

УДК 616-057/616.24-008.4:616-071:001.5

АКУСТИЧЕСКАЯ ОБЪЕКТИВИЗАЦИЯ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ БОЛЬНЫХ ХОБЛ

Басанец А. В.¹, Ермакова О. В.¹, Макаренков А. П.², Макаренкова А. А.²

¹ГУ «Інститут медицини труда НАН України», г. Київ

²Інститут гідромеханіки НАН України, г. Київ

В статье приведены результаты исследования звуков дыхания больных хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ) – одного из хронических профессиональных заболеваний бронхолегочной системы. Исследования выполнены в клинических условиях ГУ «Институт медицины труда АМН Украины» с помощью многоканального фоноспирографического комплекса «КоРА-03М1». Компьютерная обработка результатов звуков дыхания более 500 звуковых «портретов» пациентов и последующий анализ позволили качественно и количественно объективизировать основные характерные акустические признаки ХОБЛ. На основании полученных результатов разработаны физические модели процессов генерации звуков дыхания при наличии в них артефактов, обусловленных морфологическими и физическими изменениями в легких, вызванных ХОБЛ.

Ключевые слова: ХОБЛ, звуки дыхания, электронная аускультация, сенсоры, фоноспирографический комплекс

Введение

Одной из первостепенных задач профессиональной патологии является объективизация диагноза. Использование в последние годы современных диагностических методов, позволяющих получать точные данные о состоянии органов и систем организма, значительно расширяет возможности практических врачей в решении этой задачи. Одной из таких методик, использование которой в последние годы находит все более широкое применение в медицине, является респирсонография – электронная аускультация и регистрация звуков легкого.

Одной из важнейших задач, которую необходимо решать при электронной аускультации звуков жизнедеятельности человека, является объективизация аускультативных признаков, количественная и качественная оценка соответствия зарегистрированных звуков с функциональным состоянием систем организма. Отличие врача времен Гиппократа от современного состоит в том, что первый выявлял и объективизировал аускультативные признаки в звуках жизнедеятельности с помощью тактильной и аудиовизуальной информации, получаемой органами слуха, зрения, обоняния и осязания. Современный диагностисследователь использует различные электронные приемные сенсоры, компьютерную цифровую обработку анализа сигналов и визуализацию полезной информации, что существенно повышает эффективность объективизации состояния организма человека и сокращает время установления диагноза.

Поиск связи между субъективными вербальными моделями звуков дыхания и объективными аку-

стическими характеристиками на основе спектрального анализа был начат еще в середине прошлого столетия [6, 18]. С его помощью были классифицированы звуковые артефакты, обусловленные морфологическими и физическими изменениями в бронхиальном дереве человека при возникновении в нем патологических процессов. Затем, как отмечено в научных работах [20, 21, 24, 25], были установлены диапазоны частот дополнительных звуков – хрипов, крепитации и т. д. Однако, количественная оценка длительности фаз дыхательного цикла, интенсивность звуков дыхания, спектры мощности на вдохе и выдохе содержат ценную информацию для выявления и объективизации диагностических признаков, характерных для определенного заболевания бронхолегочной системы.

Цель исследования – изучение акустических характеристик звуков дыхания у больных ХОБЛ, выявление и объективизация аускультативных диагностических признаков, а также разработка физических гипотез генерации звуковых феноменов в бронхолегочной системе этих пациентов.

Хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ) относится к наиболее распространенным профессиональным болезням человека. В настоящее время отмечается тенденция к увеличению распространенности ХОБЛ. По прогнозам Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ) к 2030 году заболевание станет третьей по значимости причиной смертности во всем мире.

Глобальная инициатива по хронической обструктивной болезни легких (GOLD) – совместный проект

Института сердца, легких и крови (США) и ВОЗ [12] определяют ХОБЛ как «заболевание, характеризующееся частично необратимым ограничением воздушно-го потока. Ограничение воздушного потока, как правило, имеет неуклонно прогрессирующий характер и вызвано аномальной воспалительной реакцией легочной ткани на раздражение различными патогенными частицами и газами». Способствующим развитию данного заболевания фактором прежде всего является курение. Однако доказано, что в 15 % случаев заболевание возникает в результате воздействия профессиональных раздражителей (пыль, химические поллютанты, пары кислот и щелочей и др.). Заболевание диагностируется у рабочих, подвергающихся воздействию токсических, раздражающих веществ, пыли различного происхождения. Наиболее значительную долю ХОБЛ в структуре профессиональных заболеваний в Украине составляет патология, развивающаяся у шахтеров угольных шахт при воздействии высоких концентраций угольно-породной пыли в воздухе рабочей зоны.

Заболевание характеризуется кашлем, часто — с выделением мокроты, прогрессирующей одышкой при физической нагрузке, нарушением общего самочувствия, снижением качества жизни.

Основными патогенетическими звеньями в развитии ХОБЛ являются: спазм бронхов, отек слизистой оболочки, разрастание соединительной (рубцовой) ткани, усиление образования слизи, появление эмфиземы, утолщение слизистой оболочки бронхов, что способствует сужению их просвета.

С точки зрения аэродинамики воздухоносных путей появление на их слизистой оболочке шероховатости, пленок слизи, перекрывающих проходное сечение бронхов и бронхиол, а также стенозов обуславливает дополнительное сопротивление вдыхаемому и выдыхаемому воздуху, тем самым ухудшает вентиляцию легких и насыщение крови кислородом. Вследствие этого включаются компенсаторные механизмы организма, стремящиеся повысить поступление кислорода (учащается дыхание и сердцебиение). Однако эти механизмы быстро истощаются, что приводит к необратимым изменениям в легких и сердце. Для болезни характерно прогрессирующее течение и инвалидизация пациентов, часто — в трудоспособном возрасте. В связи с этим диагностика заболевания на его ранних стадиях развития, своевременно назначенная терапия имеют важное значение для профилактики развития осложнений ХОБЛ и продления активной жизни больного.

Основными методами в диагностике ХОБЛ и объективной оценке тяжести заболевания, наряду с клиническими и цитологическими, являются исследования функции внешнего дыхания с проведением спирометрии, а также пробы с β -агонистами короткого действия. Поиск новых экологически безопасных неинвазивных методов выявления признаков ХОБЛ на ранних стадиях их развития инициировал авторов использовать для этих целей компьютерную электронную аускультацию, приоритет которой принадлежит научным школам академика НАН Украины В. Т. Гринченко и академика НАН и АМН Украины Ю. И. Кундиева [1, 4, 7].

Материалы и методы исследования

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 исследований положена объективизация аускультативных признаков, содержащихся в звуках дыхания больных ХОБЛ, методом сопоставления (временных, спектральных и корреляционных характеристик этих звуков) с аналогичными характеристиками здоровых людей и пациентов контрольной группы.

Исследования звуков дыхания больных ХОБЛ, группы здоровых людей и контрольной группы проводились по методике, разработанной авторами [8]. Регистрация звуков дыхания проводилась в специальном помещении, расположенном в наиболее тихой части клиники, окна и двери которого имели хорошую звукоизоляцию. Предварительные измерения звукового фона помещения, выполненные



Рис. 1. Общий вид комплекса.

прецизіонним шумометром типу 2203 фірми «Брюль і К'єр» в октавних полосах от 31,5 до 8000 Гц, показали, що його рівні на 30 дБ нижче рівній корисного сигналу (звуків дихання).

Комп'ютерна реєстрація і послідовна обробка звукової інформації, сниманої з поверхні грудної клетки пацієнтів, проводилася з допомогою чотирехканального фоноспирографіческого комплекса «КоРА-03М1», розробленого в Інституті гідромеханіки НАН України. Комплекс сертифікований в УКРТЕСТМЕТРСТАНДАРТЕ України і разрешений МЗ України для застосування в медичних установах країни [9, 10].

Комплекс дозволяє реєструвати звуки дихання з допомогою високочувствительних сенсорів колебального ускорення (акселерометрів) в діапазоні частот 20–2000 Гц. Амплітудно-частотна характеристика сенсорів лінійна, а чувствительність становила $15 \text{ мВ} \cdot \text{с}^2 / \text{м}$ при масі 12 г. Общий вид комплекса представлений на рисунку 1.

Функціональний принцип, виконуваний фоноспирографіческим комплексом «КоРА-03М1», заключається в наступному. Звуки дихання, генерируемые в бронхолегочній системі людини, реєструються синхронно з допомогою чотирьох акселерометрів, прикріплених в будь-яких точках поверхні грудної клетки. Акселерометри преобразують колебальне ускорення поверхні тіла, викликане звуками дихання, в змінне електрическе напруження. Далі напруження підвищується, фільтрується, оцифровується на аналогово-цифровому преобразувачі (АЦП). Сигналы з АЦП подаются на процесор комп'ютера, і з допомогою спеціального програмного продукту виконується їх цифрова обробка. Результати обробки візуалізуються на дисплеї в вигляді відповідних характеристик звуків дихання, які можуть бути відпечатані на полихромному принтері в формі жестких копій. Комплекс дозволяє многократно прослуховувати зареєстровані звуки жизнедеяльності пацієнтів.

Комплекс відповідає вимогам по електрическій, екологіческій, гигієніческій безпекості. Програмний продукт комплекса містить чотири програмні пакети, управління якими здійснюється операційними системами Windows 98/NT/2000.

Як було установлено, при временній обробці сигналів найбільш ефективно об'єктивизуються і ідентифікуються високоінтенсивні аускультивні признаки: свисти – гармоніческі сигнали, хрипи – импульсні сигнали, крепітация,

трініння плеври. Подобний спосіб виділення диагностических признаків успішно реалізований в диагностических комплексах (STG, Helsa) [1, 8, 23]. Недостатком даного способа представлення звуків дихання є неможливість виділення аускультивних признаків низького рівня корисного сигналу, так як вони маскуються на загальному фоні звуків дихання. В зв'язку з цим при проведенні наявних досліджень використані інші методи обробки звуків дихання в спектральній формі (швидке преобразування Фурье) [2, 5, 19, 26], що забезпечують обчислення спектрів потужності та їх візуалізацію в вигляді графіческих залежностей рівня спектральних складників від частоти. Найбільш інформативним методом обробки звуків дихання оказался метод «мгновенных спектров», як функція часу. Під «мгновеним спектром» розуміється спектр, осереднений за інтервал δt , существенно менший, ніж інтервал часу ΔT , характерний для досліджуваного процесу. Для звуків дихання в ролі інтервалу ΔT вибирають часи одного дихателного циклу (вдох – пауза – видох – пауза). В цьому випадку характерне часів осереднення δt не перевищує 5,0–10,0 % часу дихателного циклу. По суті, це звичайна спектрограмма, яку в фізическій акустиці називають «фоноспирограммою» (фон – звук; спиро – дихання; грамма – рисунок) [3, 22].

Градуировка кольорової гамми фоноспирограмм відповідає кодировке кольорової шкали рівнів в дБ. Максимальному значенню спектральної потужності відповідає темно-червоний колір, а мінімальному (0 дБ) – темно-синій. Таким чином, фоноспирограмма являється тривимірною спектрограммою звуків дихання. На рисунку 2 зображені фоноспирограмми звуків дихання здорового людини. Фоноспирограмма здорового людини відображає стабільність «мгновенных спектров» в процесі дихання. Спектральні рівні звуків на вдоху та видоху практично близькі. Відмінність полягає в тому, що звуки на вдоху представлені в широкому діапазоні частот.

На рисунку 3 представлена фоноспирограмма звуків дихання хворого на ХОБЛ II стадії в фазі обострення. Тут добре видно, що у пацієнта жестке дихання (рівні та частотний діапазон звуків на вдоху та видоху одинакові) з присутністю сухих та вологих хрипів. Сухі хрипи візуалізуються в вигляді «лесенки» або похожих

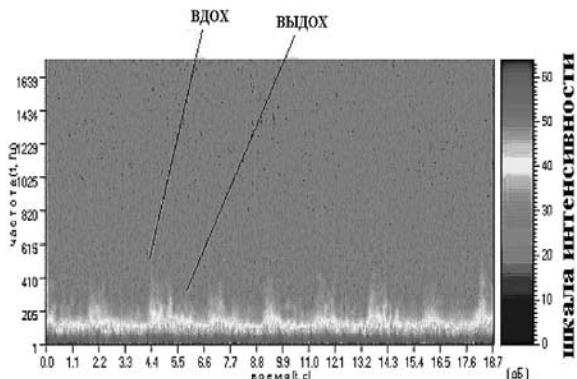


Рис. 2. Фоноспирограмма звуков дыхания здорового человека (т.2Пр).

на нее сигналов с интенсивностью большей, нежели у окружающих звуков. Влажные хрипы отображаются вертикальными линиями (импульсами), частотный диапазон и интенсивность которых может различаться в зависимости от состояния бронхолегочной системы. Звуки крепитации на фоноспирограмме отображаются в виде тонких (кратковременных) вертикальных линий, они отличаются от влажных хрипов временным интервалом меньше, чем 100 мкс, в то время как влажные хрипы имеют время проявления более 100 мкс.

Синхронная регистрация звуков дыхания в любых четырех точках грудной клетки пациента соответственно 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 [3]:

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

где $|G_{xy}(f)|$ — модуль взаимного спектра.

Функция когерентности подобна квадрату коэффициента корреляции ρ_{xy} . Она характеризует степень линейной зависимости между звуками дыхания, регистрируемыми двумя датчиками (когерентный сигнал), что характерно для дополнительных звуков дыхания — свистов.

При обследовании пациента акселерометры крепились к поверхности грудной клетки в четырех точках слева и справа на уровне 2 ребра по среднеключичной линии (далее точки 2Лв и 2Пр) и на уровне 7 ребер под углом лопатки справа и слева (точки 7Пр

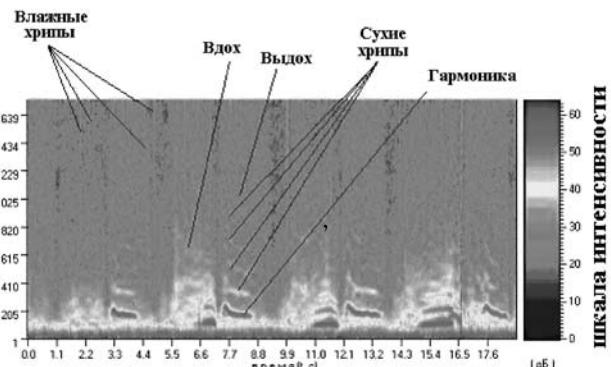


Рис. 3. Фоноспирограмма больного ХОЗЛ в 2 ст. в фазе обострения (т.2Пр).

и 7Лв). Запись звуков дыхания проводилась синхронно со всех 4 сенсоров в течение 20 секунд.

Было обследовано 120 пациентов, из них: 51 человек — шахтеры, больные ХОБЛ (II ст. 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 стандартными клиническими методами функциональной диагностики, включая рентгенографию, спирометрию, бодиплетизмографию, определение диффузационной способности альвеолокапиллярной мембранны, общеклинические исследования.

Результаты исследования и их обсуждение

Компьютерная регистрация и обработка звуков дыхания пациентов всех трех обследованных групп, выполненная с помощью фоноспирографического комплекса, выявила различия в их акустических характеристиках. Вначале была произведена автоматическая классификация состояния каждого легкого пациента с использованием адаптивных алгоритмов. Она позволила разделить пациентов, как было указано в предыдущем разделе, с помощью трех критериев. Было установлено, что в группе здоровых лиц и контрольной группе общей численностью 69 человек критерию «норма» соответствовали 67 человек, то есть 97 % пациентов указанных групп. У одного пациента из группы здоровых людей классификация выявила отклонения от критерия «норма» в правом легком и ему автоматически было рекомендовано провести дополнительное обследование. В то же время пациенту из контрольной

группы по показаниям комплекса указано на наличие «патологии» в левом легком, а для правого легкого — «рекомендовано дополнительное обследование». В группе больных ХОБЛ 49 пациентов (96 %) соответствовали критерию «патология». Только у двух пациентов для каждого из легких было «рекомендовано дополнительное обследование». По-нашему мнению, это достаточно высокая эффективность выявления (оценки) состояния легких, что указывает на целесообразность применения данного способа компьютерной аускультации при обследовании и диспансеризации, в первую очередь, работников отраслей промышленности с высоким риском бронхолегочных заболеваний.

Более подробные и обширные исследования характеристик дополнительных звуков дыхания у больных ХОБЛ было проведено с использованием спектрального, спектрально-временного и корреляционного анализа.

В результате проведенных исследований было установлено, что у 79 % пациентов больных ХОБЛ обнаружено учащенное дыхание. На рисунке 4 представлена типичная фоноспирограмма звуков

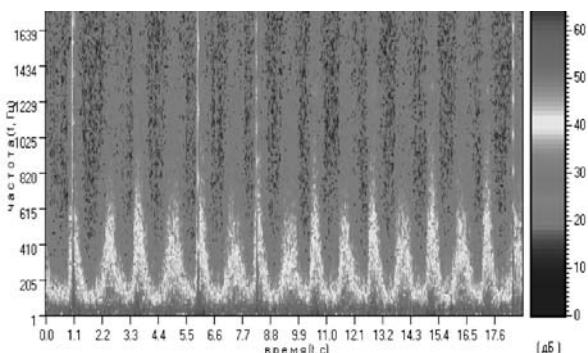


Рис. 4. Фоноспирограмма звуков дыхания больного ХОБЛ с учащенным дыханием (т.2Пр).

дыхания больного ХОБЛ, которая свидетельствует, что продолжительность дыхательного цикла составляет $2,25 \pm 0,2$ с, в то время как у здоровых людей она равна $4,52 \pm 0,2$ с. При этом паузы между вдохом на 40 ± 3 % меньше, нежели у здоровых лиц, и на 35 ± 2 % меньше, чем у пациентов контрольной группы.

В таблице 1 представлены межгрупповые различия в характеристиках звуках дыхания.

Как видно из таблицы 1, относительный уровень звуков дыхания достоверно отличается как у больных ХОБЛ, обследованных контрольной группы, так и у здоровых лиц ($p < 0,01$). Аналогичные данные получены и в отношении паузы между вдохом и выдохом: среднее значение у больных с ХОБЛ ($0,61 \pm 0,03$) было достоверно ниже, нежели у лиц контрольной группы ($0,92 \pm 0,03$) и у здоровых лиц (1,0). Достоверность отличия длительности дыхательного цикла между представленными группами составила $p \leq 0,05$.

С помощью спектрального анализа было выявлено, что у больных ХОБЛ интенсивность звуков дыхания от 1,5 до 1,8 раза выше, чем у здоровых обследованных, в то время как осредненная интенсивность у пациентов контрольной группы была выше на 10 %. Если у здоровых лиц интенсивность звуков дыхания не превышают 25 ± 2 дБ на вдохе и 19 ± 2 дБ на выдохе, то у 60 % больных ХОБЛ эти показатели одинаковы и составили 42 ± 3 дБ, что свидетельствует о наличии жесткого дыхания (рис. 5).

При этом частотный диапазон звуков дыхания больных ХОБЛ расширен в сторону высоких частот — от 800 Гц и выше, вплоть до 1800 Гц. Это указывает на то, что в бронхолегочной системе больных процесс генерации звуков дыхания происходит, в основном, в терминальных бронхиолах 16-го порядка, так как согласно морфологическим

Межгрупповые различия в характеристиках звуков дыхания

Группа обследуемых	Частотный диапазон звуков дыхания (Гц)	Относительный уровень звуков дыхания* (M±m), %	Относительная пауза между вдохом и выдохом** (M±m)	Длительность дыхательного цикла Т, (с)
ХОБЛ (n=51)	800–1800	165 ± 15	$0,61 \pm 0,03$	$2,28 \pm 0,20$
Контроль (n=34)	780 ± 18	110 ± 5	$0,92 \pm 0,03$	$4,50 \pm 0,35$
Здоровые (n=35)	750 ± 18	100	1,0	$4,52 \pm 0,40$
p		$p_{1-2} < 0,01$ $p_{1-3} < 0,01$	$p_{1-2} < 0,01$ $p_{1-3} < 0,01$	$p_{1-2} \leq 0,05$ $p_{1-3} \leq 0,05$

Примечание. * Относительный уровень звуков дыхания — это отношение уровня звуков дыхания больного ХОБЛ, или пациента из контрольной группы, к уровню звуков дыхания здорового человека (в общей полосе частот) · 100 %;

** относительная пауза — это отношение времени между вдохом и выдохом у больного ХОБЛ ко времени между вдохом и выдохом у здорового человека.

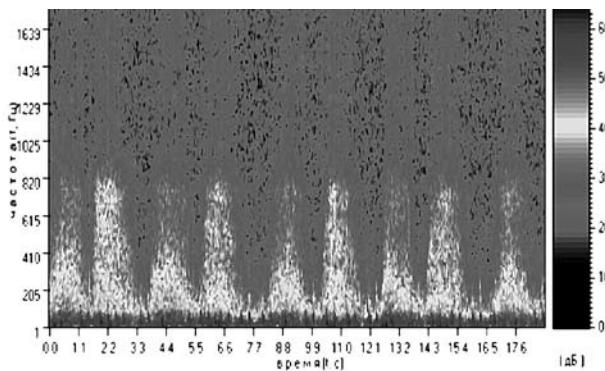


Рис. 5. Фоноспирограмма больного ХОБЛ с жестким дыханием и влажными хрипами (т.7Пр).

изменениям на внутренней поверхности бронхиол образуются рубцы, которые и приводят к возникновению жесткого дыхания.

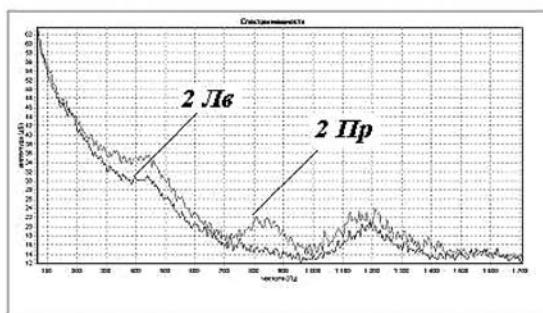
Эти результаты коррелируют с результатами клинических исследований.

Обнаружено, что спектральные уровни звуков дыхания у пациентов всех обследованных групп в верхних долях легких (т. 2Лв и т. 2Пр.) всегда выше, чем спектральные уровни, регистрируемые в нижних долях легких (т. 7Пр. и т. 7Лв). Ослабленное дыхание у больных ХОБЛ проявляется как снижением интенсивности звуков дыхания на вдохе и выдохе, так и сужением диапазона частот. Тем не менее, в ряде случаев было выявлено, что у больных ХОБЛ с ослабленным дыханием наблюдалось увеличение интенсивности звуков дыхания в диапазоне низких частот (до 200 Гц). Подобное явление, как мы полагаем, обусловлено тем, что источники звуков, приводящие к увеличению интенсивности спектральных уровней, находятся в бронхах 6–8 порядка или в бронхиолах 9–12 порядков и отображают степень обструктивных изменений.

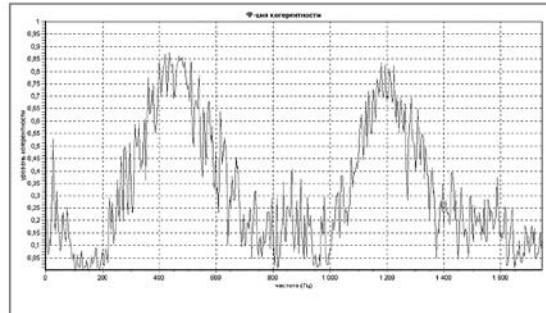
Как отмечалось выше, группа больных ХОБЛ состояла из пациентов с II стадией заболевания в фазе обострения или затихающего обострения. У 82 % из них были выявлены моно- и полифонические звуки на вдохе и выдохе, что является отображением наличия у пациентов сухих и влажных хрипов. Сухие хрипы, как видно из фоноспирограммы (рис. 3), отображаются в виде узкополосных гармонических сигналов с дополнительными кратными им субгармониками, визуализируются в виде «лесенки» и сосредоточены в диапазоне частот от 100 до 800 Гц. Интенсивность этих хрипов достаточно высокая. Сухие хрипы хорошо просматриваются на спектрах мощности в виде «пиков» (рис. 6 а) и особенно четко на функциях когерентности (рис. 6 б). Кроме того, у 18 % больных на фоноспирограммах были обнаружены дополнительные звуки, которые визуализировались в виде «облачков». По нашему мнению, это одна из разновидностей широкополосных сухих хрипов (рис. 7).

Влажные хрипы представлены как широкополосные импульсные сигналы, диапазон частот которых простирается от 10 до 1500 Гц и более. На фоноспирограммах влажные хрипы представлены в виде вертикальных линий. Как правило, их интенсивность существенно ниже, чем у сухих хрипов, поэтому выявлять их значительно сложнее (рис. 8). Необходимо отметить, что у большинства больных влажные хрипы более всего соответствуют мелкозубчатым низкоинтенсивным звукам, которые практически не выявляются с помощью простой аусcultации.

Кроме того, в звуках вдоха и выдоха у 12 % больных обнаружены кратковременные импульсные сигналы, которые при озвучивании напоминают трески – это звуки крепитации. В соответствии с международной классификацией их разделяют на короткие трески



a



б

Рис. 6. а – Спектры мощности звуков дыхания (т.2 Пр. и т.2Лв),
б – Функция когерентности больного ХОБЛ (т.2Пр и т.2Лв).

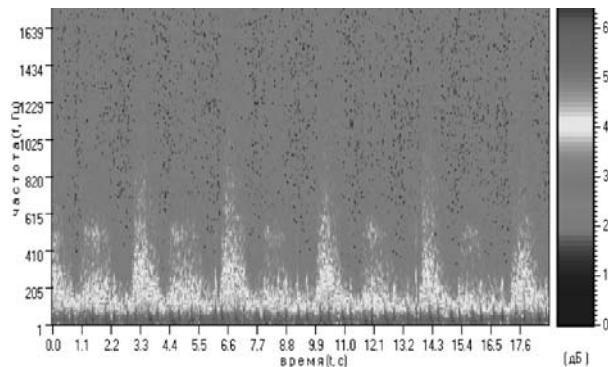


Рис. 7. Фоноспирограмма звуков дыхания ХОБЛ с хрипами в виде «облачков» и отдельными широкополосными влажными хрипами (т. 2Лв).

(fine crackles) по времени не более 20 мкс и длинные трески (coarse crackles) до 100 мкс.

В заключение отметим, что исследования дополнительных звуков дыхания больных ХОБЛ с помощью нового неинвазивного экологически безопасного метода компьютерно-электронной аускультации позволили эффективно классифицировать состояние бронхолегочной системы больных, а главное, подробно и обстоятельно выявлять и объективизировать в дополнительных звуках дыхания диагностические признаки заболевания.

Для понимания природы генерации дополнительных звуков дыхания – аускультативных диагностических признаков в бронхолегочной системе больных ХОБЛ, необходимо кратко указать морфологические изменения, происходящие при течении данного заболевания. Как известно, при ХОБЛ обструкция воздухоносных путей легких формируется на уровне мелких и мельчайших бронхиол, при этом их аэродинамическое сопротивление возрастает не менее, чем в 2 раза [15]. Основные признаки таких измене-

ний проявляются в виде воспалительных процессов в бронхах 6–8-го порядка и бронхиолах. Утолщение слизистой оболочки бронхов, усиленное выделение вязкой мокроты приводят к появлению стенозирующих участков в воздуховодных путях. Под действием потока воздуха упругие фрагменты внутрибронхиального секрета колеблются и излучают интенсивные дополнительные звуки на одной частоте (гармоники) или на ансамбле частот (субгармоники). 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, в то время как влажные – в бронхиолах. Подобное суждение базируется на результатах работы [11], где частоты сухих хрипов предлагается вычислять по следующим зависимостям: I гармоника – $f_1 = 2U/D$; II гармоника – $f_2 = 2U/d$; III гармоника – $f_3 = 2U_c/(D-d)$, где f – частота сухих хрипов (Гц), U – скорость воздуха в бронхе (м/с), D – диаметр бронха (м), d – диаметр проходного участка стеноза (м); U_c – конвективная скорость воздушного потока равная 0,45–0,6 U . Так как влажные хрипы представляют собой широкополосные импульсы с большим диапазоном частот от 10 до 2000 Гц, то источником их появления является процесс обтекания фрагментов вязкого секрета в просвете мелких бронхов и бронхиол.

Практически у всех пациентов из группы больных ХОБЛ был диагностирован пневмофиброз различной степени выраженности и локализации, преимущественно перибронхиальный и периваскулярный, что привело к нарушению архитектоники паренхимы легкого и снижению ее эластичности. Деструкция паренхимы уменьшает эластичную тягу легких, при этом аэродинамическое сопротивление воздушных потоков возрастает, скорость прохождения воздушных потоков падает. Воспалительные процессы в мелких бронхах и бронхиолах приводят к рубцеванию их внутренней поверхности. Воздух, перемещаясь по более шероховатым внутренним поверхностям, турбулизируется, и за счет этого интенсивность звуков дыхания возрастает, при этом их частотный диапазон расширяется. Таким образом, реализуется жесткое дыхание, что характерно для большинства больных ХОБЛ (рис. 5).

В качестве адаптационного механизма у больных ХОБЛ возрастает частота дыхания, соответственно сокращается время дыхательного цикла.

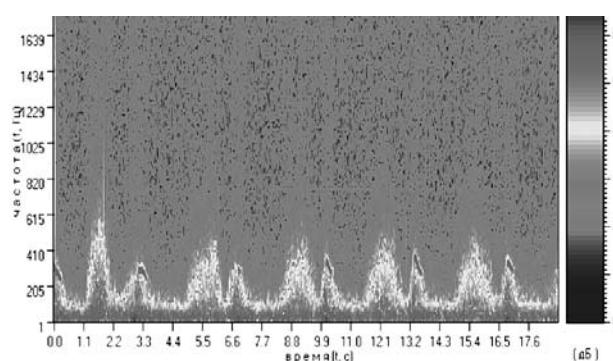


Рис. 8. Фоноспирограмма больного ХОБЛ с сухими и влажными хрипами.

В ряде случаев было замечено, что на высоких частотах (1500–1800 Гц) происходят звуковые явления, напоминающие резонанс колебания стенок бронхов и бронхиол. Этот эффект связан с повышением упругости стенок воздухоносных путей в результате развития фиброза.

Более подробное и обстоятельное изучение процессов генерации дополнительных звуков дыхания – аускультативных диагностических признаков, требует проведения обширного математического и физического моделирования процессов дыхания [13, 14, 16, 17], а также инструментальных клинических исследований с использованием новейших методов определения кинематических параметров [15] бронхолегочной системы человека.

Выводы

Результаты исследований звуков дыхания больных ХОБЛ позволяют сделать следующие выводы:

1. Разработанный и апробированный авторами в клинических условиях неинвазивный экологически безопасный новый метод компьютерной

Литература

1. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека / [Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П.] // Акустический журнал.– 1994.– 40, № 1.– С. 50–56.
2. Вовк И. В. О потенциальной эффективности спектрально-корреляционных методов классификации дыхательных шумов / Вовк И. В., Калюжный А. Я. // Акустичний вісник.– 1999.– № 1.– С. 11–21.
3. Комп'ютерні методи обробки аускультативних даних / Гринченко В. Т., Глебова Л. П., Майданник В. Г. [та ін.] // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 1998.– № 5.– С. 29–33.
4. Гринченко В. Т. Статистические характеристики дыхательных шумов человека при двухканальной обработке / Гринченко В. Т., Макаренков А. П., Рудницкий А. Г. // Техническая акустика.– Санкт-Петербург.– 1995.– Т. IV, вып. 3 – 4.– С. 13–14.
5. Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков / Замотаев И. П., Магазаник Н. А., Водолазский Л. А. [и др.] // Клин. мед.– 1974.– 52, № 5.– С. 97–101.
6. Зислин Д. М. Объективное исследование дыхательных шумов с помощью частотного анализа / Зислин Д. М., Розенблат В. В., Лихачева Е. И. // Терапевт. архив.– 1969.– 41, № 11.– С. 108–112.
7. Нові підходи в автоматизації аускультативної диагностики легеневих захворювань / Майданник В. Г., Гринченко В. Т., Рудницкий О. Г. [та ін.] // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 2000.– № 6.– С. 30–34.
8. Электронной аускультации звуков дыхания с помощью фоноспирографического комплекса «КоРА-03М1» может быть рекомендован, как один из методов выявления и объективизации дополнительных звуков дыхания при обследовании и диспансеризации больных с бронхолегочными заболеваниями.
9. Установлено, что реализованный в фоноспирографическом комплексе «КоРА-03М1» адаптивный алгоритм обработки звуков дыхания позволяет 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.
10. С помощью временных, спектральных, спектрально-временных и корреляционных функций звуков дыхания выявлены и объективированы параметры сухих, влажных хрипов, крепитации. Выполнена качественная и количественная оценка их характеристик.
11. Makarenko A. A. Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмокониозом / Макаренкова А. А. // Акустичний вісник.– 2008.– Т. 10, № 1.– С.46–54.
12. Свідоцтво про державну реєстрацію «Комплекс фоноспірографічний комп’ютерний КоРА-03 М1» (№ 5528/2006 р.)
13. Технические условия. Комплекс фоноспирографический компьютерный «КоРА-03М1». ТУ УЗ3.1 05417354 001: 2006.
14. Borisyuk A. O. Experimental study of noise produced by steady flow through a simulated vascular stenosis / Borisyuk A. O. // Journal of Sound and Vibration.– 2002.– 256 (3).– P. 475–498.
15. Global initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD)/ Global strategy for the diagnosis, management and prevention of chronic obstructive pulmonary disease. Updated 2008. Available from <http://www.golocpd.com/>
16. The nature of small airway obstruction in chronic obstructive pulmonary disease / Hogg J., Chu F., Utokaparch S. [et al.] // N. Engl. J. Med.– 2004.– V. 350, № 26.– P. 2645–2653.
17. Ionescu C. Parametric models for characterizing respiratory input impedance / Ionescu C., Keyser R. // Taylor Francis J. Med. Eng. Technol.– 2008.– V. 32, № 4.– P. 315–324.
18. Ionescu C. M. Mechanical Properties of the respiratory system derived from morphologic insight / Ionescu C. M., Segers P. and Keyser R. // Biomedical engineering.– 2009.– V. 56, № 4.– P. 949–960.

16. Multidisciplinary analysis of fluid dynamic characteristics in human respiratory airway in Proc. 11th AIAA/ISSMO / [Koombua K., Pidaparti R., Longest P. W., Ward K.] // Multidiscip.Anal.Optim.- Conf.- 2006.- P. 343–344.
17. Changes in respiratory mechanics with increasing degrees of airway obstruction in COPD: Detection by forced oscillation technique / [Mango M. Di, Lopes A, Jansen J., Melo P.] // Respir.Med.- 2006.- V. 100.- P. 399–410.
18. McKusick V. A. The acoustic basis of the chest examination: studies by means of sound spectrography / McKusick V. A., Jenkins J. T., Web G. N. // Amer. Rev. Tuberc. -1955.- V. 72.- P. 12–34.
19. Waveform and spectral analysis of crackles / Mori M., Kinoshita K., Morinari H. [et al.] // Thorax.- 1980.- 35.- P. 843–850.
20. Automated lung sound analysis in patients with pneumonia / Murphy R. L., Vyshedskiy A., Power-Charnitsky V. A. [et al.] // Respir. Care.- 2004.- 49 (12).- P. 1488–1489.
21. Oud M. Spirometry and forced oscillometry assisted optimal frequency band determination for the computerized analysis of tracheal lung sounds in asthma / Oud M., Maarsching E. J. // Physiol Meas.- 2004.- № 3.- P. 595–606.
22. Digital respirosonography. New images of lung sounds / [Pasterkamp H., Garson C., Daien D., Oh Y.] // Chest.- 1989.- 96 (6).- P. 1405–1412.
23. A new versatile PCbased lung sound analyzer with automatic crackle analysis (HelSa) / Sovijarvi A. R., Kallio K., Paajanen E. [et al.] // Abstr. of the 21st Int. Conf. of lung sounds. International Lung Sounds Association.- Chester.- 1996.- P. 22.
24. Averaged and timegated spectral analysis of respiratory sounds. Repeatability of spectral parameters in healthy men and in patients with fibrosing alveolitis / Sovijarvi A. R., Malmberg L. P., Paajanen E. [et al.] // Chest.- 1996.- 109.- P. 1283 –1290.
25. Dynamics of changes in acoustical characteristics of respiratory tract of pneumonic patients in process of treatment / Vovk I. V., Grinchenko V. T., Dahnov S. L. [et al.] // Proc. 24th Int. Lung Sounds Conf.- Institute of Physiology. Marburg, Germany, 68 Oct., 1999.- P. 71.
26. Yoganathan A. P. Fast Fourier transform in the analysis of biomedical data / Yoganathan A. P., Gupta R., Corcoran W. H. // Med. Biol. Eng.- 1976.- 14.- P. 239–245.

Басанець А. В.¹, Єрмакова О. В.¹, Макаренков А. П.², Макаренкова А. А.²

АКУСТИЧНА ОБ'ЄКТИВІЗАЦІЯ ЗВУКІВ ДИХАННЯ ХВОРИХ НА ХОЗЛ

¹ДУ «Інститут медицини праці АМН України», м. Київ

²Інститут гідромеханіки НАН України, м. Київ

У статті приведені результати дослідження звуків дихання хворих хронічним обструктивним захворюванням легенів (ХОЗЛ) – одного із хронічних професійних захворювань бронхолегенової системи. Дослідження виконані в клінічних умовах ДУ «Інститут медицини праці АМН України» за допомогою багатоканального фоноспірографічного комплексу «КОРА-03М1». Комп’ютерна обробка результатів звуків дихання більше 500 звукових «портретів» пацієнтів і подальшого аналізу дозволили якісно і кількісно об’єктивізувати основні характерні акустичні ознаки властиві ХОЗЛ. На основі отриманих результатів розроблені фізичні моделі процесів генерації звуків дихання за наявності в них артефактів, обумовлених морфологічними й фізичними змінами в легенях, викликаних ХОЗЛ.

Ключові слова: ХОЗЛ, звуки дихання, електронна аускультація, сенсори, фоноспірографічний комплекс

Basanets A. V.¹, Yermakova O. V.¹, Makarenkov A. P.², Makarenkova A. A.²

OBJECTIVE ASSESSMENT OF BREATH SOUNDS IN PATIENTS WITH COPD

¹SI «Institute for Occupational Health of NAMS of Ukraine», Kiev

²Institute of Hydromechanics of NAS of Ukraine, Kiev

The paper describes the results of studies of breath sounds in patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD), which is the most widespread chronic occupational disease of lungs. The studies were performed in the Clinic of the Institute for Occupational Health of AMS of Ukraine, using a multi-channel phonospirographic unit «KoPA-03M1». The computer processing of breath sounds of more than 500 sound «portraits» of patients, along with the subsequent analysis, allowed to objectively estimate qualitative and quantitative main characteristics of acoustic symptoms of COPD. Physical models of breath sounds generation with the presence of artifacts, provided by morphological and physical changes in lungs, caused by COPD, have been developed.

Key words: COPD, breath sounds, electronic auscultation, touch-controls, phonospirographic unit

Надійшла: 06.04.10

Контактна особа: Єрмакова Ольга Володимирівна, зав. терапевтичним відділенням клініки професійних захворювань, ДУ «Інститут медицини праці АМН України, вул. Саксаганського, 75, м. Київ, 01033.
Тел.: (44) 289-74-50. E-mail: metca@rambler.ru