



ФОКУСИРУЕМЫЕ ПЬЕЗОПРИЕМНИКИ ДЛЯ АКУСТОТЕРМОМЕТРИИ

С.А. НАЙДА, Е.С. ДРОЗДЕНКО

НТУУ «Киевский политехнический институт». 03056, г. Киев, пр-т Победы, 37. E-mail: fel@kpi.ua

Рассмотрено новое направление в ранней медицинской диагностике – диагностика по пассивному функциональному изображению тела человека, полученному методом акустотермометрии. Метод состоит в регистрации собственного теплового акустического излучения тела с помощью пьезоприемников. Акустотермометр позволяет измерять не только поверхностную, но и глубинную температуру, что принципиально невыполнимо средствами радиометрии, инфракрасной техники и др. Метод акустотермометрии, кроме медицины, может применяться в таких областях как геофизика, океанология, техника. В настоящей работе на основе обоснованных моделей получены соотношения, позволяющие рассчитать оптимальные параметры акустотермометра. Использование в пьезоприемнике фокусировки теплового акустического излучения с помощью эллиптической линзы дает возможность измерять внутреннюю абсолютную температуру тела одноканальным и одночастотным акустотермометром, с пороговым значением точности измерения. Библиогр. 16, рис. 2.

Ключевые слова: акустотермометрия, тепловое акустическое излучение, пьезоэлектрический преобразователь, глубинная температура

Акустотермометрия – это метод, позволяющий неинвазивно измерять внутреннюю температуру объекта, в частности, человеческого организма, посредством приема и регистрации теплового акустического излучения.

Внутренняя температура тела является важным параметром для диагностики и контроля. Согласно существующим представлениям, изменение температуры тканей обычно предшествует изменениям на структурном уровне, которые могут быть обнаружены при общепринятых методах исследования – УЗИ, рентгене, пальпации [1]. Поэтому измерение внутренней температуры представляет интерес для ранней диагностики заболеваний, позволяет делать выводы о состоянии и функционировании органов и систем, выявлять воспалительные процессы и контролировать реакцию организма на различные воздействия, в частности, локальную гипертермию – способ лечения онкологических заболеваний, который заключается в нагреве опухолевой ткани до определенной температуры [2].

Исследования в области акустотермометрии ведутся уже около 30 лет, однако на сегодня эффективное решение задачи построения акустотермометра (АТ), имеющего требуемые характеристики по пространственному разрешению, чувствительности и глубине зондирования, отсутствует [3]. Перспективы создания акустотермометров, предлагаемых ведущими научными группами из ИРЭ РАН, МГУ и ИПФ РАН, связывали с использованием большого количества антенн, осуществляющих электронное или механическое сканирование объекта вдоль различных направлений либо

на различных частотах. Результаты измерений предлагалось записывать в память компьютера, который осуществлял бы восстановление неизвестной температуры посредством решения обратной реконструктивной задачи акустотермометрии с использованием известной теоретической зависимости восстанавливаемой температуры от фактически измеряемых физических параметров [4]. Однако при проведении теоретических исследований и построении экспериментальных макетов авторами был допущен ряд неточностей, подробно рассмотренных в работах [5, 6]. Также следует отметить, что при установлении связи между термодинамической температурой и измеряемой мощностью теплового акустического шума использовали предположения о параметрах регистрирующих устройств, некоторые из которых были недостаточно обоснованными [4].

Отсутствие АТ как законченного прибора с требуемой для целей пассивной диагностики точностью определения глубинной температуры послужило стимулом для научных исследований на кафедре акустики и акустоэлектроники НТУУ «КПИ».

В результате был разработан нулевой модуляционный метод регистрации слабых шумовых сигналов, проанализирована электрическая схема, с помощью которой он реализовался, сформулированы требования к отдельным ее блокам, позволяющие повысить точность измерений [7], была создана теория АТ для определения локальной температуры в улитке внутреннего уха и головном мозге новорожденных с пространственным разрешением 1 мм, точностью не хуже 0,2 °С, постоянной времени 4 с и глубиной зондирования



4 см [8]. Также в несколько этапов модифицировалась схема модуляционного АТ: было предложено использовать фокусируемую двояковогнутую эллиптическую линзу и пьезопреобразователь с четвертьволновыми согласующими слоями [5, 6], двухполупериодный амплитудный детектор [9], проведено теоретическое обоснование схемы фокусируемого АТ в сочетании с электронной коммутацией, позволяющей обойтись односпектральным и однолучевым зондированием [10].

Целью настоящей работы является выбор оптимальной с точки зрения соотношения между коэффициентом передачи и входным электрическим импедансом конструкции фокусируемого пьезоприемника (ПП) для измерения внутренней температуры одноканальным одночастотным методом на основании сравнения нормированных амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) вышеуказанных параметров.

Расчетные соотношения метода акустотермометрии. В качестве модели биологической ткани используем воду, которая имеет близкое значение акустического импеданса. Поскольку физической причиной как электромагнитного (радиочастотного), так и акустического тепловых излучений любой среды является хаотическое движение его атомов и молекул, выражение для спектральной плотности акустического излучения безграничной среды аналогично выражению закона излучения Рэлея–Джинса, являющегося частным случаем закона излучения абсолютно черного тела Планка при $hf \ll k_0 T$, а именно:

$$\varepsilon(f, T) = \frac{dI}{df} = \frac{2\pi f^2 k_0 T}{v^2}, \quad (1)$$

где $h=6,62 \cdot 10^{-34}$ Дж/с – постоянная Планка; $k_0=1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К – постоянная Больцмана; f, v – частота и скорость акустических колебаний в среде; T – термодинамическая температура среды.

Учитывая, что интенсивность акустических волн $I = p^2 / (\rho v) = p^2 / (z_2)$, для квадрата акустического давления p^2 тепловых акустических колебаний в интервале $\Delta f \ll f$ безграничной среды с температурой T из (1) получаем:

$$\overline{p^2} = \frac{4\pi f^2 \rho k_0 T \Delta f}{v}, \quad (2)$$

где ρ – плотность; $z_2 = 1,54 \cdot 10^6$ Па·с/м – удельный акустический импеданс воды.

Пусть датчиком давления, как и в работе [11], является круглая пьезоэлектрическая пластина с диаметром $D \gg \lambda$ (λ – длина волны в воде) и с удельным импедансом z_0 , нагруженная с тыльной стороны демпфером с удельным импедансом z_1 , а с передней – имеющая один или два четвертьволновых слоя с удельными импедансами $(z_3/z_2)^2 = z_0/z_2$ или $(z_3/z_4)^2 = z_0/z_2$ соответ-

ственно, причем, электрической нагрузкой ПП является индуктивность $L \approx 1 / (\omega_0^2 C_0)$, ω_0 – частота его механического резонанса, а C_0 – статическая емкость пьезопластины.

Воспользовавшись представлением этой системы в виде сложного электромеханического четырехполюсника, описываемого цепочечной А матрицей, для коэффициента преобразования давления p в плоской волне, падающей нормально к поверхности ПП, получим выражение:

$$K_{п0} \equiv U / p = \left(z_0 / z_2 \right)^{1/2} \left(l_0 e_{33} \right), \quad (3)$$

где $l_0 = v^D / (2f_0)$ – толщина пьезопластины; v^D – скорость звука при постоянной индукции D ; e_{33} – пьезоэлектрическая постоянная.

Для наиболее распространенной пьезокерамики и воды $(z_0/z_2)^{1/2} \approx 4,5$. Видно, что слои действуют как трансформаторы давления, увеличивая $K_{п0}$. Кроме того, они расширяют полосу пропускания Δf даже в отсутствие демпфера ($z_1 = 0$), так что в случае двух слоев $\Delta f / f_0 \approx 0,6$. При этом можно считать, что $K_{п}(f) \approx K_{п0}$ внутри полосы Δf и $K_{п}(f) = 0$ вне этой полосы.

Учтем то принципиальное обстоятельство, что поле тепловых акустических колебаний является полем некогерентных источников: имеет равновероятную направленность и случайный характер фаз в пространстве. Наиболее распространенной моделью такого поля в гидроакустике является поле, в котором статистически независимые источники равной производительности равномерно распределены по поверхности сферы в дальнем поле антенны (ПП) [12]. В рамках этой модели коэффициент преобразования давления тепловых колебаний [13]:

$$K_{ш} = \frac{K_{п0}}{\sqrt{K}}, \quad (4)$$

где $K = 4\pi A_0 / \lambda^2 = (\pi D / \lambda)^2$ – коэффициент концентрации антенны; A_0 – площадь ПП.

Для использованного в работе [14] ПП с $D = 20$ мм, $f_0 = 2$ МГц ($\lambda = 0,7$ мм): $K_{ш} = K_{п0} / 90$, т.е. почти на два порядка меньше $K_{п0}$.

С учетом (2) и (4) выражение для квадрата напряжения на электродах ПП, соответствующего тепловым акустическим колебаниям среды (объекта), имеет вид:

$$\overline{U_0^2} = K_{ш}^2 \overline{p^2} = \frac{z_2}{A_0} k_0 T_0 K_{п0}^2 \Delta f, \quad (5)$$

т.е. представляет собой «белый» шум. Здесь Δf может быть порядка f_0 . На выходе ПП оно квадратично суммируется с напряжением его собственных



тепловых шумов, которое, согласно теореме Найквиста, равно:

$$\overline{U_{\text{пп}}^2} = 4Rk_0 T_{\text{пп}} \Delta f, \quad (6)$$

где $R = \int_{f_{\text{н}}}^{f_{\text{в}}} R(f)df / \Delta f$ – эквивалентное сопротивление шумов;

$R(f)$ – действительная часть электрического импеданса ПП с электрической нагрузкой; $T_{\text{пп}}$ – температура ПП, $\Delta f = f_{\text{в}} - f_{\text{н}}$.

Можно показать, что следствием комплексной теоремы взаимности ПП является соотношение:

$$K_{\text{п}}(f) \approx 2 \sqrt{\frac{RA_0}{Gz_1 + z_2}}, \quad (7)$$

где $G=1$, $G=(z_2/z_3)^2=z_2/z_0$, $G=(z_4/z_3)^2=z_2/z_0$ для случаев отсутствия, наличия одного или двух слоев соответственно; точное равенство выполняется на частоте f_0 . С учетом (7) отношение шумов среды и ПП равно:

$$\frac{\overline{U_0^2}}{\overline{U_{\text{пп}}^2}} = \frac{T_0 / T_{\text{пп}}}{1 + Gz_1 / z_2}. \quad (8)$$

Из этого выражения видно, что при $T_{\text{сп}} \approx T_{\text{пп}}$, отсутствии согласующих слоев ($z_3=z_4=z_2$) и $z_1/z_2 \gg 1$ для получения широкой полосы пропускания ПП необходимо, чтобы отношение было значительно меньше единицы. Поэтому для использования в акустотермометре этот случай не представляет интереса. При наличии же слоев и $Gz_1/z_2=z_1/z_0 \ll 1$: $\overline{U_0^2} \approx \overline{U_{\text{пп}}^2} / 2$.

Из соотношения (5) можно определить температуру однородной среды. В случае однородной среды с известной температурой T_0 , в которой на глубине z имеется участок, нагретый относительно среды на температуру ΔT , измеряемая температура равна $T = T_0 + \Delta T \exp(-z/\delta)$, и для определения z и ΔT необходимо двухчастотное зондирование на частотах f_1 и f_2 , так что $T_1 = T_0 + \Delta T \exp(-z/\delta_1)$, $T_2 = T_0 + \Delta T \exp(-z/\delta_2)$, где δ_1, δ_2 – длины затухания на этих частотах. Решая эту систему уравнений относительно ΔT и z , получим:

$$\Delta T = \left((T_1 - T_0)^{\delta_1} / (T_2 - T_0)^{\delta_2} \right)^{1/(\delta_2 - \delta_1)},$$

$$z = \ln \left[\frac{T_1 - T_0}{T_2 - T_0} \right] \frac{\delta_1 \delta_2}{\delta_1 - \delta_2}. \quad (9)$$

Рассмотрим случай ПП с фокусирующей линзой, который в [14] использовался только для демонстрации большого поперечного пространственного разрешения, но ранее не рассматривался. Возьмем в качестве радиуса сферы, синфазно излучающей во всех направлениях и находящейся

в фокусе линзы, радиус пространственной корреляции $\rho = \lambda/2$. Учтя расхождение сферической волны и ее затухание с коэффициентом $\gamma = Af^n$ (для биологической ткани $n \approx 1$), в плоскости ПП получим сферическую волну с давлением:

$$\overline{p^2} = \frac{\pi \cdot z_2}{F^2} k_0 T_0(F) \int_{f_{\text{н}}}^{f_{\text{в}}} \exp(-AfF) df, \quad (10)$$

где $F, T_0(F)$ – фокусное расстояние линзы и температура среды в фокусе.

Выражение для напряжения на электродах ПП имеет вид:

$$\overline{U_{\text{ф}}^2} = K_{\text{п0}}^2 \overline{p^2} = \overline{U_0^2} \left\{ \frac{\exp(-Af_{\text{н}}F) - \exp(-Af_{\text{в}}F)}{A\Delta f F} \frac{\pi D}{2F} \right\}^2, \quad (11)$$

где $\overline{U_0^2}$ определяется из (5) с заменой T_0 на $T_0(F)$. Если $\gamma_{\text{в,н}} \ll 1$, выражение переходит в следующее:

$$\overline{U_{\text{ф}}^2} = \overline{U_0^2} \left\{ \frac{\pi D}{2F} \right\}^2. \quad (12)$$

Спектр напряжения представляет собой «белый» шум. Взяв $(D/F)_{\text{max}} = 2$, получим $\overline{U_{\text{ф}}^2} = \overline{U_0^2} \cdot \pi^2$, т.е. интенсивность, обусловленная сфокусированным сигналом, почти в 10 раз больше, чем несфокусированным. Поскольку интенсивность собственных шумов ПП (6) от фокусировки не зависит, то отношение $\overline{U_0^2} / \overline{U_{\text{пп}}^2}$ во столько же раз увеличится. Этот случай можно реализовать, если для измерения поверхностной температуры тела ПП с линзой расположить на расстоянии F от тела, а пространство между ними в виде сходящегося конуса заполнить водой, закрыв вершину конуса акустически прозрачным окном.

В случае $\gamma F \approx 1$ коэффициент при $\overline{U_0^2}$ в (11) все еще гораздо больше 1, т.е. имеем выигрыш и при определении глубинной температуры. Вторым важным преимуществом при этом является то, что для этого достаточно одночастотного зондирования.

Что касается спектра напряжения в (11), то оно уже не является «белым» шумом. Однако определение из него температуры в фокусе $T_0(F)$ с учетом того, что $\gamma(f) = Af^n$ предполагается известным, не представляет труда.

Особенностью акустотермометра биологических объектов является требование чувствительности порядка 1К. Для измерения интенсивности шумовых сигналов с высокой чувствительностью в радиоастрономии используются цепи, состоящие из трех звеньев: полосового фильтра высокой частоты (ФВЧ); квадратичного детектора (КД) с нелинейной характеристикой $y = \beta x^2$ и фильтра



нижних частот (ФНЧ). Считается, что $x(t)$ является стационарным случайным процессом с нулевым средним значением, т.е. $x(t) = 0$. Тогда коэффициент сглаживания флуктуаций Q , равный отношению относительной флуктуации $\sigma_y/y = \sqrt{2}$ на выходе детектора к относительной флуктуации $\sigma_\xi/\xi = \theta/T_o$ (при $U_o^2 \gg U_{пп}^2$) на выходе ФНЧ будет:

$$Q \equiv \frac{\sigma_y/y}{\sigma_\xi/\xi} = \sqrt{\Delta\omega/\Delta\Omega}, \quad (13)$$

где $y = \beta x^2$, $\sigma_y^2 = 2\beta^2 x^2$, $\sigma_y, \sigma_\xi, \theta$ – среднеквадратичные отклонения величин y, ξ, T_o от их среднего значения.

Отсюда следует, что

$$\theta = T_o \sqrt{\frac{2\Delta\Omega}{\Delta\omega}}, \quad (14)$$

где $\Delta\omega$ – полоса ФВЧ, центрированная около ω_0 ; $\Delta\Omega \ll \Delta\omega$ – полоса ФНЧ.

Это предельное значение чувствительности, которое достигается только тогда, когда относительная чувствительность выходного прибора не хуже θ/T_o . Для этого на измерительный прибор можно подать встречное постоянное напряжение ξ_o . Однако стабильность показаний прибора нарушается медленными уходами усиления (дрейф нуля). От их влияния избавляет модуляционный метод измерения.

В работе [11] использовалась механическая модуляция для нефокусируемого ПП: периодическое с частотой 10 Гц переключение излучения от объекта на излучение из воды, находящейся между ПП и модулятором. При этом на вход ФВЧ (ПП и УВЧ) поступает случайный процесс:

$U_\Sigma(t) = U_{пп}(t) + U_o(t)$ в течение времени $0 < t < \pi/\Omega$;

$U_\Sigma(t) = U_{пп}(t) + U_b(t)$ в течение времени $\pi/\Omega < t < 2\pi/\Omega$.

Поскольку $U_{пп}(t), U_o(t), U_b(t)$ – независимые случайные процессы, они попарно квадратично суммируются, так, что среднеквадратичное напряжение можно представить в виде:

$$\overline{U_\Sigma^2} = \overline{U_{пп}^2} + \overline{U_b^2} + \mu(t) \cdot (\overline{U_o^2} - \overline{U_b^2}), \quad (15)$$

где $\mu(t) = 1$ при $0 < t < \pi/\Omega$ и $\mu(t) = 0$ при $\pi/\Omega < t < 2\pi/\Omega$, а изменяющаяся с частотой Ω часть $\overline{U_o^2} - \overline{U_b^2} \ll \overline{U_{пп}^2} + \overline{U_b^2}$.

Метод четырехполюсника для нахождения частотных характеристик основных параметров ПП. При анализе пьезопреобразователей во многих случаях удобным является использование эквивалентных схем, составленных на основе электромеханических аналогий (электрическое напряжение – сила и электрический ток – колебательная скорость). Полученные таким образом

схемы рассчитывают с помощью теории электрических цепей. Отметим, что метод электромеханических аналогий дает возможность на основе простых аналитических соотношений определить электрические и акустические параметры пьезопреобразователя вблизи его резонансных частот, но не позволяет построить их АЧХ, что часто необходимо при проведении инженерных расчетов.

Для получения АЧХ пьезопреобразователь, представляющий собой в общем случае систему, состоящую из пьезоэлемента, переходных слоев и демпфирующей среды, рассматривают как эквивалентный электромеханический четырехполюсник с акустическим входом (или выходом) и электрическим выходом (или входом). Также в качестве эквивалентных четырехполюсников рассматривают каждый из вышеуказанных элементов системы.

Известно, что для любого четырехполюсника справедливо следующее уравнение:

$$\begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \end{pmatrix} = \|A_{mn}\| \times \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \end{pmatrix},$$

где X_1, Y_1 – входные процессы (воздействия); A_{mn} – коэффициенты четырехполюсника, X_2, Y_2 – выходные процессы (отклики).

В записанном выражении наибольший интерес представляют коэффициенты четырехполюсника A_{mn} , поскольку с их помощью могут быть получены АЧХ основных параметров пьезопреобразователя, в частности, входного электрического импеданса и передаточной функции.

Рассмотрим ПП (рис. 1) с индуктивностью L в качестве электрической нагрузки. Как известно [15], индуктивность подключается параллельно пьезопреобразователю, компенсирует на частоте антирезонанса ω_0 электрическую емкость зажатой пьезопластины C_0 , применяется для расширения рабочего частотного диапазона и повышения чувствительности пьезоприемника на частотах ω , отличающихся от антирезонансной. ПП механи-

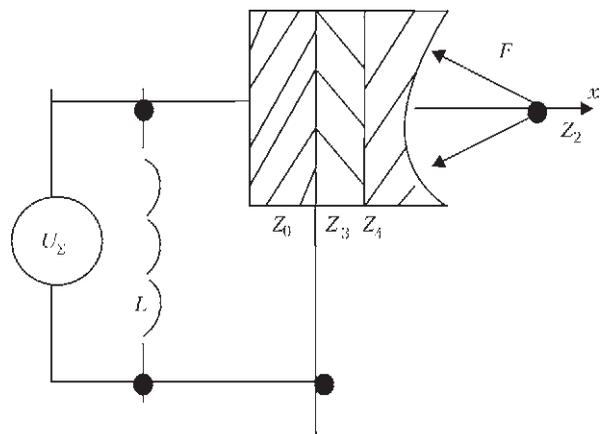


Рис. 1. ПП с согласующим слоем и акустической линзой, нагруженный индуктивностью



чески недемпфирован, акустический контакт пьезоэлемента с рабочей средой (удельное акустическое сопротивление которой z_2) осуществляется через два переходных слоя (удельные акустические сопротивления соответственно z_3 и z_4).

На основании соотношений, приведенных в [15, 16], получим расчетные соотношения и построим нормированные АЧХ активной составляющей входного электрического импеданса и передаточной функции с помощью метода четырехполосников для различных конструкций фокусируемых ПП. Проанализировав полученные результаты, выберем конструкцию для измерения внутренней температуры одноканальным одночастотным методом.

Полный входной электрический импеданс ПП определяется выражением [15]:

$$Z_{\text{вх}} = \frac{A_{11}^{(4)*} A_0 z_2 + A_{12}^{(4)*}}{A_{21}^{(4)*} A_0 z_2 + A_{22}^{(4)*}}, \quad (16)$$

где $A_{mn}^{(4)*}$, $m = 1, 2$, $n = 1, 2$ – коэффициенты эквивалентного четырехполосника; A_0 – площадь активной поверхности пьезопластины.

В свою очередь

$$\|A_{mn}^{(4)*}\| = \begin{vmatrix} A_{11}^{(4)*} & A_{12}^{(4)*} \\ A_{21}^{(4)*} & A_{22}^{(4)*} \end{vmatrix} = \|A_{mn}^{Z_{\text{эл}}}\| \|A_{mn}^{(4)}\|, \quad (17)$$

где $\|A_{mn}^{Z_{\text{эл}}}\|$ – матрица преобразования для электрической нагрузки; $\|A_{mn}^{(4)}\|$ – матрица преобразования для системы пьезоэлемент–два согласующих слоя.

Следует отметить, что все последующие выкладки будут проведены в предположении, что амплитуды колебаний равномерно распределены по активной поверхности преобразователя. Такое допущение возможно тогда, когда геометрические размеры активной поверхности намного больше толщины пластины.

Если в качестве электрической нагрузки применяют катушку индуктивности, коэффициенты $A_{mn}^{Z_{\text{эл}}}$ будут равны [16]:

$$A_{11}^{Z_{\text{эл}}} = 1; A_{12}^{Z_{\text{эл}}} = 0; A_{21}^{Z_{\text{эл}}} = \omega_0^2 C_0 / j\omega; A_{22}^{Z_{\text{эл}}} = 1.$$

Матрица преобразования для системы пьезоэлемент–два согласующих слоя определяется следующим образом:

$$\|A_{mn}^{(4)}\| = \begin{vmatrix} A_{11}^{(4)} & A_{12}^{(4)} \\ A_{21}^{(4)} & A_{22}^{(4)} \end{vmatrix} = \|A_{mn}\| \|S_{mn}^{(4)}\|, \quad (18)$$

где $\|A_{mn}\|$ – матрица преобразования для пьезоэлемента; $\|S_{mn}^{(4)}\|$ – матрица преобразования для системы двух согласующих слоев.

Элементы матрицы $\|S_{mn}^{(4)}\|$ равны:

$$\begin{aligned} S_{11}^{(4)} &= \cos(2\pi n_3 x) \cos(2\pi n_4 x) - \\ &- (z_3 / z_4) \sin(2\pi n_3 x) \sin(2\pi n_4 x), \\ S_{12}^{(4)} &= jA_0 z_4 \left[\cos(2\pi n_3 x) \sin(2\pi n_4 x) + \right. \\ &\left. + (z_3 / z_4) \sin(2\pi n_3 x) \cos(2\pi n_4 x) \right], \end{aligned} \quad (19)$$

$$S_{21}^{(4)} = (j / A_0 z_4) \left[(z_4 / z_3) \sin(2\pi n_3 x) \cos(2\pi n_4 x) + \right. \\ \left. + \sin(2\pi n_4 x) \cos(2\pi n_3 x) \right],$$

$$S_{22}^{(4)} = \cos(2\pi n_3 x) \cos(2\pi n_4 x) - \\ - (z_4 / z_3) \sin(2\pi n_3 x) \sin(2\pi n_4 x),$$

где $x = \omega / \omega_0$ – относительная частота; $n_i = l_k / \lambda_{0k}$ ($i = 3, 4$; l_k – толщина k -го слоя; λ_{0k} – длина волны в k -м слое на частоте антирезонанса).

Для механически недемпфированного ПП с учетом того, что механические потери в пьезопластине намного меньше потерь в креплениях элементы матрицы $\|A_{mn}\|$ равны:

$$\begin{aligned} A_{11} &= \frac{e_{33}}{\omega \epsilon_{33} A_0 z_0 \operatorname{tg}(\pi x / 2)} - \frac{\operatorname{ctg}(\pi x) \epsilon_{33}}{C_0 e_{33} \operatorname{tg}(\pi x / 2)}, \\ A_{12} &= \frac{2j e_{33}}{\omega \epsilon_{33}} - \frac{j \epsilon_{33} A_0 z_0}{C_0 e_{33} \operatorname{tg}(\pi x / 2)}, \\ A_{21} &= \frac{\operatorname{ctg}(\pi x) \epsilon_{33} \omega}{j e_{33} \operatorname{tg}(\pi x / 2)}, \\ A_{22} &= \frac{\epsilon_{33} \omega A_0 z_0}{e_{33} \operatorname{tg}(\pi x / 2)}, \end{aligned} \quad (20)$$

где ϵ_{33} – относительная диэлектрическая проницаемость зажатой пьезопластины.

Подставив выражения (19) и (20) в (18), получим значения коэффициентов $A_{mn}^{(4)}$. Перемножив матрицы в (17), получим частотнозависимые коэффициенты $A_{mn}^{(4)*}$, необходимые для нахождения $Z_{\text{вх}}$.

Нормированная частотная характеристика полного входного электрического импеданса носит комплексный характер и может быть представлена в виде [16]:

$$Z_{\text{вх}}(x) / X_{C_0} = R_a(x) / X_{C_0} + jX_e(x) / X_{C_0}, \quad (21)$$

где $X_{C_0} = 1 / \omega_0 C_0$; $R_a(x) / X_{C_0} = \operatorname{Re} \left[Z_{\text{вх}}(x) / X_{C_0} \right]$;

$$X_e(x) / X_{C_0} = \operatorname{Im} \left[Z_{\text{вх}}(x) / X_{C_0} \right].$$

Для более простых случаев с одним согласующим слоем или без слоев нормированная частотная характеристика может быть получена из выра-

жения (21) заменой z_4 на z_2 ($n_4 = 0$) и z_3 и z_4 на z_2 ($n_3 = 0$ и $n_4 = 0$) соответственно.

Передаточная функция ПП определяется выражением [15]:

$$K_{\text{П}} = \frac{2}{\frac{A_{22}^{(4)*}}{A_0} + z_2 A_{21}^{(4)*}} \quad (22)$$

Для выбора наиболее подходящей конструкции ПП, позволяющего измерять внутреннюю температуру одноканальным одночастотным методом, были рассмотрены следующие варианты:

пьезопластина из пьезокерамики PZT-8, четвертьволновой согласующий слой из полистирола ($z_3 = 2,48 \cdot 10^6$ Па·с/м) и биоткань в качестве рабочей среды;

пьезопластина из пьезокерамики PZT-8, четвертьволновой согласующий слой из эпоксидного клея ($n_3 = 0,25$; $z_3 = 3 \cdot 10^6$ Па·с/м), четвертьволновой согласующий слой из полистирола ($n_4 = 0,25$; $z_4 = 2,48 \cdot 10^6$ Па·с/м) и биоткань в качестве рабочей среды;

пьезопластина из пьезокерамики PZT-8, четвертьволновой идеальный согласующий слой ($z_3 = \sqrt{z_0 z_4}$), четвертьволновой согласующий слой из полистирола и биоткань в качестве рабочей среды.

На основании выражений (16)–(22) для каждого случая были построены графики нормированных АЧХ активной составляющей входного электрического импеданса и передаточной функции. Нормирование последней проводилось относительно коэффициента $K_{\text{П}0}$. Полученные результаты представлены на рис. 2.

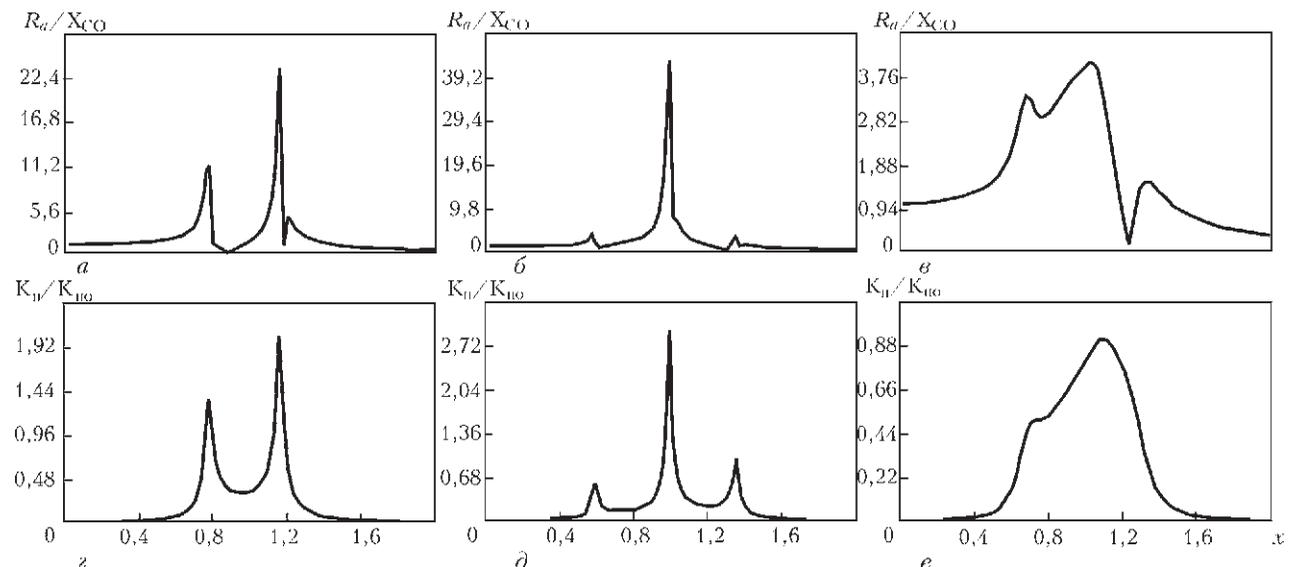


Рис. 2. Нормированные АЧХ активной составляющей входного электрического импеданса (а–е) и передаточной функции пьезоприемника (з–е) для конструкций: а, з – пьезопластина–четвертьволновой согласующий слой–биоткань; б, д – пьезопластина–два четвертьволновых согласующих слоя–биоткань; в, е – пьезопластина–идеальный четвертьволновой согласующий слой–четвертьволновой согласующий слой–биоткань

Из рис. 2 видно, что оптимальной с точки зрения соотношения между коэффициентом передачи и входным электрическим импедансом является конструкция, приведенная на рис. 2, б, д, состоящая из пьезопластины – четвертьволнового согласующего слоя из эпоксидного клея – четвертьволнового согласующего слоя из полистирола (его функцию выполняет центральная часть акустической линзы) – биоткани.

Из рассмотрения различных способов фокусировки следует, что наибольшее значение $D/2F$ получается с двояковогнутой линзой, для которой:

$$\frac{D}{2F} = 2\sqrt{\frac{1-n}{1+n}}, \quad (23)$$

где $n = c_b/c_n$, $c_b = 1,5 \cdot 10^3$ м/с; c_n – скорость звука в воде и линзе соответственно; F – фокусное расстояние линзы.

В случае линзы из оргстекла ($c_n = 2,7 \cdot 10^3$ м/с, $n = 0,56$): $(\pi D/2F)^2 \leq 12$, а линзы из полистирола ($c_n = 2,37 \cdot 10^3$ м/с, $n = 0,63$): $(\pi D/2F)^2 \leq 9$, т.е. на 25% меньше, чем для линзы из оргстекла. Существенно также, чтобы линза была безаберрационной, т.е. эллиптической.

Из (23) видно, что с увеличением F необходимо пропорционально увеличивать D . Однако при этом, согласно (4) – (6), будет уменьшаться $\bar{U}_{\text{ПП}}^2$ и условие $\bar{U}_{\text{yc}}^2 \ll \bar{U}_{\Sigma}^2$ может перестать выполняться. В этом случае необходимо, насколько возможно, увеличить отношение l_0/e_{33} . Поскольку $l_0 f_0 = N_t$ – частотному коэффициенту для колебаний по толщине, l_0 однозначно связано с частотой f_0 , которую из соображений проникновения УЗ в тело человека на глубину зондирования без заметного затухания целесообразно выбрать равной 1 МГц. Таким об-



разом, из имеющихся пьезокерамических материалов следует выбирать пьезокерамику с наименьшим значением e_{33} .

В работе использовался ПП с $D = 28$ мм, $F = 14$ мм, $l_0 = 2,6$ мм из пьезокерамики PZT-8 ($e_{33} = 13,2$ Кл/м², $z_0 = 35 \cdot 10^6$ Па·с/м), $R = 550$ Ом. Для $\Delta f = 0,5$ МГц: $(\bar{U}_{\Sigma}^2)^{1/2} \cong 8,1$ мкВ.

Выводы

На основе расчета частотных характеристик ПП установлено, что конструкция ПП акустотермометра должна содержать пластину из пьезокерамики с наименьшим значением e_{33} , четвертьволновой согласующий слой и акустическую линзу. При этом ПП должен иметь воздушную тыльную нагрузку и быть электрически нагруженным параллельно подключенной индуктивностью.

Применение фокусировки теплового акустического излучения с помощью акустической линзы позволяет:

- измерять и сканировать глубинную температуру тела человека одноканальным, одночастотным акустотермометром;
- в отличие от многочастотного метода, предлагаемого другими авторами, рабочую частоту акустотермометра можно выбирать низкую (около 1 МГц), что обеспечивает большую глубину проникновения в ткани;
- получить пороговое значение точности измерения глубинной температуры объекта;
- вместе с модифицированной схемой нулевого модуляционного метода [5] создать действующий макет акустотермометра.

1. Гусманов В. А., Переверзев Б. М., Никитин А. В. Основы диагностики заболеваний внутренних органов. – Ростов-на-Дону: МарТ, 2003. – 352 с.
2. Ставицкий Р. В., Лебедев Л. А., Паньшин Г. А. Неинвазивный динамический контроль в процессе лечения он-

кологических заболеваний // Медицинская техника. – 2009. – № 1. – С. 19–21.

3. Мансфельд А. Д. Акустотермометрия. Состояние и перспективы // Акустический журнал. – 2009. – 55, № 4–5. – С. 546–556.
4. Субочев П. В. Развитие методов пассивной акустической термомографии и акустотермометрии: Автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. – Нижний Новгород: Институт радиотехники и электроники РАН, 2009. – 18 с.
5. Найда С. А. Акустотермометрия жидких объектов с помощью пьезоприемников меггерцевого диапазона // Техн. диагностика и неразруш. контроль. – 2002. – № 3. – С. 41–48.
6. Найда С. А. Пьезоприемники теплового акустического излучения для зондирования внутренней температуры объектов // Там же. – 2003. – № 1. – С. 25–29.
7. Дидковский В. С., Найда С. А. Нулевой модуляционный метод измерения теплового акустического излучения биологических объектов // Электроника и связь. – 2000. – 2, № 8. – С. 253–256.
8. Найда С. А. О возможности одноканальной динамической пассивной акустотермометрии головного мозга и улитки внутреннего уха новорожденных с помощью фокусированного ультразвука // Там же. – 2003. – № 18. – С. 9–10.
9. Дрозденко Е. С., Найда С. А. О влиянии детектирования шума на точность измерения температуры акустотермометром // Там же. – 2009. – № 6. – С. 62–67.
10. Найда С. А., Дрозденко Е. С. Теоретическое обоснование фокусируемого одночастотного динамического акустотермометра // Там же. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии». – 2010. – № 2. – С. 234–236.
11. Гуляев Ю. В., Годик Э. Э. Дементюенко В. В., Пасечник В. И., Рубцов А. А. О возможностях акустической термографии биологических объектов // Доклады АН СССР. – 1985. – 183, № 6. – С. 1495–1499.
12. Смаришев М. Д. Направленность гидроакустических антенн. – Л.: Судостроение, 1973. – 278 с.
13. Справочник по гидроакустике / А.П.Евтютов, А.Е.Колесников, А.П.Ляликов и др. – Л.: Судостроение, 1982. – 344 с.
14. Пасечник В. И. Акустическая термография биологических объектов // Радиотехника. – 1991. – № 8. – С. 77–80.
15. Домаркас В. И., Кажис Р.-И. Ю. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи. – Вильнюс: Минтис, 1974. – 258 с.
16. Дідовський В. С., Найда С. А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. посібник. – Київ: НТУУ «КПІ», 1999. – 179 с.

The paper presents a new and urgent direction in early medical diagnostics – diagnostics by passive functional image of the human body, obtained by acoustic thermometry method. The method consists in recording the body thermal acoustic radiation by piezo receivers. Acoustic thermometer allows measurement not only of surface, but also in-depth temperature that cannot, in principle be performed by the means of radiometry, infrared engineering, etc. In addition to medicine, the acoustic thermometry method can be used in such fields as geophysics, oceanology and engineering. In this study substantiated models were used to derive relationships, allowing calculation of optimum parameters of acoustic thermometer. Application of focusing of thermal acoustic radiation in piezo receiver by an elliptical lens enables measurement of inner temperature of the body by single-channel and one-frequency acoustic thermometer with a threshold value of measurement accuracy.

Key words: acoustic thermometry, in-depth temperature, single-channel one-frequency method

Поступила в редакцию
02.04.2013