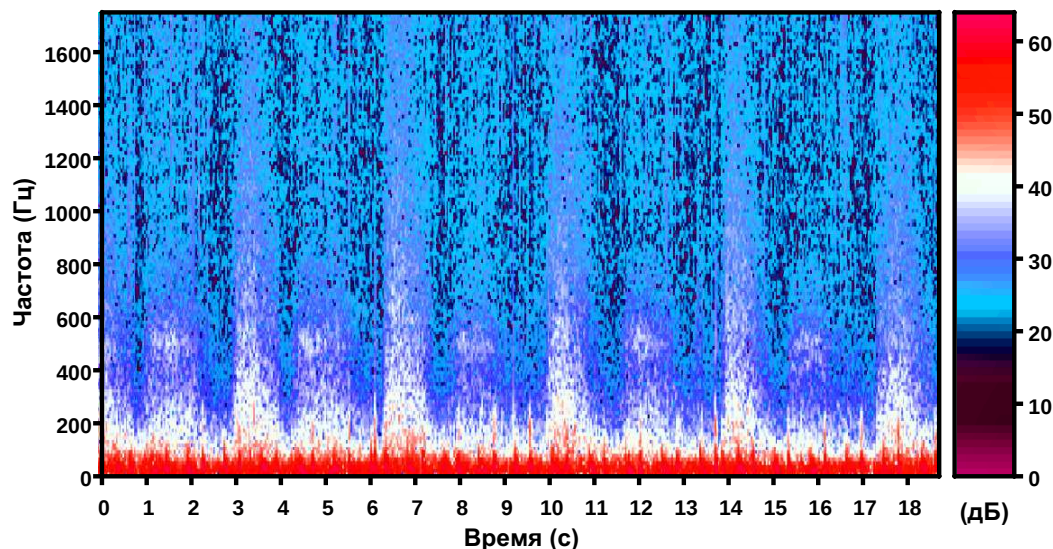


Рис. 6. Фоноспирограмма звуков дыхания ХОБЛ с хрипами в виде “облачков” и отдельными широкополосными влажными хрипами (т. 2Л)

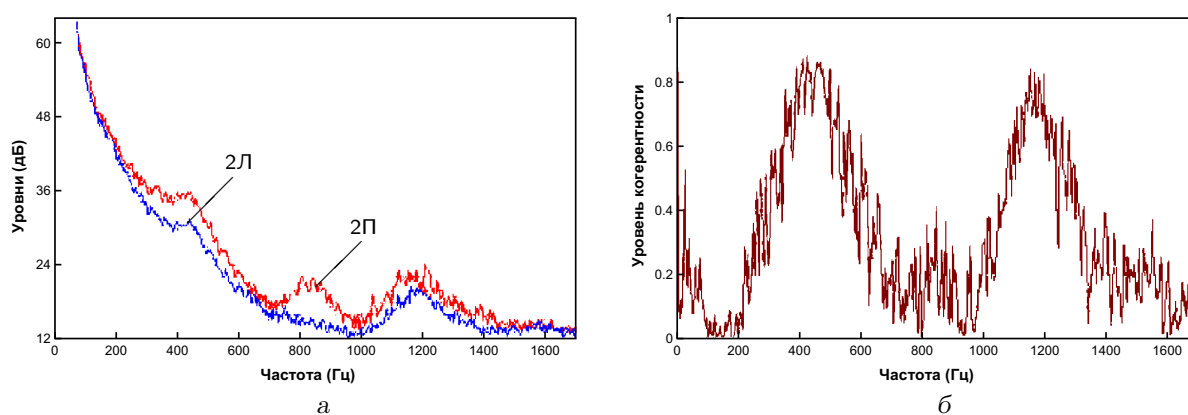


Рис. 7. Характеристики звуков дыхания больного ХОБЛ при двухточечной регистрации (т. 2Л и 2П): а – спектры мощности, б – функция когерентности двух сигналов

рен в сторону высоких частот – от 600 Гц, вплоть до 1800 Гц. Это указывает на то, что в бронхолегочной системе больных генерация звуков дыхания происходит, в основном, в терминальных бронхиолах 16-го порядка. Действительно, в силу морфологических изменений на внутренней поверхности бронхиол образуются рубцы, которые и приводят к возникновению жесткого дыхания. Эти выводы коррелируют с результатами клинических исследований.

Обнаружено, что спектральные уровни звуков дыхания у пациентов всех обследованных групп в верхних долях легких (точки 2Л и 2П) всегда

выше, чем уровни, регистрируемые в нижних долях (точки 7П и 7Л). Ослабленное дыхание у больных ХОБЛ проявляется как в снижении интенсивности звуков дыхания на вдохе и выдохе, так и в сужении соответствующего диапазона частот. Тем не менее, в ряде случаев выявлено, что у больных ХОБЛ с ослабленным дыханием наблюдается увеличение интенсивности респираторных звуков на низких частотах (до 200 Гц). Как мы полагаем, это явление обусловлено тем, что приводящие к увеличению интенсивности спектральных уровней источники звуков находятся в бронхах 6–8-го порядков или в бронхиолах 9–12-го порядков, что

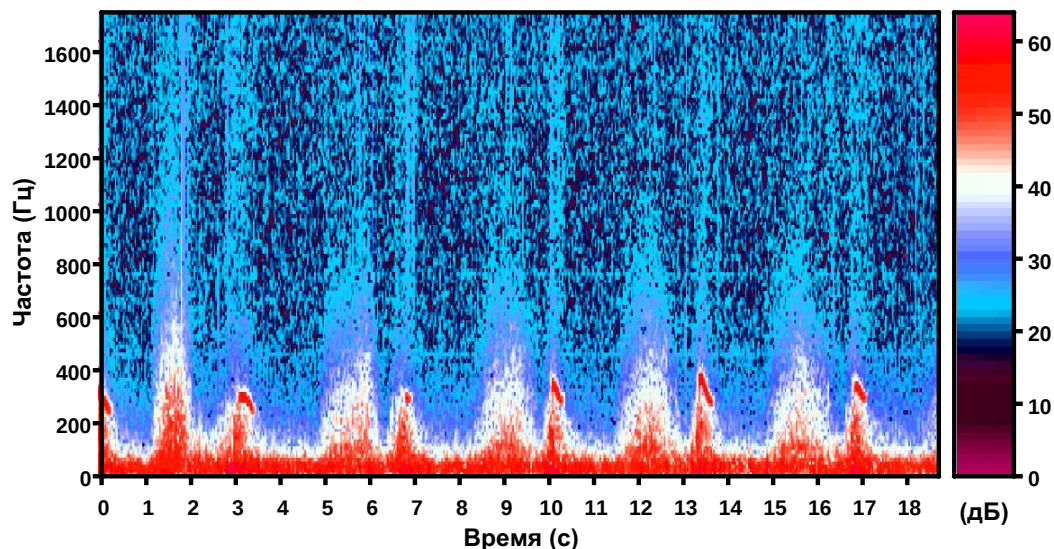


Рис. 8. Фоноспирограмма больного ХОБЛ с сухими и влажными хрипами, дыхание ослабленное

отображает степень обструктивных изменений.

Как уже отмечалось выше, группа больных ХОБЛ состояла из пациентов со II стадией заболевания в фазе обострения или затихающего обострения. Поэтому только у 82 % из них были выявлены моно- и полифонические звуки на вдохе и выдохе – сухие и влажные хрипы. Сухие хрипы (рис. 5) отображаются в виде узкополосных сигналов с дополнительными гармониками, которые визуализируются в виде “лесенки” и сосредоточены в диапазоне частот от 100 до 800 Гц. Их интенсивность достаточно высока.

Кроме того, у 18 % больных были обнаружены дополнительные звуки, которые визуализировались на фоноспирограммах в виде “облачков”. По нашему мнению, это – одна из разновидностей широкополосных сухих хрипов (рис. 6).

Влажные хрипы хорошо просматриваются на спектрах мощности в виде “горбов” (рис. 7, а) и особенно четко отображаются подъемами на функциях когерентности (рис. 7, б). Они представляют собой широкополосные импульсные сигналы, диапазон частот которых простирается от 10 до 1500 Гц и далее. На фоноспирограммах влажные хрипы отображаются в виде более или менее ярко выраженных вертикальных линий. Как правило, их уровни существенно ниже, чем у сухих хрипов, поэтому выявлять их на фоне шумов значительно сложнее (см., например, рис. 4–6, 8). Необходимо отметить, что у большинства больных ХОБЛ влажные хрипы соответствуют мелкопузырчатым хрипам – звукам низкой интенсивности, которые

практически не выявляются с помощью простой аускультации.

Кроме того, в звуках вдоха и выдоха у 12 % больных обнаружены кратковременные импульсные сигналы, при озвучивании напоминающие трески – звуки крепитации. В соответствии с Международной классификацией их разделяют на короткие (fine crackles) длительностью не более 20 мкс и длинные трески (coarse crackles) до 100 мкс. В звуках дыхания больных ХОБЛ были обнаружены как короткие, так и длинные трески.

Таким образом, исследование дополнительных звуков дыхания больных ХОБЛ с помощью нового неинвазивного экологически безопасного метода компьютерно-электронной аускультации позволило эффективно классифицировать состояние бронхолегочной системы больных, а главное, с высокой степенью надежности выявлять в них и объективизировать диагностические признаки, характерные для данного заболевания.

4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Для понимания особенностей физических процессов, вызывающих генерацию дополнительных звуков дыхания – аускультативных диагностических признаков в бронхолегочной системе больных ХОБЛ, – необходимо рассмотреть морфологические изменения, происходящие при течении данного заболевания. Как известно, при ХОБЛ обструкция воздухоносных путей респираторного тракта формируется на уровне мелких и мель-

чайших бронхиол. При этом аэродинамическое сопротивление бронхиол возрастает не менее, чем в два раза [29]. Основные признаки таких изменений проявляются в виде воспалительных процессов в бронхах 6–8 порядков и бронхиолах. Утолщение слизистой оболочки бронхов и усиленное выделение вязкой мокроты приводят к появлению стенозирующих участков в воздухопроводных путях. Под действием потока воздуха упругие фрагменты внутрибронхиального секрета колеблются и излучают интенсивные звуки на одной частоте или ансамбле частот.

В зависимости от скорости воздушного потока, размеров, формы фрагментов мокроты и степени стеноза, происходит генерация дополнительного звука в виде сухих или влажных хрипов. Результаты проведенных исследований указывают, что сухие хрипы формируются преимущественно в бронхах, а влажные – в бронхиолах. Этот вывод основан на результатах работы [28], в которой исследовалась трансформация участков спектров мощности при стенозах. При этом частоты, характерные для сухих хрипов, вычисляются по следующим зависимостям: I гармоника – $f_1 = 2U/D$; II гармоника – $f_2 = 2U/d$; III гармоника – $f_3 = 2U_c/(D-d)$, где U – скорость воздуха в бронхе; D – диаметр бронха; d – диаметр проходного участка стеноза; U_c – конвективная скорость воздушного потока, равная $(0.45 \dots 0.6)U$. Так как влажные хрипы представляют собой широкополосные импульсы с большим диапазоном частот от 10 до 2000 Гц, то, очевидно, они генерируются при обтекании фрагментов вязкого секрета в просвете мелких бронхов и бронхиол. В его процессе происходит вспенивание секрета с образованием воздушных пузырьков, которые затем лопаются, излучая звук в виде коротких импульсов.

Практически у всех пациентов из группы больных ХОБЛ был диагностирован пневмофиброз различной степени выраженности и локализации (преимущественно, перибронхиальный и периваскулярный). При выраженной степени фиброза нарушается архитектура паренхимы легкого и снижается ее эластичность. Деструкция паренхимы уменьшает эластичную тягу легких, аэродинамическое сопротивление воздушных потоков возрастает, вследствие чего скорость проходящих воздушных потоков падает. Воспалительные процессы в мелких бронхах и бронхиолах приводят к рубцеванию их внутренней поверхности. Воздух, на вдохе и выдохе, перемещаясь по более шероховатым внутренним поверхностям, турбулизируется, за счет чего интенсивность звуков дыхания возрастает на $(16 \dots 20)$ дБ. При этом верхняя гра-

ница частотного диапазона респираторных звуков поднимается с 600 до 1800 Гц и более. Именно так возникает жесткое дыхание, характерное для большинства больных ХОБЛ (см. рис. 4). Дополнительно у таких пациентов возрастает частота дыхания, соответственно сокращается время дыхательного цикла.

В работах [30, 31] показано, что шероховатость обтекаемой поверхности (в нашем случае это наличие рубцов в бронхах и бронхиолах) повышает величины $(\overline{P^2})^{1/2}/\tau_w = \eta_w$ и $\eta = C_f \eta_w$. Коэффициент η_w определяет долю касательного напряжения на стенке τ_w , трансформируемого в псевдозвуковую энергию пристенного слоя $(\overline{P^2})^{1/2}$. Коэффициент η указывает на эффективность превращения кинетической энергии воздушного потока в энергию псевдозвука. Шломер и Рецин [31] выявили, что наличие шероховатости приводит к существенному вырождению взаимных продольных и поперечных спектров, чувствительность которых к состоянию обтекаемой поверхности выше, чем у спектра мощности. К сожалению, получение взаимных спектров звуков дыхания, регистрируемых с поверхности тела человека, в настоящее время проблематично. Результаты исследований Грепилова и Лямшева [30] показали, что регулярная шероховатость в трубе приводит к значительному увеличению уровня пневдозвуковых пульсаций давления (до 30 дБ) в достаточно узкой полосе чисел Струхала $St = fk/U_k$ – от 10^{-1} до $2 \cdot 10^{-1}$. Здесь f – частота; k – характерный размер шероховатости; U_k – скорость обтекания выступов шероховатости. Отсюда следует, что частота максимальных пульсаций пневдозвука в воздухопроводных путях (бронхах и бронхиолах) должна определяться только соотношением скорости воздуха в них и высотой рубцов. Таким образом, возникают определенные предпосылки для локализации источников дополнительных звуков дыхания в бронхолегочной системе человека.

Наличие аускультативного признака, который проявляется на фоноспирограмме в виде “облачков”, на выдохе и вдохе (см. рис. 6), обусловлено тем, что в пораженных бронхиолах возникают протяженные участки внутренней поверхности с шероховатостью одинакового размера и высоты. Поэтому энергия подобных звуков как бы “размазана” в определенной частотной полосе, а их интенсивность примерно одна для всех лежащих в ней частот.

В ряде случаев замечено, что на высоких частотах (между 1200 и 1800 Гц) возникают явления, напоминающие резонансные колебания стенок бронхов и бронхиол. По нашему мнению, этот

эффект обусловлен повышением упругости стенок воздухоносных путей за счет их воспаления и сопутствующего насыщения тканей жидкостью. Кроме того, свой вклад вносит увеличения жесткости их соединительной ткани в результате развития фиброза.

Более подробное и обстоятельное изучение процессов генерации патологических дополнительных респираторных звуков требует проведения обширного математического и физического моделирования процессов дыхания [24–27], а также инструментальных клинических исследований с использованием новейших методов определения физических, механических и динамических параметров бронхолегочной системы человека [29].

ВЫВОДЫ

1. Разработанный и апробированный в клинических условиях новый неинвазивный экологически безопасный метод компьютерной электронной аускультации звуков дыхания с помощью фоноспирографического комплекса “КоРА-03М1” позволил осуществить количественную и качественную, объективизацию дополнительных звуков дыхания у больных ХОБЛ.
2. Установлено, что адаптивный алгоритм обработки звуков дыхания позволил с достоверностью не менее 96 % классифицировать состояние бронхолегочной системы обследованных пациентов по критериям “норма”, “патология” и “рекомендовано дополнительное обследование” с учетом анализа аускультативных диагностических признаков.
3. С помощью спектральных, спектрально-временных и корреляционных функций звуков дыхания у больных ХОБЛ выявлены и объективизированы параметры сухих, влажных хрипов, звуков крепитации. Выполнены качественная и количественная оценки их характеристик.

1. Большая Советская Энциклопедия: том 1.– М.: Сов. энцикл, 1969.– С. 483.
2. McKusick V. A., Jenkins J. T., Web G. N. The acoustic basis of the chest examination: Studies by means of sound spectrography // Amer. Rev. Tuberc.– 1955.– 72.– С. 12–34.
3. Зислин Д. М., Розенблат В. В., Лихачева Е. И. Объективное исследование дыхательных шумов с помощью частотного анализа // Терапевт. арх.– 1969.– 41, № 11.– С. 108–112.

4. Sovijarvi A. R., Malmberg L. P., Paajanen E., Piirila P., Kallio K., Katila T. Averaged and time gated spectral analysis of respiratory sounds. Repeatability of spectral parameters in healthy men and in patients with fibrosing alveolitis // Chest.– 1996.– 109.– P. 1283–1290.
5. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Изменение акустических характеристик шумов дыхания пневмонийных больных в процессе выздоровления // Акуст. вісн.– 1999.– 2, № 4.– С. 3–12.
6. Oud M., Maarsingh E. J. Spirometry and forced oscillometry assisted optimal frequency band determination for the computerized analysis of tracheal lung sounds in asthma // Physiol. Meas.– 2004.– 25.– P. 595–606.
7. Murphy R. L., Vyshedskiy A., Power-Charnitsky V. A., Bana D. S., Marinelli P. M., Wong-Tse A., Paciej R. Automated lung sound analysis in patients with pneumonia // Respir. Care.– 2004.– 49.– P. 1488–1489.
8. Новый ингибитор фосфодиэстеразы-4 в лечении хронической обструктивной болезни легких // Terapia – Укр. мед. вісн.– 2009.– № 10(40).– С. 49–52.
9. Global initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD) / Global strategy for the diagnosis, management and prevention of chronic obstructive pulmonary disease.– Updated 2008 [электронный ресурс]. Режим доступа к сайту: <http://www.golodcopd.com>.
10. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж.– 1994.– 40, № 1.– С. 50–56.
11. Гринченко В. Т., Макаренков А. П., Рудницкий А. Г. Использование активно пассивного метода аускультации для диагностики пылевых бронхитов // Акуст. ж.– 1996.– 42, № 6.– С. 773–776.
12. Майданник В. Г., Гринченко В. Т., Рудницкий О. Г., Глебова Л. П., Макаренков А. П. Нові підходи в автоматизації аускультативної діагностики легеневих захворювань // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 2000.– № 6.– С. 30–34.
13. Макаренкова А. А. Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмокониозом // Акуст. вісн.– 2008.– 10, № 1.– С. 46–54.
14. Комплекс фоноспирографический компьютерный “КоРА-03М1”.– Технические условия.– ТУ У33.1 05417354 001: 2006.
15. Свідомство про державну реєстрацію. “Комплекс фоноспирографічний комп’ютерний КоРА-03 М1”.– № 5528.– 2006 р.
16. Sovijarvi A. R., Kallio K., Paajanen E., Malmberg P., Helisto P., Lipponen P., et al. A new versatile PC based lung sound analyzer with automatic crackle analysis (HelSa) // Abstr. 21-st Int. Conf. on Lung Sounds.– ILSA, Chester, 1996.– P. 22.
17. Yoganathan A. P., Gupta R., Corcoran W. H. Fast Fourier transform in the analysis of biomedical data // Med. Biol. Eng.– 1976.– 14.– P. 239–245.

18. Вовк И. В., Калюжный А. Я. О потенциальной эффективности спектрально корреляционных методов классификации дыхательных шумов // Акуст. вѣстн.– 1999.– **2**, № 1.– С. 11–21.
19. Замотаев И. П., Магазаник Н. А., Водолазский Л. А., Голиков В. А., Щедрин О. И. Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // Клин. мед.– 1974.– **52**, № 5.– С. 97–101.
20. Mori M., Kinoshita K., Morinari H., Shiraishi T., Koike S., Murao S. Waveform and spectral analysis of crackles // Thorax.– 1980.– **35**.– P. 843–850.
21. Pasterkamp H., Garson C., Daien D., Oh Y. Digital respirosography. New images of lung sounds // Chest.– 1989.– **96**.– P. 1405–1412.
22. Грінченко В. Т., Глебова Л. П., Майданник В. Г., Макаренко А. П., Рудницький О. Г. Комп'ютерні методи обробки аускультативних даних // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 1998.– № 5.– С. 29–33.
23. Гринченко В. Т., Макаренко А. П., Рудницький А. Г. Статистические характеристики дыхательных шумов человека при двухканальной обработке // Техн. акуст.– 1995.– **IV**, вып. 3–4.– С. 13–14.
24. Hogg J., Chu F., Utokaparch S. et al. The nature of small airway obstruction in chronic obstructive pulmonary disease // N. Engl. J. Med.– 2004.– **350**, № 26.– P. 2645–2653.
25. Di Mango M., Lopes A., Jansen J., Melo P. Changes in respiratory mechanics with increasing degrees of airway obstruction in COPD. Detection by forced oscillation technique // Respir. Med.– 2006.– **100**.– P. 399–410.
26. Koombua K., Pidaparti R., Longest P. W., Ward K. Multidisciplinary analysis of fluid dynamic characteristics in human respiratory airway // Proc. 11th AIAA/ISSMO Multidiscip. Anal. Optim. Conf.– Portsmouth, VA, 2006.– P. 343–344.
27. Ionescu C., De Keyser R. Parametric models for characterizing respiratory input impedance // J. Med. Eng. Technol.– 2008.– **32**, № 4.– P. 315–324.
28. Borisjuk A. O. Experimental study of noise produced by steady flow through a simulated vascular stenosis // J. Sound Vib.– 2002.– **256**, № 3.– P. 475–498.
29. Ionescu C. M., Segers P., De Keyser R. Mechanical Properties of the respiratory system derived from morphologic insight // Biomed. Eng.– 2009.– **56**.– P. 949–960.
30. Грешилова Е. М., Лямшев Л. М. О спектре и корреляции пристеночных пульсаций давления при обтекании шероховатостей стенки // Акуст. ж.– 1969.– **15**, № 1.– С. 126–128.
31. Schloemer H. H., Recine E. C. Some effects of surface roughness on turbulent boundary-layer wall-pressure fluctuations in incompressible pipe flow // J. Acoust. Soc. Amer.– 1967.– **42**, № 5.– P. 1160.