

СРАВНЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКИХ СЕНСОРОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ПРИ АУСКУЛЬТАЦИИ

В. Т. ГРИНЧЕНКО, А. А. МАКАРЕНКОВА

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

В работе выполнен анализ параметров, определяющих процессы перехода звука из биотканей тела на контактную поверхность электроакустических датчиков. Звуковое давление и колебательная скорость при переходе звука зависят от соотношения волновых сопротивлений сред. При выборе типа электроакустического датчика для устройств электронной аускультации человека (микрофона или акселерометра) необходимо учитывать это соотношение. Проанализированы характеристики электроакустических датчиков, применяемых в настоящее время в устройствах электронной аускультации звуков дыхания. Рассмотрены конструкция, методы градуировки, и акустические характеристики контактных микрофонов и акселерометров, разработанных авторами, которые используются в фоноспирографических комплексах “КоРА”. Проведено сравнение их эффективности.

ВВЕДЕНИЕ

Ценность аускультации процессов жизнедеятельности человека обусловлена простотой процедуры при большом объеме информации получаемой врачом, и возможностью использования ее для диагностики и мониторинга состояния организма [1]. Интерес к созданию электронных средств аускультации вызван недостатками стетофонендоскопов – нелинейностью их амплитудно-частотной характеристики (АЧХ), невозможностью усиления сигнала, отсутствием его фильтрации, качественной оценкой звуковых феноменов [2], субъективным восприятием диагностом.

В докладе рассмотрены: переход звука из биотканей на электроакустические преобразователи, разработанные авторами для средств электронной аускультации, принцип их работы и акустические характеристики, а также выполнено сравнение эффективности этих преобразователей.

1 ПЕРЕХОД ЗВУКА ИЗ БИОТКАНЕЙ НА ПРИЕМНЫЕ УСТРОЙСТВА

Работа связана со звуками дыхания, генерируемыми движением воздуха в трахее, бронхах, бронхиолах и паренхиме легких. Патологические процессы происходящие в них приводят к изменению геометрических и механических характеристик, и вызывают появление дополнительных звуков [3].

Физические свойства тканей тела и контактных поверхностей датчиков, регистрирующих звук, существенно отличаются друг от друга. Биотканям, в отличие от

материалов датчиков, присуща неоднородність, анізотропія і низька сдвигова жорсткість.

Ізвестно [4], що на границі таких серед колибательна шкороість ξ звукової волни і звукове давлення p змінюються, но виконуються определенні умови: границя розділа вважається сплошною, відсутні істочники звука, ни колибательна шкороість, ни давлення не змінюються скачками, т.е. граничні умови требують неперервності колибательної шкороості і неперервності звукового давлення.

Как установлено, при нормальном падении звуковой волны на границу сред, коэффициент прохождения по амплитуде давления t_p определяется формулой:

$$t_p = \frac{2p_2c_2}{p_2c_2 + p_1c_1} = qt_v \quad (1)$$

где $q = p_2c_2/p_1c_1$; t_v – коэффициент прохождения по колебательной скорости; p_1c_1 – волновое сопротивление биотканей; p_2c_2 – волновое сопротивление контактной поверхности датчика.

Нетрудно заметить, что при переходе звука из акустически мягкой среды в акустически жесткую ($p_1c_1 < p_2c_2$), коэффициент прохождения по амплитуде давления для границы биоткань – сталь положителен $t_p \approx 2$, звуковое давление во второй среде возрастает, а колебательная скорость уменьшается. Переход звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую ($p_1c_1 > p_2c_2$) сопровождается уменьшением давления во второй среде и возрастанием колебательной скорости (например, для границы биоткань – воздух $t_v \approx 2$).

Для регистрации звуков дыхания человека в настоящее время в устройствах электронной аускультации используются электроакустические преобразователи, специальные датчики микрофонного типа (ДМТ) и акселерометры [5]. Как следует из формулы (1), если ($p_1c_1 < p_2c_2$), то целесообразно регистрировать звук с помощью микрофонов. Если реализуется переход звука из акустически жесткой среды в акустически мягкую ($p_1c_1 > p_2c_2$), когда колебательная скорость возрастает, звук следует регистрировать с помощью акселерометров.

2 ДАТЧИКИ ЗВУКОВОГО ДАВЛЕНИЯ

В медицинской акустике для регистрации звуков жизнедеятельности широко используются датчики звукового давления и датчики колебательного ускорения. Датчики звукового давления первоначально начали применять в фонокардиографах – аппаратах регистрирующих и анализирующих тона и шумы сердца [6].

Конструкция датчика достаточно проста (см. рис. 1). К настоящему времени установлено [5], что оптимальным по размерам и конструктивному решению, является датчик 1 из металла или пластика конической формы с толщиной стенок приблизительно 2.0 мм, с диаметром основания ≈ 10 мм и капилляром 2 для компенсации статического давления диаметром ≈ 0.5 мм при отношении длины капилляра к его диаметру $\approx 20 - 23$. В дно датчика вмонтирован миниатюрный ненаправленный электретный микрофон 3 с предусилителем 4.

В процессе регистрации звуков дыхания датчик необходимо плотно, без зазора прикреплять к телу пациента 5. Колебания поверхности грудной клетки, возбуждаемые звуками дыхания внутри бронхолегочной системы, через воздушную среду камеры (6)

передаются на электретный микрофон, где происходит преобразование звуковой энергии в электрическое напряжение. Отличительной особенностью такого датчика является то, что переход звука из биотканей на микрофон осуществляется через воздух, волновое сопротивление которого в 3500 раз меньше, чем у биотканей тела, что вызывает уменьшение звукового давления действующего на микрофон и снижение эффективности датчика. Исследователями их Манитобского университета (Канада) [7] экспериментально установлено, что на частотах свыше 600 Гц эффективность датчика снижается на величину порядка 20 дБ. Теоретические обоснования этому приведены в работе [8].

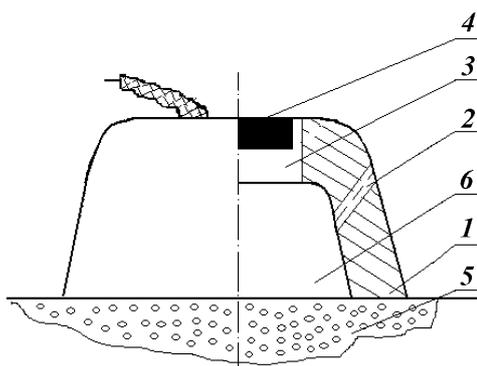


Рис. 1.

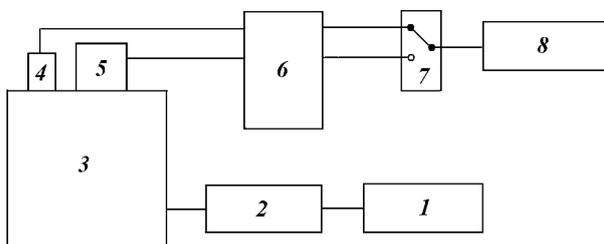


Рис. 2.

Чувствительность контактного микрофона по давлению определялась путем градуировки методом сравнения. В основу метода было положено допущение о том, что силовое воздействие вибраций поверхности тела на мембрану микрофона эквивалентно воздействию на нее вибраций, создаваемых вибростендом. Блок-схема градуировки изображена на рис. 2, где 1 - генератор ГЗ-112/1, 2 - усилитель мощности, 3 - вибростенд В&К 4808, 4 - контрольный акселерометр В&К 4207, 5 - контактный микрофон, 6 - усилитель, 7 - переключатель, 8 - электронный вольтметр В7-27 А/1. Градуировка производилась при постоянном ускорении вибростенда, которое измерялось контрольным акселерометром. Напряжения, генерируемые контактным микрофоном и акселерометром, регистрировались цифровым вольтметром.

Чувствительность контактного микрофона по давлению определялась по следующей зависимости:

$$\gamma = \frac{\pi D^2 U_m \gamma_a}{4 U_a m}, \quad (\text{В/Па}), \quad (2)$$

где U_m – напряжение, генерируемое контактным микрофоном, В; U_a – напряжение, генерируемое контрольным акселерометром, В; γ_a – чувствительность контрольного

Нами предложен контактный микрофона у которого отсутствует воздушная камера. Конструкционная схема контактного микрофона приведена в работе [9]. По принципу действия - это односторонний стержневой пьезокерамический преобразователь звукового давления, а по использованию его в устройствах аускультации - контактный микрофон. В процессе регистрации звука, стальная металлическая мембрана плотно прилегает к телу пациента, звуки дыхания переходят из биотканей (акустически мягкой среды) в акустически жесткую – стальную мембрану и далее через переднюю накладку на пьезоэлектрический преобразователь. Звуковое давление при переходе из биотканей на стальную мембрану возрастает приблизительно в 2 раза.

акселерометра по ускорению, В $\text{с}^2/\text{м}$; D – диаметр стержневого пьезоэлемента, м; m – масса микрофона, кг.

Градуировкой установлено, что АЧХ контактного микрофона линейна в диапазоне частот 20-6000 Гц, а чувствительность по давлению составляет $\gamma_k = 2.5 \cdot 10^{-3}$ В/Па, резонанс контактного микрофона проявляется на частоте 167.3 кГц.

Высокая чувствительность и линейность АЧХ контактных микрофонов в широком диапазоне частот были определяющими аргументами при выборе электроакустических преобразователей для мобильных электронных стетофонендоскопов “ЭФОН-06”, “ЭФОН-07” разработанных и созданных в ИГМ НАН Украины, эффективность которых высока оценена врачами.

3 ДАТЧИКИ КОЛЕБАТЕЛЬНОГО УСКОРЕНИЯ – АКСЕЛЕРОМЕТРЫ

Вторым типом датчика, который используется в устройствах электронной аускультации является акселерометр. Главным достоинством такого датчика является высокая его чувствительность и линейность АЧХ в широком диапазоне частот.

Поверхность тела, с которой осуществляется регистрация звуков дыхания, представляет вязко-упругую среду, состоящую из слоя биотканей и армирующих элементов в виде ребер. При нахождении сенсора на поверхности тела возникают нелинейные искажения в виброакустическом поле вблизи его местоположения. Это обусловлено механическими свойствами биотканей. Принято считать, что для легких сенсоров поведение биотканей тела остается линейным при неизменности геометрических и физических параметров системы.

Установлено, что с увеличением массы акселерометра его эффективность на высоких частотах снижается [10]. К недостаткам серийно выпускаемых акселерометров следует отнести малую чувствительность, при относительно большой массе, так как они не рассчитаны на регистрацию малых ускорений, характерных для звуков дыхания, поэтому целесообразно в системах электронной аускультации применять специализированные акселерометры.

Нами разработаны акселерометры серии АД. Общий вид акселерометра типа АД-16 представлен на рис. 3. Он состоит из основания с жестко прикрепленной к нему опорой 1, на которой консольно закреплены 4 пьезокерамических биморфа 2. Биморфы соединены последовательно. Выбрана изгибно-деформационная схема нагрузки пьезоэлемента, с закрепленными на конце биморфа инерционными массами. Для понижения входного сопротивления акселерометра и повышения соотношения сигнал/помеха внутри корпуса 5 установлен предварительный усилитель 3, преобразующий высокоомный выходной сигнала в низкоомный.

Акселерометры имели следующие размеры: диаметр – 30 мм, высота – 15 мм, масса – 12 грамм (без кабеля). Градуировка акселерометров на вибростенде показала, что АЧХ линейна, в диапазоне частот 20-1600 Гц, а чувствительность максимальна в плоскости перпендикулярной основанию и составляет $\gamma_a = 15 \pm 5$ мВ $\text{с}^2/\text{м}$. Акселерометры АД-16 используются в фоноспирографических компьютерных комплексах типа “Кора”, для регистрации звуков дыхания. Комплексы сертифицированы и допущены МОЗ Украины для практического применения в медицинских учреждениях [11].

Сравнение эффективности датчиков различных типов представляет практический интерес для разработчиков электронных средств аускультации. Ее следует оце-

нивать по соотношению сигнал/помеха. В работе [12], приведены результаты оценки помехозащищенности при регистрации звуков вдоха. Нами выполнено сравнение эффективности контактного микрофона и акселерометра АД-16 при регистрации полного цикла дыхания. Регистрация звуков дыхания проводилась в точке 2П, при креплении датчиков на расстоянии 30 мм друг от друга. Шумы, регистрируемые датчиками на бедре пациентов, принимались в качестве помехи.

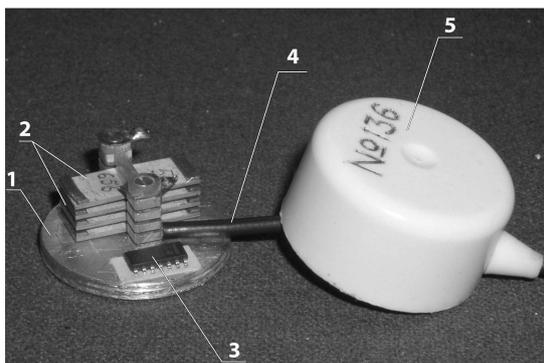


Рис. 3.

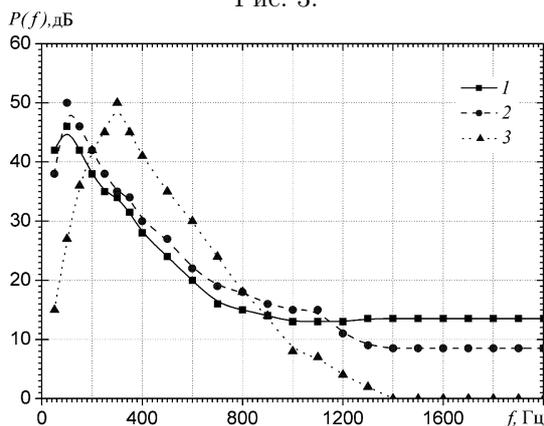


Рис. 4.

В результате измерений получена зависимость соотношения сигнал/помеха от частоты (рис. 4), где кривая 1 соответствует контактному микрофону; кривая 2 - акселерометру типа АД-16; 3 - акселерометру “Siemens EMT 25C”. На этом рисунке приведено соотношение сигнал/помеха, для широко используемого зарубежными исследователями акселерометра “Siemens EMT 25C” [12]. Установлено, что в диапазоне частот 200-700 Гц у акселерометра АД-16 и контактного микрофона значение соотношения сигнал/помеха близки. Отличия проявляются только в диапазоне низких частот 50-200 Гц и на частотах больших 700 Гц. В первом случае более эффективен акселерометр, а во втором – контактный микрофон.

Наши сенсоры позволяют проводить регистрацию звуков дыхания до 2000 Гц. Акселерометр “Siemens EMT 25C” более эффективен только на частотах 200-800 Гц, а на частотах выше 800 Гц его эффективность снижается до нуля. Это объясняется тем, что исследователи из Канады измеряли звуки дыхания только на вдохе, где, уровень звуков максимален на этих частотах 200-800 Гц.

ВЫВОДЫ

1. Установлено, что процесс перехода звука с тела пациента на контактную поверхность акустического преобразователя определяется, соотношением волновых сопротивлений этих сред.

2. Проведена акустическая градуировка стержневых пьезоэлектрических контактных микрофонов, которая установила их чувствительность и АЧХ. Чувствительность по давлению микрофона составляла 2.5 мВ/Па, а АЧХ линейна в диапазоне частот 20-2000 Гц.

3. Разработан высокочувствительный специализированный пьезокерамический многоэлементный акселерометр изгибно-деформационного типа АД-16 с линейной амплитудно-частотной характеристикой в диапазоне частот 20-2000 Гц, с чувствительно-

стю к ускоренню $\gamma_a = 15 \pm 5$ мВ с²/м. Акселерометри АД-16 використовуються для реєстрації звуків дихання в фоноспірографічних цифрових комплексах “КоРА”, сертифікованих в Україні.

4. Произведено сравнение помехозащищенности пьезокерамического контактных микрофонов и акселерометров АД-16 в диапазоне частот 20-2000 Гц. Установлено, что их помехозащищенность одинакова, в диапазоне частот 50-1200 Гц, а на более высоких частотах помехозащищенность контактного микрофона выше.

ЛИТЕРАТУРА

1. *An improved bioacoustic method for monitoring of respiration* / P. Hult, T. Fjallbrant, B. Wranne, O. Engdahl, P. Ask // *Technol. Health Care.* – 12 (4). – 2004. – P. 323–332.
2. *Acoustic Performance of three stethoscope chest pieces* / Alice Jones, Douglas Jones, Kevin Kwong, S. C. Siu // *Polytech. Engineering in Medicine and Biology Society*, 1998. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE. Dept. of Rehabilitation Sci., Hong Kong.* – 1998. – Vol. 6. – P. 3219–3222.
3. *Вовк І. В., Гринченко В. Т., Дажнов С. Л., Крыжановский В. В., Олійник В. Н.* Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // *Акустичний вісник.* – 1999. – Т. 2, № 3. – С. 11–32.
4. *Ржевкин С. Н.* Курс лекций по теории звука. – М.: Изд-во МГУ, 1960. – 335 с.
5. *Kraman S. S., Wodicka G. R., Oh Y., Pasterkamp H.* Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity width, shape, and venting // *Chest.* – 108. – 1995. – P. 1004–1008.
6. *Минограф 82 SIEMENS.* Руководство по эксплуатации: Датчик пульс/фоно 860
7. *Wodicka G. R., Kraman S. S., Zenk G. M., Pasterkamp H.* Measurement of respiratory acoustic signals // *Chest.* – 106(4). – 1994. – P. 1140–1144.
8. *Гончарова І. Ю.* Датчик для реєстрації шумів дихання на основі використання мікрофона // *Акустичний вісник.* – 2000. – Т. 3, № 2. – С. 56–62.
9. *Гринченко В. Т., Виноградный Г. П., Макаренкова А. А.* Датчик для аускультации на основе акустического пьезокерамического стрелкового преобразователя // *Зб. наук. пр. акустичного симпозіуму Консонанс-2005.* – Київ, ІГМ НАНУ. – 2005. – С. 153–158.
10. *Гринченко В. Т., Олійник В. Н.* Динамічні властивості в'язко-пружного шару при гармонічному навантаженні круговим штампом // *Акустичний вісник.* – 2005. – Т. 8, № 1–2. – С. 42–50.
11. *Комплекс фоноспірографічний комп'ютерний КоРА-03М1. СВДОЦТВО ПРО ДЕРЖАВНУ РЕЄСТРАЦІЮ № 5528/2006*
12. *Pasterkamp H., Kraman S. S., Defrain R. D., Wodicka G. R.* Measurement of respiratory acoustic signals: comparison of sensor // *Chest.* – V. 104 (5). – 1993. – P. 1518–1525.