

УДК 534.7

АКУСТИКА ДЫХАНИЯ И СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ**И. В. ВОВК, В. Т. ГРИНЧЕНКО, А. П. МАКАРЕНКОВ***Институт гидромеханики НАН Украины, Киев**Получено 11.01.2011*

Статья посвящена обзору фундаментальных и прикладных исследований звуков дыхания и сердечной деятельности человека, выполненных в Институте гидромеханики НАН Украины. Полученные результаты стали основой для создания эффективных электронных и компьютерных средств многоканальной аускультации, а также методик их применения, успешно используемых в ведущих медицинских центрах Украины.

Статтю присвячено огляду фундаментальних і прикладних досліджень звуків дихання й серцевої діяльності людини, які виконані в Інституті гідромеханіки НАН України. Одержані результати стали основою для створення ефективних електронних і комп'ютерних засобів багатоканальної аускультатії, а також методик їхнього застосування, успішно використовуваних у провідних медичних центрах України.

The paper presents a review of the fundamental and applied researches of respiratory and cardiac sounds carried out in the Institute of Hydromechanics of NAS of Ukraine. The obtained results have become the basis for creating the efficient electronic and computer means for multichannel auscultation, as well as techniques of their application used in leading medical centers of Ukraine.

ВВЕДЕНИЕ. ФЕНОМЕН ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ И ЗВУКОВ СЕРДЦА

Человеческий организм в процессе своей жизнедеятельности непрерывно генерирует различные звуки, в том числе и звуки, возникающие при дыхании и работе сердца. Люди с древнейших времен интересовались причинами этих явлений и пытались с их помощью судить о состоянии респираторной системы и сердца. Так, достоверно известно, что врачи Древней Греции, и среди них “отец медицины” Гиппократ (460–377 гг. до н. э.), прибегали к прослушиванию (аускультации) звуков дыхания [1, 2]. Гиппократ даже описал ряд акустических феноменов, возникающих при заболеваниях респираторного тракта. Например, ему были хорошо известны влажные хрипы (в современной терминологии), которые он отождествлял со звуками, возникающими при кипении уксуса. Также есть сведения о том, что прослушивание звуков, издаваемых сердцем, практиковалось греческим врачом Ареетем во втором веке до н. э. [3]. Прибегали к аускультации внутренних органов человека и врачи древнего Китая, чему есть немало неоспоримых свидетельств [2]. Удивительно, что затем на протяжении многих столетий прослушивание звуков дыхания и сердца как диагностическая методика было фактически забыто. Честь повторного открытия диагностической значимости звуков, возникающих в теле человека, но уже как научно обоснованного физического метода исследования организма человека, принадлежит выдающемуся французскому клиницисту Рене Лаэннеку (1781–1826), который в 1819 г. опубликовал

классический трактат “Руководство по опосредованному выслушиванию и заболеваниям легких и сердца” [4]. Ему же мы обязаны и изобретением стетоскопа – первого физического прибора для выслушивания звуков жизнедеятельности организма, представляющего собой деревянную трубку с раструбами на ее концах. В своем трактате Лаэннек сформулировал некоторые вербальные модели дыхательных звуков, предложил их классификацию и дал качественное описание некоторых причин их возникновения. В дальнейшем многие поколения ученых медиков продолжали и углубляли исследования, начатые Лаэннеком. Каковы же основные результаты, достигнутые в этой области за прошедшие без малого двести лет?

Прежде всего, усовершенствован стетоскоп Лаэннека, в результате чего появился стетофонендоскоп¹. Сформулированы вербальные модели для практически всех типов звуков дыхания и сердечной деятельности, носящие качественный описательный характер. В их основе лежит принцип схожести с тем или иным звуком, встречающимся в повседневной жизни. Например, при некоторых патологиях респираторной системы возникают звуки, которые в медицине принято называть влажными хрипами [5]. Они могут быть крупно-, средне- или мелкопузырчатыми и ассоциируются со звуками лопающихся пузырьков различных калибров. Сухие же хрипы могут быть гудящими, жужжащими, свистящими – явная ассоциация со звуками, издаваемыми различными насекомыми в

¹Стетофонендоскоп, в отличие от стетоскопа, является бинауральным прибором с гибким звукопроводом.

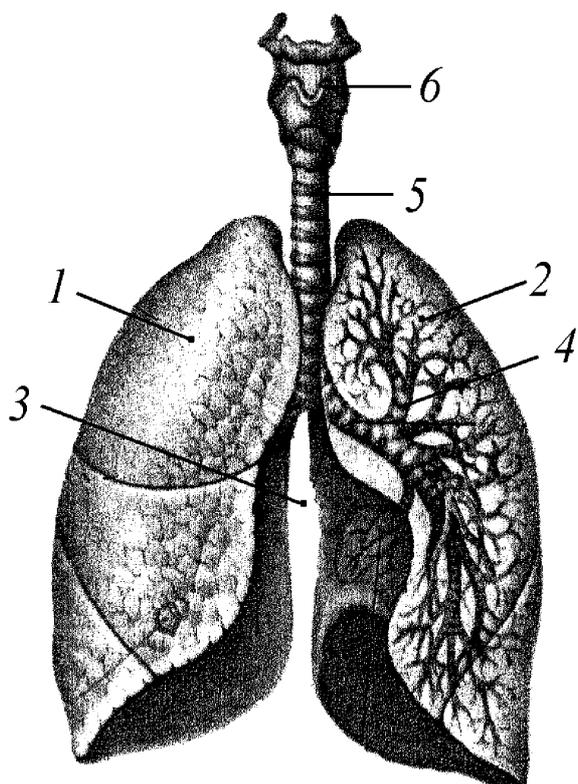


Рис. 1. Респираторная система без верхних дыхательных путей:

- 1 – правое легкое; 2 – левое легкое (вертикальный разрез);
3 – средостение; 4 – бронхиальное дерево;
5 – трахея; 6 – гортань

полете. Аналогичный принцип схожести со знакомыми акустическими феноменами используется при характеристике большинства звуков сердечной деятельности. В качестве примеров приведем хлопающий первый тон, металлический второй тон, ритм галопа, щелчки митрального клапана и т. п. Таким образом, все звуки жизнедеятельности классифицированы с помощью вербальных моделей. Кроме того, определены участки поверхности грудной клетки, где они лучше прослушиваются. Наконец, установлены (по крайней мере, в статистическом смысле) некоторые качественные связи между типом заболевания и характером возникающих при этом звуков.

Теперь остановимся на основных недостатках метода выслушивания звуков дыхания и работы сердца с помощью классического стетофонендоскопа с целью оценки состояния респираторной системы и деятельности сердца. Прежде всего, следует упомянуть значительную субъективность оценки характера и типа, возникающих звуков. Действительно, энергия колебаний поверхно-

сти грудной клетки, вызванная актом дыхания и сердечной деятельностью, весьма мала и, следовательно, уровень звукового давления, достигающий по трубкам стетофонендоскопа ушей врача, также достаточно низок. Поэтому, сможет услышать врач характерные особенности тех или иных звуков или нет, будет существенно зависеть от остроты его слуха и акустических свойств стетофонендоскопа². Кроме этого, диагносту нужна хорошая слуховая память, ибо для эффективной оперативной классификации шумов и звуков ему необходимо “держать” в голове не только множество их звуковых образов, но и их различные вариации. Очевидно, что не каждый врач обладает такими способностями. Еще один важный фактор для оценки возможностей аускультации – особенности восприятия звуков человеческим ухом. Хорошо известно, что диапазон слышимых частот ограничен и простирается от примерно (50...70) Гц до (15...18) кГц. Помимо этого, наибольшей остротой слух обладает в зоне 1000 Гц, а по мере приближения к низким или высоким частотам она существенно снижается. Наконец, посторонние шумы и различного рода помехи, практически всегда присутствующие при аускультации грудной клетки, повышают порог слышимости, что также не способствует выявлению тонких особенностей выслушиваемых звуков. Именно эти недостатки классической аускультации с одной стороны и бурное развитие электроники и компьютерной техники в последние десятилетия с другой – стимулировали поиск и создание средств электронной регистрации звуков жизнедеятельности человека, исключая субъективный фактор. Кроме того, интенсивно ведутся работы по установлению связей между используемыми в практической медицине традиционными вербальными моделями звуков и их объективными спектральными характеристиками. Установление таких связей позволило бы создать компьютерные программы для автоматической классификации звуков дыхания или сердечной деятельности.

В заключение необходимо отметить, что работы по совершенствованию методов регистрации и классификации звуков дыхания интенсивно ведутся в лабораториях США, Канады, Израиля, Японии, Франции и некоторых других ведущих стран Европы. В Украине лидирующие позиции в этой области занимает Институт гидромеханики Нац-

²К сожалению, акустические свойства стетофонендоскопов не нормированы и в большой мере зависят от производителя; к тому же их амплитудно-частотные характеристики очень изрезаны и в диапазоне частот (50...2000) Гц имеют относительную неравномерность от -10 до +15 дБ [5].

ональной академии наук Украины. Следует также упомянуть, что в 1976 г. было создано международное общество ILSA (the International Lung Sounds Association), призванное координировать работы по изучению звуков дыхания. ILSA ежегодно организует международные конференции, о месте и сроках проведения которых можно узнать из официального сайта ассоциации <http://www.ilsa.us>.

1. ФИЗИЧЕСКАЯ ПРИРОДА ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ И ЗВУКОВ СЕРДЦА

1.1. Генерация звуков при акте дыхания

Рассмотрим кратко анатомические особенности строения респираторной системы человека, выполняющей функцию газообмена – доставки в организм кислорода и выведение из него углекислого газа [6]. Она состоит из полостей носа, рта и глотки, формирующих так называемые верхние дыхательные пути. Далее идет гортань, которая выполняет две функции – воздухоносную и голосообразующую. Непосредственно за ней следует бронхиальное дерево, состоящее из последовательно соединенных трахей, бронхов различного калибра, бронхиол, альвеолярных ходов и альвеол (рис. 1). Альвеолы имеют диаметр порядка 0.3 мм, а общее их количество у взрослого человека составляет около 600 млн. Альвеолярные ходы и альвеолы являются собственно респираторными отделами, где и происходит газообмен в процессе актов дыхания.

Начнем анализ особенностей строения респираторной системы и движения в ней воздуха с гортани (рис. 2). За счет увеличения объема грудной полости, вызванного поднятием ребер и опусканием диафрагмы, начинается фаза вдоха, и воздух, проходя через полости носа и рта, поступает в преддверие гортани. Геометрия последней достаточно сложна, однако в первом приближении ее можно представить в виде трубы, сужающейся по направлению к голосовым связкам. С позиций аэродинамики преддверие гортани можно рассматривать как конфузур, т. е. сравнительно плавное сужение, обеспечивающее переход от большого сечения начального участка преддверия гортани к малому сечению голосовой щели.

Проведенный в работе [7] анализ показывает, что отношение площади поперечного сечения начала преддверия гортани к площади голосовой щели в фазе вдоха в среднем составляет около (5...6), а угол сужения преддверия гортани – примерно 60°. Из аэрогидромеханики хорошо известно, что в таком канале поток будет ускорять свое

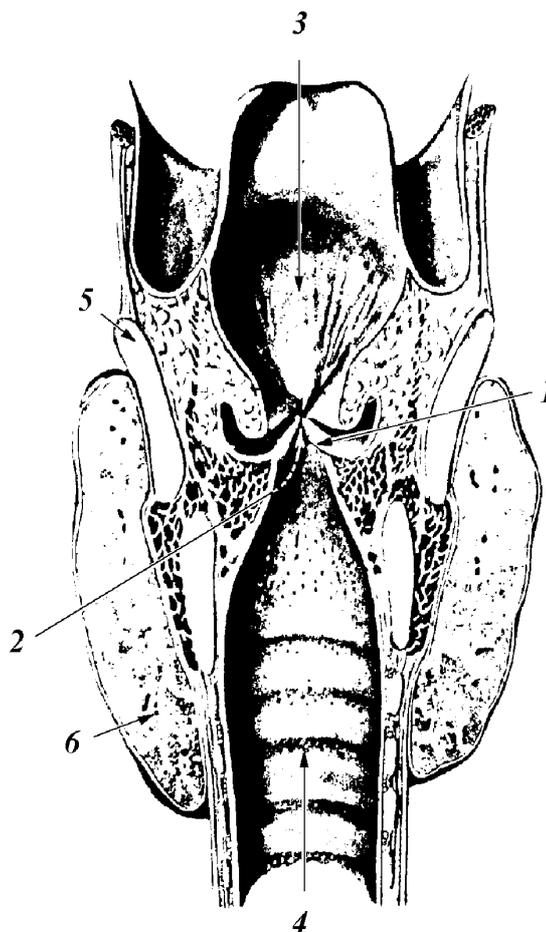


Рис. 2. Фронтальный разрез полости гортани через средние отделы голосовых связок [8]:

1 – голосовые связки; 2 – голосовая щель;
3 – преддверие гортани; 4 – трахея; 5 – щитовидный хрящ;
6 – щитовидная железа

движение также в (5...6) раз. Далее поток воздуха проходит через голосовую щель, форма которой в значительной степени зависит от индивида, однако наиболее часто приближается к равнобедренному треугольнику. После прохождения голосовой щели поток попадает в нижнюю полость гортани, в первом приближении представляющую собой расширяющуюся трубу (в аэродинамике – диффузор), соединяющую голосовую щель и трахею. Следовательно, на этом участке поток воздуха замедляет свою скорость примерно в (3...5) раз [7]. Далее поток движется по трахее, по форме, близкой к цилиндрической трубе, и попадает в бронхи.

Здесь уместно остановиться более подробнее на строении бронхиального дерева. Как известно [6, 8], бронхиальное дерево начинается с одного воз-

духоносного ствола – трахеи (см. рис. 1). В свою очередь, трахея разветвляется на два главных бронха – левый и правый, каждый из которых входит соответственно в левое и правое легкое. Каждый из главных бронхов разделяется на два долевых бронха, которые, в свою очередь, также делятся на два сегментарных и т. д. Таким образом, по направлению к периферии бронхиального дерева воздухоносные пути делятся посредством дихотомии³, а места разветвления бронхов называются бифуркациями. Ветвления воздухоносных путей сверху вниз принято называть поколениями и обозначать буквой z . Так, для трахеи $z=0$, для главных бронхов $z=1$ и т. д. Согласно [8], бронхиальное дерево имеет 24 поколения (вместе с трахеей), а количество воздухоносных путей (число ветвей) в каждом поколении равно примерно 2^z . Таким образом, бронхиальное дерево с позиций аэрогидромеханики представляет собой, по сути, хорошо известный в физике и технике тип воздухопроводного канала с многочисленными разветвлениями. Важно отметить, что суммарная площадь поперечного сечения воздухоносных путей в каждом последующем поколении экспоненциально растет.

Из проведенного анализа становится очевидным, что наиболее узкое место всего бронхиального дерева – голосовая щель, площадь которой в среднем в пять раз меньше площади поперечного сечения трахеи. Из этого факта однозначно следует, что наиболее высокая скорость потока воздуха при акте дыхания будет наблюдаться в голосовой щели. Если принять во внимание, что при средней интенсивности дыхания величина расхода воздуха составляет около (0.5...1.0) л/с, то скорость потока в голосовой щели может достигать (10...20) м/с, что соответствует числам Рейнольдса порядка (5000...10000). Поэтому в норме именно в области голосовой щели создаются условия для интенсивной турбулизации потока воздуха при акте дыхания и, как следствие, пульсации давления на стенках трахеи. Последние вызывают колебания стенок трахеи, которые, в свою очередь, возбуждают звуковые волны в окружающих трахею биотканях. Эти волны, распространяясь, вызывают колебания поверхности шеи, а также поверхности верхних отделов грудной клетки и регистрируются (прослушиваются) как трахеальные и бронхиальные дыхательные звуки [7]. По мере продвижения потока воздуха к периферии бронхиального дерева скорость его очень быстро падает, поскольку суммарная площадь поперечного сечения воздухоносных путей в каждом последу-

ющем поколении существенно возрастает. Вследствие этого в периферийных воздухоносных путях числа Рейнольдса невелики и могут достигать значений, меньших единицы.

Следует отметить, что существует еще один механизм возбуждения колебаний поверхности грудной клетки. Действительно, колебания стенок трахеи могут возбуждать звуковые волны не только в окружающих трахею биотканях, но и в воздушной среде внутри трахеи [9, 10]. Тогда звук будет распространяться по воздухоносным путям бронхиального дерева, вызывая их колебания и, соответственно, переизлучение в окружающие биоткани (в том числе и в ткань легкого – паренхиме). Поэтому колебания поверхности грудной клетки, порожденные пульсациями давления турбулентного потока в трахее, будут иметь многокомпонентный характер, причем каждая компонента будет иметь свою амплитуду и фазу. К сожалению, в настоящее время оценить вклад каждой из них в колебания поверхности грудной клетки не представляется возможным.

В заключение необходимо указать, что ряд выдающихся клиницистов, например профессора А. А. Ковалевский [1] и А. Я. Губергриц [2], считают, что существует еще один механизм возбуждения колебаний поверхности грудной клетки. Известно, что примерно с 17-го поколения бронхиолы, альвеолярные ходы и альвеолы при вдохе увеличиваются в объеме⁴ (растягиваются), а при выдохе – уменьшаются (сжимаются). При относительно быстром растягивании их стенки могут начать колебаться и возбуждать звуковые волны, которые, в свою очередь, обуславливают колебания поверхности грудной клетки, ответственные за так называемые везикулярные шумы, хорошо слышимые в норме и при патологиях. Приведем цитату из книги [2, с. 161]: “. . . Ныне твердо установлено, что везикулярное дыхание возникает от колебаний стенок альвеол при растяжении их во время вдоха. Поэтому и более громкий и продолжительный акустический феномен наблюдается именно во время вдоха, тогда как при выдохе, вследствие расслабления стенок альвеол, последние обладают меньшей колебательной способностью, откуда и более короткое и вместе с тем и тихое звуковое явление во время фазы выдоха. . .”.

Мы рассмотрели физические механизмы звукообразования в респираторной системе, полагая, что все воздухоносные элементы открыты, т. е. во время акта дыхания по ним может беспре-

³От греческого *διχотомεω* – разделяю на две части.

⁴Начиная с трахеи, и примерно до 17-го поколения воздухоносные пути при дыхании практически не изменяют своего сечения.

пятственно двигаться поток воздуха. Такая ситуация наиболее характерна для людей со здоровой респираторной системой. Однако при некоторых заболеваниях могут появляться и другие механизмы, отличные от рассмотренных выше. Например, при некоторых воспалениях воздухоносных путей – трахеи, бронхов или бронхиол – их внутренняя слизистая оболочка набухает и начинает продуцировать повышенное количество секрета⁵, который может частично или полностью перекрыть (закупорить) просвет того или иного воздухоносного пути. Тогда появляются так называемые побочные дыхательные звуки или хрипы [1, 2, 5], которые, в зависимости от вязкости секрета, могут быть сухими или влажными. Если секрет достаточно вязкий, то он прилипает к стенкам бронхов и удерживается на них, сужая (стенозируя) его просвет. Естественно, что в зоне стеноза скорость потока увеличится пропорционально сужению площади поперечного сечения воздушного отверстия в его области. Поэтому после прохождения стеноза поток воздуха образует скоростную струю. Если таких стенозов в одном бронхе будет несколько, то, как показано в работах [11, 12], на межстенозном участке вблизи отверстия последующего стеноза могут возникнуть автоколебания струи, генерирующие тональный звук. Последний достигает поверхности грудной клетки и регистрируется, в соответствии с медицинской терминологией, как сухие хрипы. В зависимости от высоты тона и наличия в них гармоник, сухие хрипы делятся на гудящие (низкочастотные), жужжащие (среднечастотные с присутствием негармонических составляющих) и свистящие (высокочастотные).

Если секрет жидкий и не очень вязкий, то чаще всего он полностью заполняет бронх. При этом в процессе дыхания поток воздуха может “пробивать” его слой, в результате чего генерируются короткие звуковые импульсы, которые на поверхности грудной клетки выслушиваются как трески лопающихся пузырьков. В соответствии с медицинской терминологией, такие звуки принято называть влажными хрипами. В зависимости от спектральных свойств, их делят на крупнопузырчатые (с более низкочастотным спектром), а также средне- и мелкопузырчатые.

Таковы в общих чертах основные типы звуков, используемых в медицинской практике для диагностики состояния респираторной системы, и порождающие их физические явления, связанные с

⁵Секрет – специфический жидкий продукт различной вязкости, выделяемый слизистой оболочкой при ее воспалении.

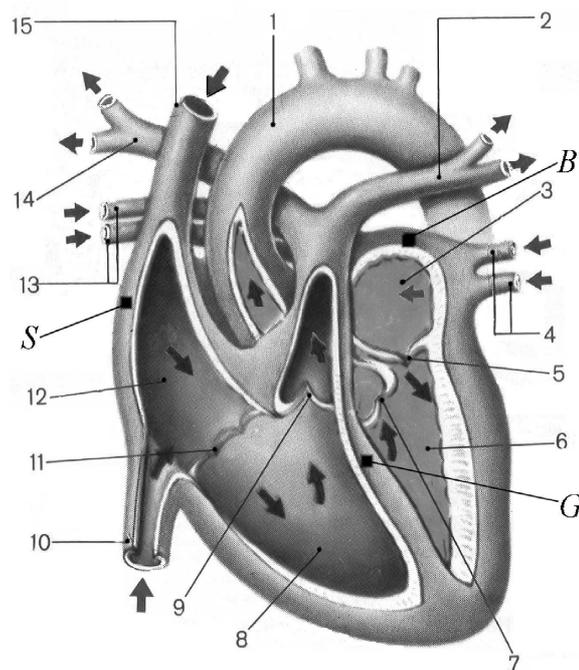


Рис. 3. Фронтальный разрез сердца (стрелками обозначены направления движения крови в камерах сердца):

- 1 – аорта; 2 – левая легочная артерия;
- 3 – левое предсердие; 4 – левые легочные вены;
- 5 – левый двустворчатый клапан; 6 – левый желудочек;
- 7 – левый полулунный клапан (клапан аорты);
- 8 – правый желудочек; 9 – правый полулунный клапан;
- 10 – нижняя полая вена; 11 – правый трехстворчатый клапан;
- 12 – правое предсердие; 13 – правые легочные вены;
- 14 – правая легочная артерия; 15 – верхняя полая вена;
- S – синусовый узел; B – межпредсердный пучок Бахмана;
- G – атриовентрикулярное (предсердно-желудочковое) соединение и пучок Гиса

особенностями движения воздуха в бронхиальном дереве при акте дыхания. Следует также сказать, что в реальной медицинской практике часто встречаются случаи, когда одновременно выслушивается несколько типов звуков, имеющих разные звуковые оттенки и тембровую окраску. Существует еще ряд звуков, прослушивание которых важно для диагностики респираторных заболеваний, например, шум трения плевры, звук плеска Гиппократа [2] и др. Однако появление этих феноменов не имеет однозначной связи с потоком воздуха в бронхиальном дереве и мы на них останавливаться не будем.

1.2. Генерация звуков при работе сердца

Сердце обеспечивает кровоснабжение в организме человека и, с точки зрения гидромеханики, представляет собой два естественных (биологических) двухкамерных насоса с расположен-

ними внутри них клапанами [6]. На рис. 3 представлено строение сердца и указаны все основные его элементы. Следует сказать, что преобладающая часть сердечных стенок (миокард) образована мышечной тканью, а ее циклические сокращения (систола) и расслабления (диастола) управляются специальными нервными узлами, вырабатывающими электрические импульсы. Во время работы сердца генерируются также и звуковые импульсы (тона), четко синхронизированные с электрическими. Поэтому для того, чтобы правильно понимать работу сердца, необходимо одновременно рассматривать механические, гидродинамические, электрические и акустические процессы, протекающие в нем [1, 2, 13–16].

Работа сердца по перекачиванию крови протекает циклически с частотой от 60 до 90 циклов в минуту (в норме). Рассмотрим один цикл. Так называемый водитель ритма, который расположен между полыми венами 10 и 15 правого предсердия в синусовом узле *S*, генерирует электрический импульс. Он возбуждает миокард правого предсердия и с очень небольшой задержкой через межпредсердный пучок Бахмана *B* возбуждает миокард левого предсердия. Если следить за возникающими электрическими потенциалами с помощью электрокардиографа, то на электрокардиограмме⁶ (ЭКГ) возникает импульс *P* (рис. 4, верхняя осциллограмма). Заметим, что в медицине все наблюдаемые на электрокардиограмме импульсы принято называть зубцами.

Миокард предсердий, возбужденный синусовым узлом, начинает сокращаться и внутри предсердий увеличивается давление крови. Поскольку желудочки в это время расслаблены и давление внутри них ниже, чем в предсердиях, трехстворчатый клапан 11 и двустворчатый клапан 5 под действием разности давлений открываются и кровь из предсердий поступает в желудочки. Эта фаза сердечного цикла называется систолой предсердий. В исключительно редких случаях в конце зубца *P* может прослушиваться слабый звуковой импульс (так называемый IV тон), механизм образования которого обусловлен колебаниями предсердий во время систолы. Одновременно с электрическим возбуждением предсердий, импульс из синусового узла движется по атриовентрикулярному (предсердножелудочковому) соединению к пучку Гиса *G*, причем происходит его задержка по времени. Здесь импульс не вызывает возбуждения стенок миокарда и на ЭКГ наблюдается горизонталь-

⁶Электрокардиограмма – графическое отображение прохождения электрического импульса по проводящей системе сердца.

ная прямая, называемая изоэлектрической линией. Далее электрический импульс достигает пучка Гиса и возбуждает миокард желудочков. На ЭКГ этот процесс отображается комплексом зубцов *QRS*. Сначала в течение 0.03 с возбуждается межжелудочковая перегородка, что приводит к появлению зубца *Q*. Затем в течение 0.05 с возбуждается верхушка сердца и появляется зубец *R*. И, наконец, возбуждение охватывает все сердце, что на ЭКГ отражается посредством зубцом *S*.

В результате этих электрических процессов начинается систола желудочков – миокард желудочков начинает сокращаться, вызывая быстрое нарастание давления крови в них. Когда давление в желудочках становится больше, чем в предсердиях, двустворчатый и трехстворчатый клапаны резко захлопываются и возникает первый звуковой тон сердца⁷, (рис. 4, нижняя осциллограмма). Давление в желудочках продолжает нарастать, однако, пока оно не сравняется с давлением в артериях, полулунные клапаны 7 и 9 остаются закрытыми. Наконец, давление в желудочках становится больше, чем в артериях, полулунные клапаны открываются и порция крови вбрасывается в легочные артерии 2 и 14, а также в аорту 1. Когда сокращение желудочков заканчивается и наступает их расслабление (диастола), давление крови в них падает и становится ниже, чем давление в артериях. Под действием этой разницы давлений полулунные клапаны 7 и 9 захлопываются и возникает второй тон сердца (см. рис. 4).

Следует сказать, что фаза диастолы желудочков тесно связана с процессом реполяризации (угасанием) электроактивности проводящей системы от синусового узла до пучка Бахмана и пучка Гиса. Электрофизиологическая сущность реполяризации весьма сложна и мы на ней останавливаться не будем. Отметим лишь, что процесс реполяризации отображается на ЭКГ отрезком *ST* и зубцом *T*.

Что касается третьего звукового тона, то он возникает в результате колебаний стенок желудочков во время их диастолы и наполнения кровью. Этот звук прослушивается редко, в основном, у лиц молодого возраста, а также ослабленных, имеющих недостаточное питание пациентов.

Мы описали особенности ЭКГ и ФКГ в норме. При патологиях сердца в них наблюдаются различные отклонения. В частности, усиление первого тона может наблюдаться при стенозах отвер-

⁷Считается, что первый тон обусловлен не только звуком захлопывающихся клапанов – в нем присутствуют также звуки колебаний миокарда и движения крови в сосудах, хотя звук клапанов и будет определяющим.

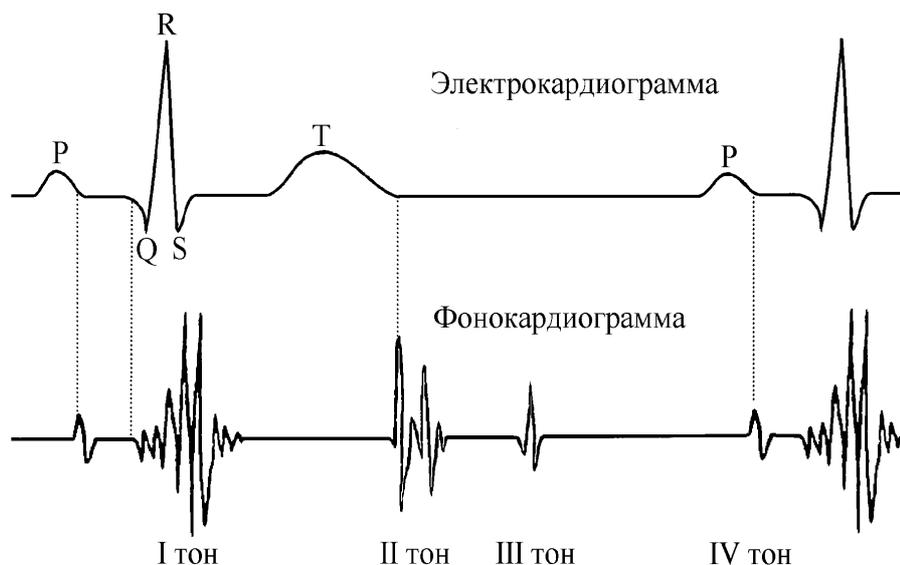


Рис. 4. Временные отклики сердечной деятельности:
вверху – ЭКГ; внизу – ФКГ

стей клапанов или тахикардии. Ослабление второго тона наблюдается при аортальной недостаточности и пр. Кроме рассмотренных выше тонов сердца, при некоторых патологиях могут наблюдаться и сердечные шумы – как органические (чаще, необратимые), так и функциональные (во многих случаях, обратимые при соответствующем лечении). Органические шумы появляются при пороках, связанных с органическим изменением строения клапанов, а функциональные чаще порождаются изменениями свойств потока крови в сердце. Отметим, что эта статья не ставит своей целью анализировать отклонения ЭКГ и ФКГ при патологиях. Мы же хотим показать, как можно с помощью современных электронных технологий существенно повысить качество регистрации звуков дыхания или сердца, а с помощью информационных технологий обеспечить их объективизацию и классификацию. Именно эти проблемы и будут обсуждены в следующем разделе.

2. СРЕДСТВА И МЕТОДЫ ЭЛЕКТРОННОЙ АУСКУЛЬТАЦИИ ЗВУКОВ ДЫХАНИЯ И ЗВУКОВ СЕРДЦА

Результаты фундаментальных исследований физических процессов генерации и распространения в теле звуков дыхания и сердца человека, а также их визуализации, проведенные в Институте гидромеханики НАН Украины, стали основой создания средств электронной аускуль-

тации [7, 9–12, 18–48]. Еще раз подчеркнем, что в звуках жизнедеятельности содержится большой объем информации, которая не в полной мере используется для диагностики состояния здоровья с помощью традиционной аускультации. Таким образом, интерес к созданию электронных средств аускультации вызван, прежде всего, недостатками механических стетофонендоскопов – невозможностью получения количественной информации, одномоментной одноточечной регистрацией нестационарных процессов звуков жизнедеятельности, существенной нелинейностью амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) с множественными “провалами”, отсутствием усиления, частотной фильтрации и количественной оценки полезных звуковых сигналов. Повторимся, что результаты традиционной аускультации определяются возможностями слуховых органов диагноста, его практическим опытом, способностью мозга анализировать выслушиваемый сигнал во временной и частотной областях.

Широкое внедрение электроники и компьютерных технологий в медицинскую акустику привело к переходу аускультации от субъективных оценок выслушиваемых звуковых феноменов к объективным количественным акустическим измерениям. основополагающий принцип работы электронных средства аускультации состоит в преобразовании звуков, возникающих в процессе жизнедеятельности организма, в электрический сигнал с последующим усилением, частотной фильтрацией,

оцифровкой, обработкой и анализом его методами компьютерных технологий. С появлением электронных средств аускультации стала возможной передача в реальном масштабе времени информации, получаемой при аускультации, по телекоммуникационным каналам в специализированные клиники, где она может быть проанализирована ведущими специалистами-медиками, и затем, в виде рекомендаций возвращена диагносту.

Все это способно существенно повысить качество работы врачей медицины катастроф, находящихся вдали от медицинских центров и спасающих жизнь людям, попавшим в чрезвычайные ситуации. Кроме того, с помощью таких средств можно постоянно выполнять мониторинг состояния здоровья (контролировать дыхание, работу сердца и пр.) в процессе работы у специалистов экстремальных профессий – летчиков, космонавтов, водолазов и др.

При создании эффективных средств электронной аускультации впервые в Украине и странах СНГ нами были успешно решены следующие вопросы:

- разработаны оригинальные специализированные высокочувствительные помехозащищенные акустические сенсоры с линейной АЧХ, обеспечивающие надежную регистрацию звуков дыхания и сердца с минимальной потерей звуковой информации при переходе звука из биотканей тела на чувствительные элементы сенсора и без искажения виброакустического поля поверхности тела обследуемого пациента [22–27, 29, 31, 49–53];
- разработаны новые методы градуировки созданных сенсоров [37, 39, 51];
- реализована аналоговая и цифровая обработка звуков жизнедеятельности, позволившая с помощью спектрального, спектрально-временного и корреляционного анализов осуществлять оптимальный выбор наиболее информативных акустических характеристик акустических феноменов, в зависимости от состояния здоровья человека [20, 21, 30, 34–37, 40–42, 44, 46, 48, 54–59].

Все эти работы проводились на основе эргономики и практической целесообразности в соответствии с требованиями медицинских ГОСТов [52].

Физические свойства биотканей тела и приемных поверхностей сенсоров, регистрирующих звуки жизнедеятельности, различны. Поэтому переход их из одной среды в другую сопровождается

трансформацией основных акустических характеристик. Из законов классической акустики известно, что при распространении звука из акустически мягкой среды в акустически жесткую коэффициент прохождения по амплитуде давления (для границы биоткань – сталь) и звуковое давление во второй среде возрастают примерно в два раза, а колебательная скорость существенно уменьшается. Следовательно, в этом случае целесообразно регистрировать звук с помощью сенсоров звукового давления – микрофонов. Переход звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую (биоткань – воздух) сопровождается резким уменьшением давления во второй среде и практически двукратным возрастанием колебательной скорости. При этом сигнал следует регистрировать с помощью датчиков колебательного ускорения – виброакселерометров.

Распространение звука и регистрация его с поверхности тела человека слабо изучены, по сравнению с другими областями технической акустики. В аудиовиброметрии регистрация звука, как правило, производится микрофонами или виброакселерометрами. При этом серийно выпускаемые микрофоны и акселерометры по своим параметрам и конструкции непригодны для корректного съема звуков жизнедеятельности с поверхности тела человека. Необходимы специализированные электроакустические преобразователи, конструкция которых должна учитывать особенности перехода звуков через границы раздела биотканей и взаимодействие массы сенсора с виброакустическим полем в теле. Результаты исследований, выполненных в Институте гидромеханики НАН Украины, позволили разработать и создать специальные сенсоры-виброакселерометры и микрофоны [20, 23–25, 31, 53, 60]. Главные их преимущества состоят в высокой чувствительности к колебательной скорости или звуковому давлению, линейности АЧХ в широком диапазоне частот (20...2000) Гц, малых весогабаритных параметрах, возможности надежного крепления к телу. Это позволяет использовать их для качественной регистрации низкоинтенсивных звуков дыхания и звуков сердца.

При создании упомянутых сенсоров успешно решена еще одна, не менее сложная задача – повышение соотношения сигнал/помеха при воздействии на сенсор помехи различной природы (звуковой, вибрационной и электромагнитной). Для этого был проведен цикл работ, позволивший выявить источники помех, классифицировать их и оценить весовой вклад каждой из помех, найти пути их снижения, а в конечном итоге, – по-

высить помехозащищенность сенсоров в (10...15) раз [29, 37, 39, 51, 52, 60]. Результаты этих исследований в совокупности с учетом специфики применения медицинских приборов стали основой создания в Институте гидромеханики НАН Украины устройств электронной аускультации – электронных стетофонендоскопов типа “Эфон” и компьютерных четырехканальных фоноспирографических комплексов “КоРА”.

2.1. Электронные стетофонендоскопы

Стетофонендоскопы “Эфон” – это первые отечественные аналоговые одноканальные портативные электронные высокочувствительные стетофонендоскопы с автономным питанием. Они имеют ряд преимуществ по сравнению с традиционными механическими стетофонендоскопами. АЧХ устройств типа “Эфон” линейна и не имеет провалов. Кроме того, предусмотрены возможности фильтрации высоких и низких частот, усиления сигналов, а также, при необходимости, подключение к компьютеру. В электронных стетофонендоскопах звуковые сигналы жизнедеятельности преобразуются в электрический, частотно фильтруются, усиливаются и конвертируются с помощью электроакустического преобразователя в звук, воспринимаемый слуховым аппаратом диагноста.

Нами были изготовлены и апробированы в клинических условиях три модели стетофонендоскопов: “Эфон-05”, “Эфон-06” и “Эфон-07”. В устройстве “Эфон-05” применялись сенсоры микрофонного типа с воздушной камерой [53], в “Эфон-06” – пьезокерамические высокочувствительные виброакселерометры [31], а в “Эфон-07” – оригинальный контактный микрофон [24]. Как показали технические и клинические испытания, наиболее эффективным оказался стетофонендоскоп “Эфон-07” с контактным микрофоном. Стетофонендоскопы “Эфон-05” чувствительны к изменению статического давления воздуха окружающей среды, так как их сенсор содержит воздушную камеру. Поэтому ими нельзя корректно проводить аускультацию при подъеме на существенную высоту (например, в высокогорных условиях). Кроме того, как показали исследования [22, 37, 39], чувствительность сенсора с воздушной камерой с ростом частоты падает со скоростью 6 дБ/окт. В “Эфон-07” использован контактный микрофон, позволяющий реализовать переход звука из акустически мягкой среды (биотканей) в акустически жесткую (сталь), волновое сопротивление которой в 35 раз выше волнового сопротивления поверхности те-



Рис. 5. Общий вид электронного фонендоскопа “Эфон-07”

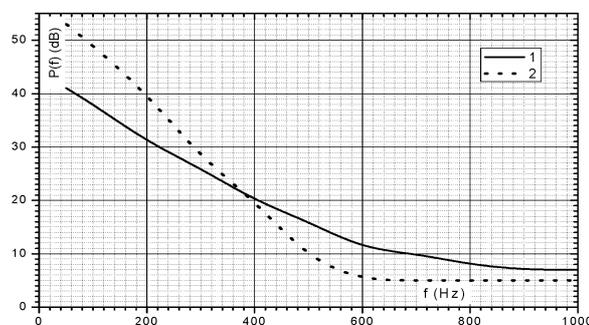


Рис. 6. Спектры мощности звуков жизнедеятельности здоровых людей:
1 – звуки дыхания; 2 – звуки сердца

ла. Подобное техническое решение позволило повысить звуковое давление на чувствительном элементе (пьезокерамическом стержне) и увеличить чувствительность микрофона до 22 мВ/Па при сохранении линейности АЧХ сенсора во всем рабочем диапазоне частот (20...2000) Гц. Общий вид прибора “Эфон-07”, представлен на рис. 5, а рис. 6 изображены спектры мощности звуков сердца и звуков дыхания у здоровых людей, зарегистрированные с его помощью. Технические возможности и удобство работы с стетофонендоскопами “Эфон” высоко оценены практикующими врачами.

Для обучения студентов аускультации звуков сердца и дыхания на основе контактного микрофона были изготовлены образцы стационарных малогабаритных электронных стетофонендоскопов с озвучиванием электроакустических преобразователей, установленных в каждом из двенадцати



Рис. 7. Общий вид фonoспирографического комплекса “KoPA-03M1”:

1 – рабочее место оператора;
2 – технологическая стойка

оголовьев. Это позволяет проводить аускультацию звуков жизнедеятельности пациента двенадцати обучающимся слушателям одновременно.

2.2. Компьютерный фonoспирографический комплекс “KoPA-03M1”

Применение многоканальности в средствах компьютерной аускультации не только позволяет осуществлять синхронную многоточечную регистрацию звуков жизнедеятельности, но и расширяет возможности обработки полезных сигналов [20, 30, 33–35, 37, 44, 46, 55–57, 61–70]. Теперь, наряду с методами спектрального анализа, можно привлекать корреляционные зависимости, взаимный спектр, функцию когерентности и фазовые спектры. В Институте гидромеханики НАН Украины при непосредственном участии авторов статьи разработаны и созданы многоканальные компьютерные фonoспирографические комплексы “KoPA”, предназначенные для диагностики звуков дыхания и сердца.

На двухканальных комплексах “KoPA-01” и “KoPA-02” были отработаны технические и методические вопросы по выбору конструкции сенсоров и схемотехники электронных трактов, поиску наиболее информативных методов обработки сигналов, а также оптимизации процедуры обследования пациентов [23, 25, 31–34, 50, 61, 71, 72].

Общий вид четырехканального комплекса “KoPA-03M1” представлен на рис. 7. Он состоит из четырех виброакселерометров, малозумных усилителей с фильтрами высоких и низких частот, аналого-цифрового преобразователя, персонального компьютера, цветного принтера, звуковых колонок и головных телефонов [28, 71, 73].

Комплекс позволяет осуществлять синхронную регистрацию сигналов в одном из трех режимов: “сердце”, “легкие” и “общая полоса” в частотных полосах (20...800) Гц, (20...2000) Гц и (0...2000) Гц соответственно. Вибрации поверхности тела, вызываемые процессами жизнедеятельности человека, регистрируются высокочувствительными малогабаритными виброакселерометрами консольно-изгибной конструкции, которые тонким двухсторонним лейкопластырем крепятся к телу пациента. Их чувствительность к ускорению составляет порядка 14 мВ/мс^{-2} , масса – 12 г.

Комплекс “KoPA-03M1” обеспечивает:

- четырехканальную синхронную регистрацию звуков жизнедеятельности в любых четырех точках тела пациента и формирование соответствующей базы данных;
- многооконную визуализацию зарегистрированных звуков и их спектральных портретов;
- получение корреляций межканальных характеристик (функций когерентности и фазовых спектров);
- автоматизированную классификацию зарегистрированных звуков жизнедеятельности;
- многократный аудиоконтроль, аудиоанализ и отображение временных, спектральных, спектрально-временных и корреляционных характеристик зарегистрированных звуков;
- обучение электронной аускультации на основе эталонов звуков сердца и легких;
- полихромное документирование и архивирование получаемых в процессе работы звуковых образов.

АЧХ комплекса линейна в диапазоне рабочих частот, а динамический диапазон составляет 60 дБ.

Комплекс оснащен контрольным одноканальным электронным стетофонендоскопом, в котором регистрация звуков осуществляется оригинальным контактным микрофоном [24], а прослушивание звуков выполняется с помощью головных телефонов. Это дает возможность диагносту предварительно определять наиболее информативные, по его мнению, точки на теле пациента для последующей компьютерной аускультации. Для само-тестирования, определяющего работоспособность всех четырех каналов комплекса, предусмотрено устройство, состоящее из генератора дискретного сигнала и акустического излучателя с рабочей частотой 1000 Гц. При их работе на монито-

ре исправного комплекса синхронно отображается указанный дискретный сигнал.

Комплекс разработан и изготовлен в соответствии с Техническими условиями, утвержденными Укрметртестстандартом, прошел технические квалификационные и клинические испытания [28, 73]. Он отвечает всем требованиям ГОСТов, предъявляемым к средствам медицинской диагностики по электрической, экологической и гигиенической безопасности, и допущен Министерством здравоохранения к применению в медицинских учреждениях Украины для аускультативной диагностики бронхолегочных заболеваний человека [74]. Получено разрешение Министерства на серийный выпуск комплексов на Украине.

Функциональный принцип цифровой аускультации с помощью компьютерного фоноспирографического комплекса “КоРА-03М1” таков. Звуки дыхания или сердца синхронно регистрируются одним – четырьмя акселерометрами в заданных точках грудной клетки пациента. Акселерометры преобразуют вызываемое звуками дыхания или сердца колебательное ускорение поверхности тела в переменное электрическое напряжение, которое затем усиливается, фильтруется, оцифровывается и подается на процессор компьютера, где с помощью специального программного продукта обрабатывается.

Программный продукт, используемый в фоноспирографическом комплексе, включает несколько программных пакетов, работающих с операционными системами Windows. Первый из них обеспечивает синхронную регистрацию, ввод и запись информации со всех четырех каналов комплекса в файл на жестком диске. Уровни входящих сигналов и частоты их дискретизации варьируются. С помощью второго пакета осуществляется анализ звуков дыхания пациента по любому из каналов: прослушивается фонограмма, вычисляются спектры мощности сигналов, фоноспирограммы, фазовый спектр и функция когерентности между каналами, осуществляется их визуализация. Кроме того, предусмотрена экспресс-классификация состояния дыхательной системы в соответствии с критериями “норма”, “патология” и “рекомендовано дополнительное обследование”. Предусмотрено архивирование звуковых образов дыхания и сердца, их характеристик в цифровой форме. Третий пакет программ создает базу зарегистрированных звуков. Он программно связан с базой данных электронных медицинских карточек пациентов, которые формируются программой “Department” из системы “TherDer4s”, разработанной для автома-

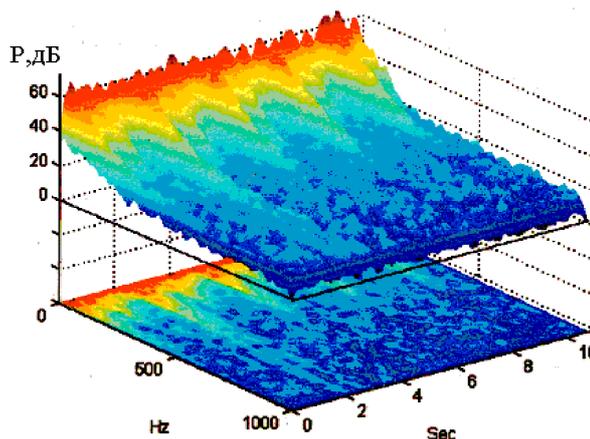


Рис. 8. Типичная трехмерная фоноспирограмма везикулярных звуков дыхания здорового человека и ее проекция на частотно-временную плоскость

тизации многопрофильной больницы (распространяется бесплатно). В результате цифровой обработки диагност получает временные, спектральные, спектрально-временные и корреляционные зависимости синхронно зарегистрированных звуков дыхания по всем четырем каналам и экспресс-информацию о состоянии работы сердца, бронхолегочной системы в целом или отдельных легких, по критериям “норма”, “патология”, “рекомендовано дополнительное обследование” [56].

Результаты клинических исследований позволили установить, что наиболее информативными и адекватно отображают звуки дыхания и сердца изменяющиеся во времени визуализированные “мгновенные спектры”. Под “мгновенным спектром” понимается спектр, усредненный за интервал времени δt , существенно меньший, чем период δT , характерный для изучаемого процесса. Для звуков дыхания в качестве δT выбирают длительность одного дыхательного цикла (вдох – пауза – выдох – пауза). В этом случае характерное время усреднения δt не превышает (5...10) % времени дыхательного цикла. Такой образ, построенный во частотно-временных осях, представляет собой обычную спектрограмму, которую в медицинской акустике принято называть “фоноспирограмма” (фоно – звук; спиро – дыхание; грамма – рисунок). Для комплекса “КоРА-03М1” фоноспирограмма отображает развертку “мгновенных спектров” во времени в полихромной цветовой гамме от 0 дБ (минимальный уровень – темно-синий) до 50 дБ (максимальный – темно-красный). На рис. 8 представлена трехмерная фоноспирограмма звуков дыхания здорового человека и ее проекция на плоскость, которая наглядно и полно отображает

звуки дыхания и позволяет диагносту выявлять признаки, характеризующие состояние дыхательной системы пациента. При необходимости более подробной диагностики звуковых образов дыхания и сердца используются временные и корреляционные зависимости, а также фазовый спектр.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Практическая апробация комплекса была осуществлена в пульмонологических отделениях ведущих медицинских клиник Украины: детских клинических больницах № 6 и № 7 г. Киева, Институте медицины труда АМН Украины, Институте фтизиатрии и пульмонологии им. Ф. Г. Яновского, Главном клиническом военном госпитале Министерства обороны Украины. При этом обследовались группы верифицированных здоровых, больных (бронхитом, пневмонией, бронхиальной астмой, пневмокониозом, хроническими обструктивными заболеваниями легких) и контрольные группы пациентов [20, 34, 36–38, 40–43, 47, 57–59, 72, 75–78].

Проведенные с помощью комплекса “КоРА-03М1” исследования звуков дыхания показали, что трансформация звуковых образов в визуальные позволяет эффективно и достоверно объективизировать аускультативные признаки, характеризующие каждый конкретный вид бронхолегочного заболевания. В качестве иллюстрации на рис. 9 приведены фоноспирограммы звуков дыхания здорового человека и больного пневмокониозом.

К основным научным и прикладным достижениям в области компьютерной аускультативной фоноспирографии при диагностике с помощью комплекса “КоРА-03М1” в клинических условиях следует отнести следующее:

- успешно апробированы новые акустические неинвазивные экологически безопасные методы многоканальной компьютерной аускультации звуков дыхания и сердца;
- сформированы электронные базы звуков дыхания и звуков сердца пациентов верифицированных стандартными клиническими методами (здоровых, больных бронхитом, пневмонией, астмой, пневмокониозом, хронической обструктивной болезнью легких и др.), всего – более 1400 звуковых образов;
- экспресс-обработка звуков дыхания позволила на основе анализа диагностических аускультативных признаков с вероятностью не

менее 0.96 классифицировать состояние бронхолегочной системы пациентов в целом и отдельно для каждого из легких по критериям “норма”, “патология” и “рекомендовано дополнительное обследование”;

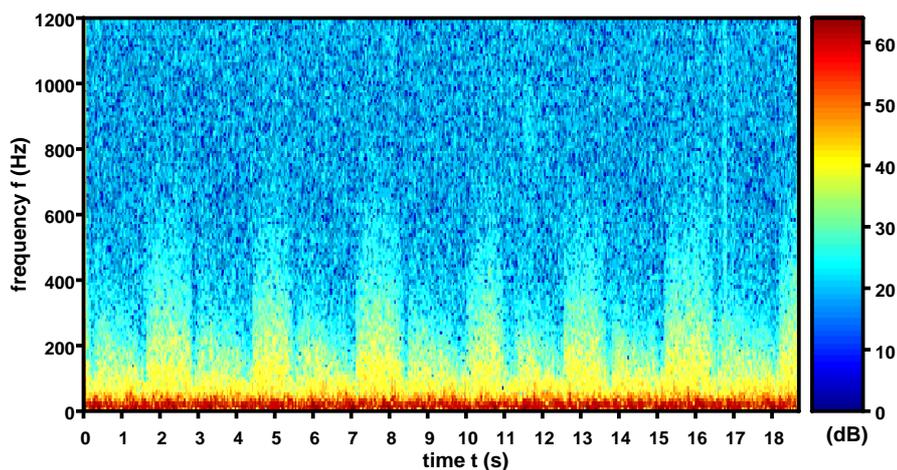
- выявлены и объективизированы диагностические признаки, характерные для ряда заболеваний легких (бронхитов, пневмоний, астмы, пневмокониозов, ХОБЛ).

Результаты этих исследований защищены патентами Украины “Способ диагностики пневмокониозов” [59], “Способ диагностики ХОБЛ” [42], “Способ многопараметрической диагностики” [20], “Диагностика пневмоний с помощью фоноспирографий у детей” [45], а также “Способ контроля адекватности гемодиализа” [48] (последний базируется на фрактальном анализе тонов сердца).

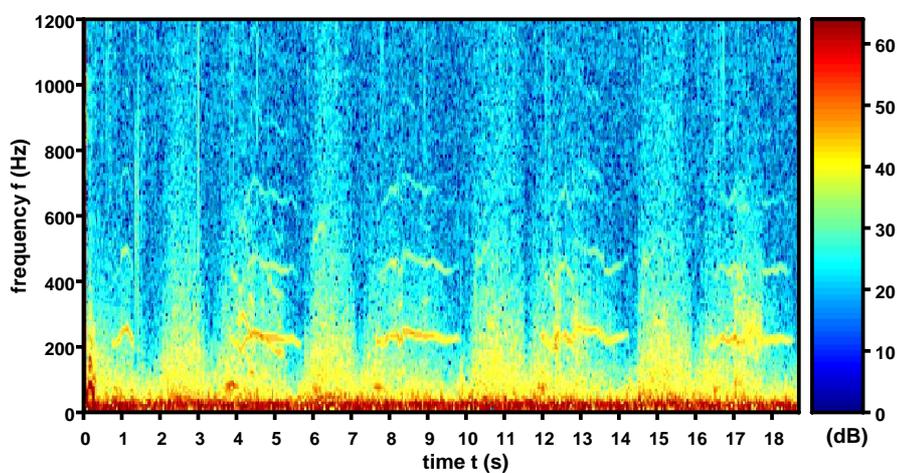
Анализ полученных результатов и изучение процессов аэродинамики дыхательной системы человека послужили основой для разработки физических и математических моделей процессов генерации дополнительных звуков дыхания (аускультативных признаков), порождаемых патологическими морфологическими изменениями в бронхах, бронхиолах и паренхиме легких [7, 11, 12, 18, 22, 26, 27, 49, 54, 72].

Методы диагностики и мониторинга, основанные на применении средств пассивной электронной аускультации, в силу своей неинвазивности и экологической безопасности могут быть альтернативой активным методам, в которых используются рентгенодиагностика или ультразвуковое сканирование организма человека. Это особенно важно для специалистов экстремальных профессий, контроль за здоровьем которых должен осуществляться постоянно (в том числе, в режиме реального времени).

Следует подчеркнуть, что исследования по компьютерной фоноспирографии и средства электронной аускультации, созданные на их основе, открывают новые перспективные возможности в области медицинской акустики. На наш взгляд, эти методики могут быть применены в отоларингологии при определении проходимости дыхательных каналов до и после операций на них, в торакальной травматологии при мониторинге состояния легких, подвергнувшихся силовому воздействию, а также в акушерстве при выслушивании звуков сердца плода.



а



б

Рис. 9. Фоноспирограммы звуков дыхания, полученные с помощью комплекса “КоРА-03М1”:

а – у здорового человека; б – у больного пневмокониозом

4. ПРОБЛЕМЫ РЕГИСТРАЦИИ ЗВУКОВ И ШУМОВ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Как уже говорилось выше, эффективный диапазон частот звуков дыхания лежит в пределах от 70 до 2000 Гц. Эта полоса в какой-то мере удовлетворительно канализируется стетофонендоскопом при распространении от грудной клетки к ушам врача, который при хорошем слухе и богатом опыте может услышать и правильно классифицировать указанные шумы. Совершенно иначе обстоит дело при прослушивании звуков и шумов сердца. Для того, чтобы понять причину этого, обратимся к фонокардиограмме, показанной на рис. 4. Очевидно, что в целом с точки зрения те-

ории сигналов [79] ФКГ представляет собой пакет из четырех импульсов, периодически повторяющийся с частотой порядка 1 Гц. Если приступить к внимательному, по крайней мере, к двум основным импульсам – первого и второго тона, то можно заключить, что они в первом приближении представляют собой отрезки синусоподобных сигналов, модулированных импульсами колоколообразной формы. Такого рода импульсы в теории сигналов носят название радиоимпульсов, а отрезок наполняющей их синусоиды называют несущей. Соотнеся длительность периода повторения пакета импульсов с длительностью одного периода синусоиды, нетрудно оценить частоту несущей, которая в данном случае будет составлять поряд-

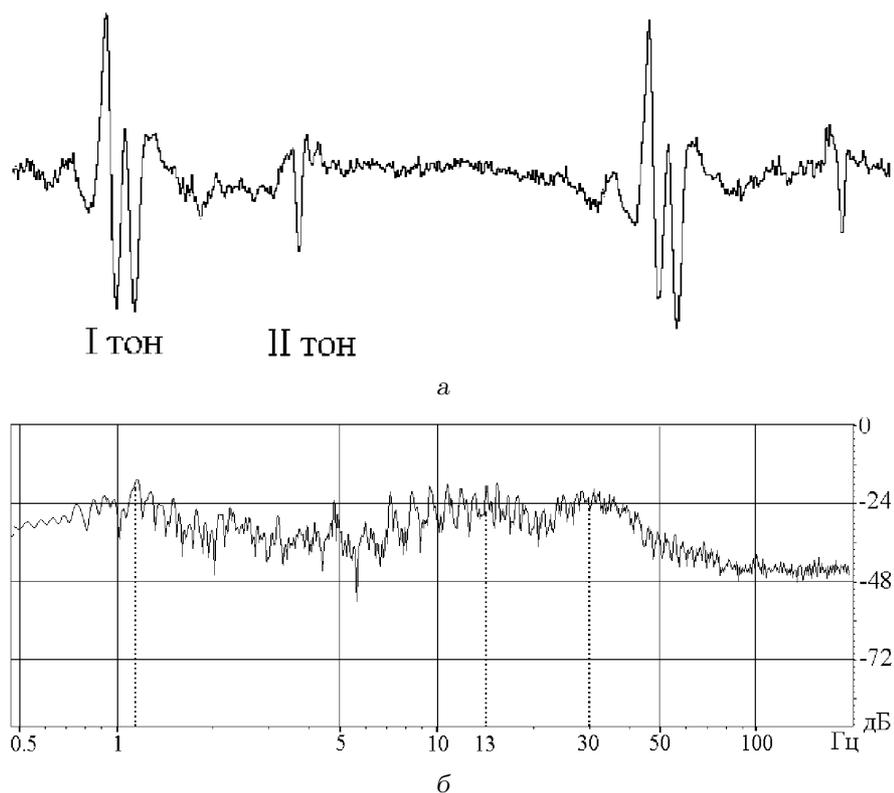


Рис. 10. Звуки сердечной деятельности при регистрации в расширенном диапазоне частот (0.5...200) Гц:
а – ФКГ; б – спектр ФКГ

ка 40 Гц. Из этого следует, что эффективный диапазон частот спектра рассматриваемого сигнала может простираться от единиц герц до одной-двух сотен Герц. При этом максимум спектра наверняка будет лежать в области низких звуковых и инфразвуковых частот. Из этого краткого анализа следует неутешительный вывод – существенная часть спектра звуков сердца находится вне диапазона слышимости обычного человека (в среднем, от 30 до 15000 Гц) и содержащаяся в них информация о состоянии сердца при аускультации, по-сути, теряется.

Казалось бы, проведя регистрацию звуков сердца с помощью рассмотренных выше электронных средств регистрации и обработки звуков дыхания и сердца, мы сможем получить ФКГ во всем диапазоне частот (в том числе и инфразвуковых). Однако практически осуществить такую регистрацию с помощью стандартного набора электронных средств не представляется возможным. Причина этого заключается в том, что диапазон рабочих частот аналого-цифровых преобразователей (АЦП) стандартных компьютеров начинается с (20...30) Гц, поскольку для встроенных в ком-

пьютер медиасредств более низкие частоты просто не нужны. Поэтому для осуществления полномасштабной регистрации звуков сердца необходимо использовать специальные широкополосные АЦП, которые способны осуществлять преобразование аналогового сигнала в цифровой, начиная с частоты порядка долей Герца.

В Институте гидромеханики НАН Украины разработаны специальные сверхнизкочастотные АЦП, способные работать с 0.5 Гц. С их помощью проведены экспериментальные исследования звуков сердца в норме. На рис. 10, а приведена достаточно типичная фонокардиограмма, а на рис. 10, б – ее спектр мощности, полученный с использованием широкополосного АЦП. Как видно, в целом временная развертка зарегистрированной ФКГ достаточно типична: на ней отчетливо видны первый и второй сердечные тоны. А вот спектр ФКГ, как и следовало ожидать, показывает, что основная доля информации находится в диапазоне частот примерно от 0.5 до 50 Гц. Любопытно, что огибающая спектра имеет три характерных широких подъема со средними частотами примерно 30 Гц, 13 Гц и 1 Гц. Выше 50 Гц

спектральные уровни экспоненциально убывают и после 100 Гц, по-видимому, опускаются ниже уровня помех. Можно предположить, что область от 1 до 20 Гц, характеризующаяся большим количеством пиков, содержит много информации о состоянии сердечной деятельности и в обозримом будущем может быть расшифрована и использована для эффективной диагностики.

Таким образом, высказанные нами предположения подтвердились. Действительно, врач с помощью стетофонендоскопа получает информацию о работе сердца только на основании анализа верхней части спектра ФКГ в диапазоне частот, в лучшем случае, от 30 до 200 Гц. Нижняя же часть спектра – от 1 до 30 Гц – принципиально не доступна для прослушивания. Немного лучше обстоит дело при регистрации звуков сердца стандартными электронными средствами, но и здесь мы не сможем опуститься ниже 20 Гц. Поэтому можно предположить, что внедрение сверхнизкочастотных АЦП в электронные системы регистрации и классификации звуков и шумов сердечной деятельности может открыть огромную перспективу для диагностики заболеваний сердца.

ВЫВОДЫ

Результаты фундаментальных и прикладных исследований в области акустики звуков жизнедеятельности организма человека, кратко представленные в данной обзорной статье, позволяют сделать следующие выводы:

- выявлены основные закономерности механизмов генерации и распространения звуков дыхания и сердечной деятельности, которые стали основой понимания процессов регистрации и классификации этих звуков;
- разработаны, созданы и запатентованы оригинальные высокочувствительные малогабаритные эффективные специальные сенсоры, предназначенные для надежной регистрации звуков дыхания и сердечной деятельности;
- впервые в Украине и странах СНГ созданы высокоэффективные портативные электронные стетофонендоскопы и компьютерные фоноспирографические комплексы, которые сертифицированы Укрметртрестстандартом и допущены Министерством здравоохранения Украины к применению без ограничений в медицинских учреждениях страны, где они используются в настоящее время;

- разработаны и апробированы в клинических условиях новые неинвазивные экологически безопасные методы компьютерной фоноспирографии, позволяющие на ранних стадиях диагностировать и классифицировать ряд бронхолегочных заболеваний человека;
- совместно с врачами-клиницистами запатентованы новые способы диагностики заболеваний легких;
- указаны перспективные направления дальнейших работ по расширению использования технологии компьютерной аускультации.

1. Ковалевский А. А. Перкуссия и аускультация. – Томск: Изд-во Томск. ун-та, 1961. – 170 с.
2. Губергриц А. Я. Непосредственное исследование больного. – Ижевск: Удмуртия, 1996. – 332 с.
3. Большая Советская Энциклопедия: том 3. – М.: Сов. энцикл, 1950. – С. 482–483.
4. Laennec R. T. H. De L'Auscultation Médiante; ou, Traité du diagnostic des maladies des poumons et du Coeur, fondé sur ce moyen d'exploration. – Paris: Brosson et Chaudé, 1918. 2 vols.
5. Большая Медицинская Энциклопедия: том 2. – М.: Сов. Энцикл, 1975. – С. 366–368.
6. Сапин М. Р., Билич Г. Л. Анатомия человека. – М.: Высшая школа, 1989. – 544 с.
7. Вовк И. В., Вовк О. И. О возможности физического моделирования шумов, генерируемых потоком воздуха в элементах дыхательных путей человека // Акуст. вісн. – 1999. – 2, № 2. – С. 11–25.
8. Вейбель Э. Р. Морфометрия легких человека. – М.: Медицина, 1970. – 175 с.
9. Вовк И. В., Вовк О. И. Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Часть I. Теория // Акуст. вісн. – 2000. – 3, № 2. – С. 19–32.
10. Басовский В. Г. Вовк И. В., Вовк О. И. Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Часть II. Анализ численных результатов // Акуст. вісн. – 2000. – 3, № 4. – С. 11–20.
11. Басовский В. Г. Вовк И. В., Вовк О. И. О возможности генерирования тональных звуковых колебания потоком воздуха в бронхах со стенозом // Акуст. вісн. – 2003. – 6, № 1. – С. 14–23.
12. Вовк И. В., Гринченко В. Т. Звук, рожденный потоком. – К.: Наук. думка, 2010. – 221 с.
13. Виноградов А. В. Дифференциальный диагноз внутренних болезней. – М.: Медицина, 1980. – 816 с.
14. Narasimham Ranganathan, Vahe Sivacyan, Saksena F. B. The art and science of cardiac physical examination. – Totowa, NJ: Humana Press Inc, 2006. – 411 p.
15. Витрук С. К. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы. – К.: Здоровье, 1990. – 224 с.
16. Хаутон Э. Р., Грей Д. Расшифровка ЭКГ. – Казань: Медицина, 2001. – 284 с.

17. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // Акуст. вісн.– 1999.– 2, № 3.– С. 11–32.
18. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л. Влияние физиологических особенностей верхних дыхательных путей на характеристики шумов дыхания // Акуст. вісн.– 1998.– 1, № 3.– С. 14–20.
19. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Олійник В. Н. Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. ж.– 1995.– 41, № 5.– С. 758–768.
20. Рудницький О. Г., Макаренко А. П., Гринченко В. Т., Майданик В. Г. Спосіб багатопараметричної діагностики легеневих захворювань.– Декларативний патент України на винахід № 41825.– Опубл. 17.09.2001.
21. Вовк И. В., Семенов В. Ю. Автоматическое обнаружение и распознавание сухих хрипов на основе анализа их автокорреляционной функции // Акуст. вісн.– 2005.– 8, № 3.– С. 17–23.
22. Вовк И. В., Гончарова И. Ю. Аналитический метод для оценки акустических свойств стетоскопов // Акуст. вісн.– 2000.– 3, № 3.– С. 10–16.
23. Гончарова И. Ю. Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона // Акуст. вісн.– 2000.– 3, № 2.– С. 56–62.
24. Гринченко В. Т., Виноградный Г. П., Макаренко А. А. Акустичний сенсор. – Пат. 14732 Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 5, 15.05.2006.
25. Гринченко В. Т., Макаренко А. А., Пархоменко О. М. Сенсор для аускультативної. – Пат. 23347 Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 7, 25.05.2007.
26. Олійник В. Н. Визначення еквівалентних параметрів поверхні тіла людини при взаємодії з контактним сенсором // Доп. НАН України, Сер. А.– 2004.– № 10.– С. 193–198.
27. Гринченко В. Т., Олійник В. Н. Динамічні властивості в'язко пружного шару при гармонічному навантаженні круговим штампом // Акуст. вісн.– 2005.– 8, № 1- 2.– С. 42–50.
28. Комплекс фonoспирографический компьютерный “КоРА-03М1”.– Технические условия.– ТУ УЗ3.1 05417354 001: 2006.
29. Вовк И. В., Макаренко А. А. Экспериментальное исследование помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов электронными стетодоскопами // Акуст. вісн.– 2007.– 10, № 4.– С. 28–34.
30. Гринченко В. Т., Макаренко А. П., Рудницький А. Г. Методы регистрации и обработки акустических сигналов при цифровой обработке // Тр. 5-ой межд. конф. “Прикладные технологии гидроакустики и гидрофизики”.– СПб.: Прилож. к науч.-тех. сб. Гидроакустика, 2000.
31. Адамов А. И., Вовк И. В., Гринченко В. Т., Виноградный Г. П., Макаренко А. П., Майданик В. Г., Яценко В. П. Устройство для аускультации // Пат. РФ N 2062047 С1, МПК А61 В7/04. Приоритет от 10.08.92 г.
32. Grinchenko V. T., Makarenkova A. A. Special contact microphone for auscultation // J. Biomech.– 2006.– 39, Suppl. 1.– P. S600.
33. Гринченко В. Т., Макаренко А. А. Исследование процессов регистрации звуков жизнедеятельности организма человека // Вісн. Донецьк. ун-ту, Сер. А: Природничі науки.– 2007.– Вип. 1.– С. 159–166.
34. Гринченко В. Т., Глебова Л. П., Майданик В. Г., Макаренко А. П., Рудницький О. Г. Комп'ютерні методи обробки аускультативних даних // Педіатрія, акушерство та гінекологія.– 1998.– № 5.– С. 29–33.
35. 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.
36. Макаренко А. А. Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмоколизом // Акуст. вісн.– 2008.– 10, № 1.– С. 46–54.
37. Макаренко А. А. Акустические характеристики звуков дыхания и методы их регистрации и обработки (автореф. дис...к.ф.-м.н).– К.: ИГМ НАН Украины, 2008.– 20 с.
38. Майданик В. Г., Макаренко А. А., Емчинская Е. А., Глебова Л. П. Диагностика пневмонии у детей с помощью фonoспирографии // Тези I конгресу Федерації педіатрів країн СНД “Дитина і суспільство: проблеми здоров'я, розвитку та харчування”.– К., 2009.– С. 83.
39. Макаренко А. А., Артемьев А. М., Макаренко А. П. Исследование эффективности электроакустических преобразователей электронных стетодоскопов // Акуст. вісн.– 2009.– 12, № 1.– С. 3–9.
40. Басанец А. В., Ермакова О. В., Макаренко А. П., Макаренко А. А. Акустическая объективизация звуков дыхания больных ХОБЛ // Укр. ж. пробл. мед. праці.– № 3(23).– 47–55.– С. 2010.
41. Гринченко В. Т., Макаренко А. А., Макаренко А. П. Информативность характеристик звуков дыхания больных ХОБЛ при компьютерной аускультации // Перший всеукраїнський з'їзд “Медицина та біологічна інформатика та кібернетика”. 36. праць.– К., 2010.– С. 168.
42. Гринченко В. Т., Макаренко А. А., Макаренко А. П. та ін. Спосіб акустичної діагностики хронічного обструктивного захворювання легень. – Пат. 52247 Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 16, 25.08.2010.
43. Макаренко А. А., Косовец Л. И., Емчинская Е. А. Объективизация дополнительных звуков дыхания у детей с бронхолегочными заболеваниями // Акуст. вісн.– 2010.– 13, № 4.– С. 15–25.
44. Гринченко В. Т., Макаренко А. А., Макаренко А. П. Компьютерная аускультация – новый метод объективизации характеристик звуков дыхания // Клин. информат. телемед.– 6, вып. 7., № 4.– 2010.– С. 31–39.
45. Майданик В. Т., Емчинська Є. О., Макаренко А. А. Діагностика пневмоній за допомогою фonoспирографії у дітей – Патент № 57221А, Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 3, 10.02.2011. Бюл.№ 3 від. 10.02.2011 г.
46. Гринченко В. Т., Макаренко А. А., Макаренко А. П. Создание многофункционального компьютерного комплекса для врача-пульмонолога // Конф. “Медицинская и биологическая информатика и кибернетика: Вехи развития”.– 21–23 апреля 2011, К.: КМАПО.– С. 52.
47. Басанец А. В., Макаренко А. А. Особливості аускультативної картини у хворих на пневмоколиз від впливу вугільного пилу при застосуванні респіросонографічного методу // Укр. ж. пробл. мед. праці.– 2007.– № 2.– С. 62–66.

48. Гринченко В. Т., Макаренков А. П., Макаренко А. А. Способ контроля адекватности гемодиализа. – Пат. 61607 А Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 11, 17.11.2011.
49. Олійник В. Н. Частотные искажения, вносимые контактными датчиками при одно- и двухканальной регистрации шумов дыхания // Гидромеханика. – 1997. – 71. – С. 89–97.
50. Олійник В. Н. Рациональные проектирования п'єзоакселерометрів для вимірювань на піддатливих поверхнях // Акуст. вісн. – 1998. – 1, № 3. – С. 54–65.
51. Гринченко В. Т., Макаренко А. А. Сравнение эффективности электроакустических преобразователей устройств электронной аускультации // Акуст. вісн. – 2007. – 10, № 1. – С. 17–29.
52. Макаренко А. А., Олійник В. Н. Помехи, сенсоров-виброселерометров, используемых для аускультации дыхательных шумов // Акуст. вісн. – 2006. – 9, № 1. – С. 45–54.
53. Гринченко В. Т., Макаренко О. А., Макаренко А. А. Сенсор микрофонового типа для аускультации звуков жизнедеятельности организма человека и животных. – Пат. 45469 А Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 21, 10.11.2009.
54. Рудницкий А. Г. Двухканальная обработка сигнала для разделения дыхательных и сердечных шумов // Акуст. ж. – 2001. – 47, № 3. – С. 413–421.
55. Вовк И. В., Каложный А. Я. О потенциальной эффективности спектрально-корреляционных методов классификации дыхательных шумов // Акуст. вісн. – 1999. – 2, № 1. – С. 11–21.
56. Гринченко В. Т., Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Алгоритмы адаптивной и ранговой классификации шумов дыхания // Акуст. вісн. – 2002. – 5, № 3. – С. 19–27.
57. Майданник В. Г., Гринченко В. Т., Рудницкий О. Г., Глебова Л. П., Макаренко А. П. Нові підходи в автоматизації аускультативної діагностики легеневи захворювань // Педіатрія, акушерство та гінекологія. – 2000. – № 6. – С. 30–34.
58. Макаренко А. А. Акустические характеристики звуков дыхания шахтеров, больных пневмокопозом // Вестн. Донецк. ун-та, Сер. А. – 2009. – Вып. 1. – С. 183–190.
59. Гринченко В. Т., Макаренко А. А., Макаренко А. П. та ін. Способ акустичної діагностики пневмоніозу. – Пат. 52355 Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 16, 25.08.2010.
60. Гринченко Н. Т. Макаренко А. А. Пьезокерамические сенсоры для регистрации звуков жизнедеятельности // Акуст. вісн. – 2010. – 13, № 1. – С. 11–16.
61. Гринченко В. Т., Макаренко А. П., Рудницкий А. Г. Использование активно-пассивного метода аускультации для диагностики пылевых бронхитов // Акуст. ж. – 1996. – 42, № 6. – С. 773–776.
62. Sovijarvi A., Kallio K., Paaajanen E., Malmberg P., Helisto P., Lipponen P., etc. A new versatile PC-based lung sound analyzer with automatic crackle analysis (HelSa) // Abstr. 21-st Int. Conf. Lung Sounds. – Chester, England, 1996. – P. 22.
63. Pasterkamp H., Kraman S. S., Wodicka G. R. Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope // J. Respir. Crit. Care Med. – 1997. – 156. – P. 974–987.
64. Harper P., Kraman S. S., Pasterkamp H., Wodicka G. R. An acoustic model of respiratory tract // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2001. – 48. – P. 543–550.
65. 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, № 12. – P. 1488–1489.
66. Polat H., Guler I. A Simple Computer-Based Measurement and Analysis System of Pulmonary Auscultation Sounds // J. Med. Syst. – 2004. – 28, № 6. – P. 665–672.
67. 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.
68. Beck K., Rosenhouse G., Mahagnah M., Chon R. M., Cugell D. W., Gavriely N. Measurements and theory of normal tracheal breath sounds // Ann. Biomed. Eng. – 2005. – № 10. – P. 1344–1351.
69. Kraman S. S., Wodicka G. R., Pressler G. A., Pasterkamp H. Design, construction, and evaluation of a bioacoustics transducer testing (BATT) system for respiratory sounds // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2006. – 53, № 8. – P. 1711–1715.
70. Kumar B. H. A fuzzy expert system design for analysis of body sounds and design of a unique electronic stethoscope (development of HILSA kit) // Biosens. Bioelectron. – 2007. – 22, № 6. – P. 1121–1125.
71. Гринченко В. Т., Макаренко А. П., Макаренко А. А., Сенченко І. В. Пристрій для аускультативної діагностики. – Пат. 72139 А Україна, МПК 7 А61 В7/00 // Бюл. N 1, 17.01.2005.
72. Басанець А. В., Макаренко А. А. Особливості аускультативної картини у хворих на пневмокопоз від впливу вугільного пилу при застосуванні респіронографічного методу // Укр. ж. пробл. мед. праці. – 2007. – № 2. – С. 62–66.
73. Свідчення про державну реєстрацію. “Комплекс фоноспірографічний комп'ютерний КоРА-03 М1”. – № 5528. – 2006 р.
74. Макаренко А. П., Ярошук Л. Б. Фоноспірографічний комп'ютерний комплекс “КоРА-03М1”. Інструкція по медичному застосуванню. – К.: ІГМ НАН України, 2006.
75. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // Акуст. вісн. – 1998. – 1, № 2. – С. 21–33.
76. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренко А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж. – 1994. – 40, № 1. – С. 50–56.
77. Майданник В. Г., Макаренко А. А., Ємчинська Є. О. та ін. Можливості комп'ютерної фоноспірографії в оцінці перебігу пневмонії у дітей // Мат. 12-го з'їзду педіатрів України “Актуальні проблеми педіатрії”. – Київ, 2010. – С. 83.
78. Макаренко А. А. Исследования и объективизация дополнительных звуков дыхания у больных ХОБЛ // Акуст. вісн. – 2010. – 13, № 3. – С. 31–41.
79. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов. – М./СПб.: Питер, 2003. – 603 с.