

ДАТЧИК ДЛЯ АУСКУЛЬТАЦИИ НА ОСНОВЕ АКУСТИЧЕСКОГО ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКОГО СТЕРЖНЕВОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ

В. Т. ГРИНЧЕНКО, Г. П. ВИНОГРАДНЫЙ, А. А. МАКАРЕНКОВА

*Институт гидромеханики НАН Украины
ул. Желябова, 8/4, 03680, Киев-180, ГСП, Украина
тел. (044) 453-26-55; e-mail: maa@mail.ru*

Исследования в медицинской акустике проведенные в течение последних десяти лет позволили создать цифровые аудиовидеодиагностические комплексы, предназначенные для диагностики бронхолегочных и сердечных заболеваний. Это стационарные, многоканальные, многофакторные, автоматизированные системы. В этих комплексах для регистрации звуков жизнедеятельности используются высокочувствительные датчики пульсаций звукового давления - микрофонного типа, или датчики колебательного ускорения. При работе в полевых условиях (работа медиков скорой помощи и Министерства Чрезвычайных Ситуаций), и особенно, в холодное время года, применение подобных комплексов затруднено из-за отсутствия необходимых условий. В Институте гидромеханики Национальной Академии Наук Украины были созданы мобильные электронные стетофонендоскопы ЭФОН-06, ЭФОН-07. Для этих приборов разработаны специальные акустические пьезокерамические датчики стержневого типа. Приводится описание конструкции датчика, его электроакустические характеристики, которые сопоставляются с характеристиками датчика колебательного ускорения изгибно-консольного типа, используемого в стационарных комплексах, типа КоРА.

ВВЕДЕНИЕ

В конце прошлого века в ведущих странах мира были проведены обширные исследования в области медицинской акустики, а именно, по цифровой аускультации звуков жизнедеятельности человека. Интерес к этим исследованиям обусловлен большим объемом информации, содержащийся в звуковых феноменах, возникающих в процессе функционирования основных систем человеческого организма. Исследования позволили выполнить физическое и математическое моделирование звуков сердечной деятельности, дыхательных шумов, и на этой основе создать технические средства регистрации, цифровой обработки, документирования и хранения акустических портретов сигналов. В результате, практически одновременно, в Израиле, Финляндии, США, Канаде и Украине, в Институте гидромеханики Национальной Академии Наук Украины, были созданы стационарные аудиовидеодиагностические комплексы цифровой аускультации, позволяющие в реальном масштабе времени производить спектральную и корреляционную обработку сердечных звуков и дыхательных шумов, с последующей полихромной визуализацией [1, 2]. Таким образом, появилась возможность процесс аускультации вывести из области искусства, где оценка шумов носить субъективный качественный характер в область естественных наук, производить объективную количественную оценку акустическим явлениям. Одной из задач, решенной при этом - была задача регистрации звука, генерируемого в теле человека. Параллельно с разработкой компьютерных аудиовидеодиагностических комплексов выполнялись работы по созданию малогабаритных

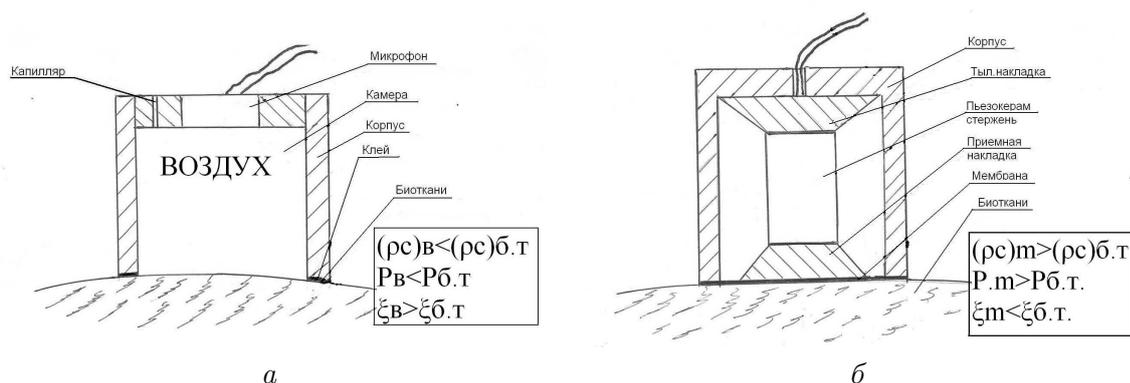


Рис. 1. Схемы датчиков:

а – микрофонного типа, *б* – стержневого типа

мобильных электронных стетофонендоскопов [3]. Побудительным мотивом к их созданию была простота конструкции, размеры близкие к традиционным механическим стетофонендоскопам, возможность усиления сигналов, получения линейной амплитудно-частотной характеристики и аускультации в полевых условиях, что крайне необходимо для военных медиков и Министерства Чрезвычайных Ситуаций.

1 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

В стационарных и мобильных портативных комплексах регистрация дыхательных шумов и звуков сердечной деятельности осуществляется датчиками пульсаций звукового давления (датчики микрофонного типа), либо с помощью специальных приемников колебательного ускорения (ПКУ). Наиболее простым с конструктивной точки зрения, является датчик микрофонного типа, в котором роль чувствительного элемента выполняет электретный микрофон рис. 1 а. Датчик содержит металлическую или пластиковую камеру цилиндрической формы, в дно которой вмонтирован микрофон. Открытая часть цилиндра при аускультации должна плотно, без зазоров, во избежания влияния внешнего звукового фона, прижиматься к телу пациента. Колебания поверхности тела, обусловленные звуками жизнедеятельности организма (звуки сердца, шумы дыхания, шумы кровотока и т.д.) приводят к появлению в камере датчика пульсации звукового давления, которые затем регистрируются микрофоном. Для устранения нежелательной составляющей постоянного давления, возникающей в камере, вызываемой растяжением кожи при вдохе и выдохе, предусмотрено отверстие малого диаметра (капилляр диаметром от 0.5 до 1.0 мм), соединяющее полость камеры с окружающей средой. Как установлено исследованиями [4–6], наличие воздушного слоя в камере датчика существенно снижает его эффективность на высоких частотах 600–1500 Гц на 15–20 дБ. Это связано с особенностями перехода звука из биотканей, (акустически жесткой среды) в воздух - акустически мягкую среду [7]. Волновое сопротивление первой в 26 раз больше волнового сопротивления второй. За счет этого происходит уменьшение звукового давления и возрастание колебательной скорости, существенно снижается эффективность датчика (чувствительность), т.к. микрофон регистрирует пульсации звукового давления. Уменьшение толщины воздушного слоя в

камере підвищує ефективність мікрофонного датчика. Суть полягає в тому, що існують межі порядку 2.5–3.0 мм, товщини повітряного шару менше яких можливо контактування шкірного і волосного покриву з поверхнею мікрофона, що призводить до появи контактної перешкоди, що спотворює корисний сигнал.

Натуральним способом боротьби з подібним явищем є виключення повітряного шару, що було зроблено в конструкції датчика розробленого нами. Принципова схема датчика наведена на рис.1б. Він складається з стержневого пьезокерамічного перетворювача з передньої (приймальної) і задньої (масивної) накладками. Приймальна легка накладка опирається на металеву мембрану товщиною $\delta = 0.1$ мм. Жорсткий металевий корпус об'єднує всі конструктивні елементи в єдине ціле. За принципом дії – це стержневий пьезокерамічний односторонній перетворювач мікрофонного типу (датчик стержневого типу). В процесі реєстрації звукових явищ, обумовлених життєдіяльністю організму людини необхідно, щоб металеві мембрана щільно прилягала до шкірного покриву пацієнта. Відмінною особливістю процесу реєстрації звуку датчиком стержневого типу є те, що тут організовано перехід звуку з акустично м'якої середовища в акустично жорстку. Хвильове опір біотканин в 35 разів нижче хвильового опору сталі, з якої виготовлена мембрана. Це призводить до суттєвого підвищення тиску і зменшенню швидкості коливань в процесі переходу звуку з біотканин до чутливих елементів датчика.

Оцінка ефективності розробленого датчика стержневого типу здійснювалась шляхом порівняння звукового фону в приміщенні, звуків серця і дихальних шумів, реєструваних цим датчиком і приймачем коливань прискорення, що використовується в аудіовідео діагностичних комплексах типу "КоРА". Діаметр датчиків був однаковим – 30 мм. Маса датчика коливань прискорення була 12 грам, а датчик стержневого типу – 50 грам. Чутливість датчика коливань прискорення становила 15.2 мВ/(м с⁻²).

Реєстрація звукового фону здійснювалась при вертикальному розташуванні датчиків, підвішених на тонких нитках до консолей стійки, при цьому відстань між осями датчиків була 20 мм. Реєстрація звуків життєдіяльності людини, серцевих і дихальних шумів проводилась у 3-х здорових добровольців в віці 28-ти, 36-ти, 45-ти років. В час проведення вимірювань пацієнт перебував в лежачому положенні на кушетці. Звуки серця вимірювались в точці 5 (ліва сторона грудної клітки, верхівка серця), а дихальні шуми – в правій підключичній області в т.2 П. Датчики кріпились до тіла пацієнта з допомогою двохстороннього тонкого лейкопластиря, на відстані 30 мм один від одного. Сигнали з датчиків посилювались двохканальним електронним посилювачем, а потім реєструвались і оброблялись з допомогою двохканального спектроаналізатора фірми "Брюль і Кьєр", типу 2134, на якому виконувалась спектральна аналіз.

Результати вимірювань представлені на рис.2, в вигляді спектрів потужності сигналів усереднених по 6-ти реалізаціям для кожного виду вимірювань. На даному малюнку всі непарні цифри відповідають кривим, які були отримані при вимірюванні датчиком стержневого типу, а парні – приймачу коливань прискорення. Криві 1 і 2 малюнка 2а, відповідають звуковому фону, датчиками приміщення, в якому проводились вимірювання звуків життєдіяльності пацієнтів. З розгляду цих кривих неважко помітити, що рівні спектральних складових фону реєструвані

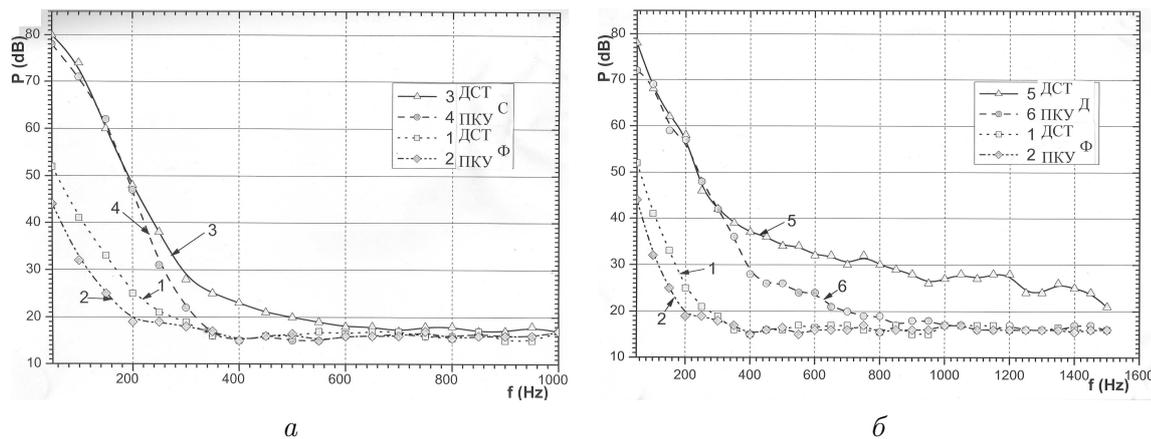


Рис. 2. Спектры мощности шумов:
 а – сердца, б – дыхания

датчиком стержневого типа в диапазоне частот 20–200 Гц на 10 дБ выше уровней зарегистрированных приемником колебательного ускорения. Кривые 3 и 4 данного рисунка отображают спектры мощности звуков сердечной деятельности пациентов. Из рисунка 2б видно, что датчик стержневого типа позволяет проводить регистрацию звуков сердца от единиц герца до 550 Гц, в то время как приемник колебательного ускорения регистрирует сердечные звуки только до 300 Гц, выше которых спектральные составляющие полезного сигнала совпадают с спектральными составляющими звукового фона помещения. Это указывает на то, что датчик стержневого типа лучше согласован со средой – биотканями человека. Измерения дыхательных шумов, результаты которых представлены кривыми 5,6 рисунка 2б наглядно иллюстрируют преимущество датчиков стержневого типа над датчиками колебательного ускорения. Установлено, что на частотах больших 350 Гц спектральные составляющие дыхательных шумов зарегистрированные датчиком стержневого типа, при дыхании средней интенсивности, превышают подобные уровни измеренные приемником колебательного ускорения на 8-10 дБ. Нетрудно заметить, что с помощью приемника колебательного ускорения можно регистрировать дыхательные шумы до 800 Гц, в то время как с помощью датчика стержневого типа надежно регистрируются дыхательные шумы до 1500 Гц.

Интересные результаты были получены при варьировании прижатия датчика стержневого типа к телу. На рисунке 2б представлены результаты измерений дыхательных шумов, которые были измерены в точке 2 П. Кривая 1 соответствует удельному давлению прижатия 7.0 г/см^{-2} , а кривая 2 – 28 г/см^{-2} и кривая 3 – 70 г/см^{-2} . Как видно, увеличение прижатия приводит к уплотнению биотканей находящихся под датчиком, повышению звукового давления и естественно к росту уровня регистрируемого сигнала. Этот эффект дает возможность регулировать уровень сигнала без электронного усиления его. Полученные результаты указывают на то, что датчик стержневого типа может быть использован как в стационарных аудиовидеодиагностических комплексах так и в мобильных портативных электронных стетофонендоскопах, хотя, по нашему мнению их более целесообразно использовать в мобильных приборах. В Институте гидромеханики Национальной академии наук Украины были созданы одноканальные и многоканальные электронные стетофонендоскопы, типа “Эфон”, у которых регистрация звуков

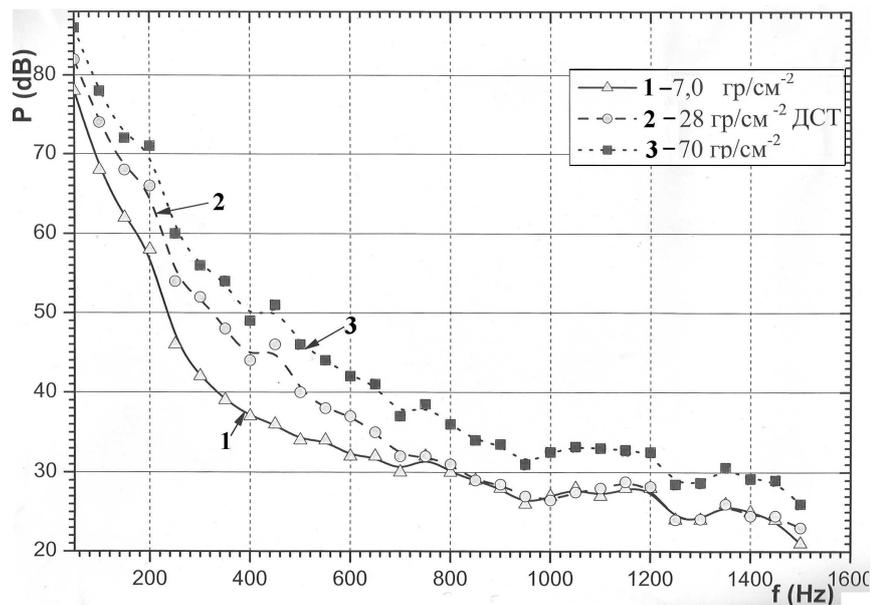


Рис. 3. Спектры мощности дыхательных шумов при различном удельном давлении

жизнедеятельности осуществлялась с помощью разработанных датчиков стержневого типа. Данные электронные стетофонендоскопы позволяют регистрировать звуки сердца, дыхательные шумы, звуки желудочно-кишечного тракта и осуществлять обучение студентов навыкам аускультации. Чувствительность электронного стетотелефонендоскопа “Эфон-06” у которого первичным преобразователем был датчик стержневого типа в 5 раз выше лучшего механического стетофонендоскопа [8]. Кроме того, у него линейная амплитудно-частотная характеристика, в отличие от механического, у которого амплитудно-частотная характеристика имеет провалы в отдельных частотах до 20 дБ, и что немало важно он позволяет регулировать громкость регистрируемого сигнала в процессе аускультации. Как отмечалось главным педиатром Министерства Охраны здоровья Украины зав.кафедрой педиатрии №. 2 КМАПО профессором В. В. Бережным: “Электронный стетофонендоскоп ЭФОН-06 значительно повышает эффективность акустической диагностики соответствующих заболеваний человека независимо от индивидуальных особенностей слухового тракта человека. Это позволяет быстро и оперативно выявлять респираторные и сердечно-сосудистые заболевания на ранних стадиях их развития”.

ВЫВОДЫ

Анализ процесса перехода звука из биотканей человека к чувствительным элементам датчика звукового давления, микрофонного типа, используемого при аускультации, показал, что наличие воздушного слоя приводит к уменьшению чувствительности датчика. Эффективность датчика может быть увеличена исключением воздушной среды между телом и чувствительными элементами.

Разработан и апробирован датчик для аускультации звуков жизнедеятельности организма человека, на основе одностороннего пьезокерамического стержневого преоб-

разователя. Чувствительность которого превосходит чувствительность приемника колебательного ускорения тех же габаритов.

Установлено, что с увеличением силы прижатия датчика стержневого типа чувствительность его возрастает.

Разработанный датчик используется в мобильных стетофонендоскопах, чувствительность которых в 5 раз выше чувствительности лучших образцов механических стетофонендоскопов.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Pasterkamp H., Carson C., Daien D., Oh Y.* Digital respirosography. New images of lung sounds // *Chest.*– 1989.– **96**, N 6.– P. 1405–1412.
2. *Пристрій для аускультативної діагностики / Грінченко В. Т. Макаренков А. П., Макаренкова А. А., Сенченко І. В., Деклараційний патент, N 72139A від 17.01.2005.*
3. *Электронный стетофонендоскоп. Руководство пользователя.*– NY: Hewlett Packard, 1999.– 324 с.
4. *Гончарова И. Ю.* Датчик для регистрации шумов дыхания на основе использования микрофона // *Акуст. вісн.*– 2001.– **4**, N 3.– С. 56–62.
5. *Вовк И. В., Гончарова И. Ю.* Аналитический метод оценки акустических свойств стетоскопов // *Акуст. вісн.*– 2000.– **3**, N 3.– С. 10–16.
6. *Wodichka G. R., Kraman S. S., Zenk G. M., Pasterkamp H.* Measurement of respiratory acoustic signals // *Chest.*– 1994.– **106**, N 4.– P. 1140–1144.
7. *Ржевский С. Н.* Курс лекций по теории звука.– М.: Изд-во МГУ, 1960.– 335 с.
8. *Albellaa M., Formolo J., Penney D. G.* Compression of Acoustic Properties of six stethoscopes // *JASA.*– 1992.– **92**, N 1.– P. 2224–2228.