

Экспериментальные исследования особенностей неинвазивной пассивной акустотермометрии биологического объекта

В. С. Дидковский, С. А. Найда, А. И. Дрозденко, Е. С. Дрозденко

Отримано експериментальне підтвердження можливості вимірювання внутрішньої температури біологічного об'єкта по тепловому акустичному випромінюванню з точністю не нижче $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ в реальному масштабі часу акустотермометром, що реалізує модифікований нульовий модуляційний метод. Розроблено макетний зразок одноканального пасивного неінвазивного акустотермометра з фокусуванням на основі пластинчатого п'єзокерамічного електроакустичного перетворювача, акустичної еліптичної лінзи і блоків двох серійних вольтметрів. Запропонована електронна комутація вихідних сигналів імітатора шуму та еквівалентної схеми п'єзоперетворювача, при якій опір генерує тепловий шум з інтенсивністю, рівною сумі інтенсивностей акустичного випромінювання біологічного об'єкту та власного шуму п'єзоперетворювача. Таке схемотехнічне рішення дозволило виключити зі схеми акустотермометра блок механічного модулятора (обтюратора), який дотепер використовувався в аналогах. При розробці оригінального блоку комутації та детектування для модуляції вхідного шумового сигналу було запропоновано використовувати ключовий режим роботи польових транзисторів з вбудованим п-каналом. Проведено розрахунок еквівалентних схем п'єзоприймача та імітатора шуму, що являють собою зв'язані контури зі смугою пропускання, в якій середній рівень шумової напруги визначається напругою шуму на частоті електричного резонансу п'єзоелемента. Доведено можливість використання макету одноканального неінвазивного акустотермометра з фокусуванням, побудованого по схемі, що реалізує модифікований нульовий модуляційний метод, для вимірювання шумових напруг в діапазоні від 5 до 30 мкВ. Оскільки процес виготовлення або експлуатації п'єзоелектричного перетворювача може призвести до відхилення його параметрів від теоретично розрахованих, була розроблена методика, що дозволяє виміряти амплітудно-частотні характеристики активної та реактивної складових електричного імпедансу. Проведено контроль якості складання п'єзокерамічного електроакустичного перетворювача з фокусуванням і отримана залежність напруги електричних шумів на електродах п'єзоелектричного приймача з фокусуванням від температури

Ключові слова: ультразвук, акустотермометрія, внутрішня температура, п'єзоелектричний перетворювач, акустотермометр, теплове акустичне випромінювання

1. Введение

На сегодняшний день достаточно актуальным направлением в медицине является исследование пассивного функционального изображения биологиче-

ского объекта, в частности, человеческого тела, полученного методами регистрации физических полей различной природы, среди которых можно выделить инфракрасное (ИК) тепловидение, радио- и акустотермометрию.

ИК тепловидение характеризуется глубиной проникновения порядка 100 мкм и позволяет получить информацию о поверхностной температуре, обусловленной капиллярным кровотоком в коже. Радио- и акустотермометрия позволяют измерять температуру внутренних тканей на глубинах порядка нескольких сантиметров, что представляет интерес при проведении ранней диагностики заболеваний, диагностике слуха, выявлении воспалительных процессов, контроле процесса проведения физиотерапевтических процедур, проведении хирургических вмешательств, сопровождающихся охлаждением пациента, долговременном контроле процесса приживления пересаженных органов, мониторинге процесса лечения злокачественных новообразований методами гипертермии и термоабляции, а также при использовании синергетических эффектов в онкологии.

При акустотермометрическом методе исследования внутреннюю температуру измеряют посредством приема и регистрации акустического излучения, порождаемого тепловым движением атомов и молекул среды. Тепловое акустическое излучение является шумовым излучением малой мощности, имеющим широкий спектр, а его интенсивность прямо пропорциональна термодинамической температуре.

Сравнительный анализ радио- и акустотермометрии [1] показал, что метод измерения внутренней температуры посредством регистрации теплового акустического излучения обладает лучшим пространственным разрешением, меньшим затуханием, а также является более простым в технической реализации, что доказывает перспективность его использования.

2. Анализ литературных данных и постановка проблемы

В работе [2] для измерения внутренней температуры биологического объекта был предложен акустотермометр (АТ), принцип действия которого основан на использовании нулевого модуляционного метода. Данный метод позволяет выделять слабые шумовые сигналы, к которым относится и тепловое акустическое излучение, на фоне собственных шумов приемника. Детальный анализ модуляционного АТ по результатам работ [3–6] показал, что минимальная обнаруживаемая разность температур значительно хуже предельно допустимой, рассчитанной теоретически. Помимо указанного недостатка, такой АТ имеет ограниченное применение, обусловленное необходимостью априорного знания частотно-зависимых коэффициентов поглощения и проведения измерений на двух частотах.

Вариантом преодоления соответствующих трудностей может быть применение в АТ фокусируемого пьезоприемника. В статье [1] на основании исследования особенностей приема теплового акустического излучения в зависимости от конструкции пьезоприемника (ПП), были сформулированы принципы построения соответствующего элемента приемного тракта.

Работы [7, 8] были посвящены поиску схемотехнических решений для конструкции приемника акустического излучения и материалов его конструктивных единиц, реализация которых позволила получить достаточную для медицинских приложений точность измерения внутренней температуры.

В работе [9] на основе созданной теории акустотермометрии тела человека была теоретически обоснована и разработана структурная схема фокусируемого АТ, реализующего модифицированный нулевой модуляционный метод. Показано, что использование в качестве приемника шумового сигнала пьезопластины с учетом эффекта пространственной фильтрации диффузного излучения переходными слоями позволяет обойтись односпектральным и однолучевым зондированием. Применение электронной коммутации пьезопреобразователя и шумового эталона позволило исключить из схемы акустотермометра блок модулятора, используемый в аналогах. По результатам теоретических исследований был сделан вывод, что предложенный АТ позволяет измерять температуру по тепловому акустическому излучению через кожу с точностью не ниже $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ в реальном масштабе времени.

Практическая значимость полученных результатов очевидна, однако в достаточной степени не были рассмотрены вопросы, касающиеся экспериментального подтверждения представленных аналитических расчетов. Функционирование АТ связано с измерением слабых шумовых акустических сигналов меггерцового диапазона. Помимо этого, в процессе сборки и эксплуатации могут возникнуть отклонения параметров от рассчитанных теоретически, поэтому необходимо располагать информацией о степени точности, с которой предложенные математические модели описывают реальные физические явления.

Вышесказанное позволяет утверждать, что целесообразным является проведение лабораторных исследований в этом направлении.

3. Цель и задачи исследования

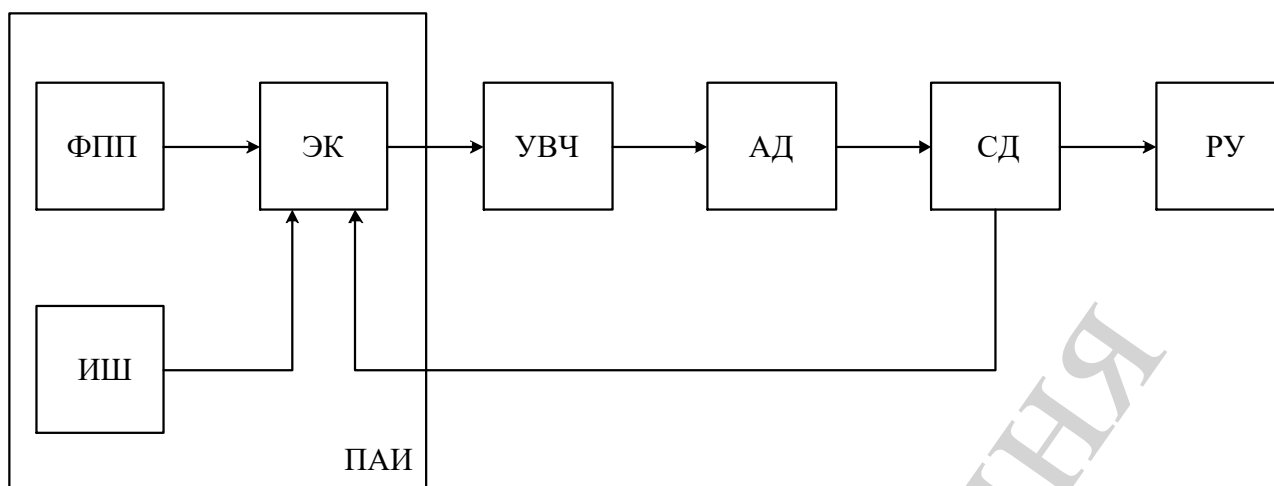
Целью данной работы является проверка соответствия аналитических расчетов практической реализации, а также экспериментальное подтверждение возможности измерения глубинной температуры АТ, реализующим модифицированный нулевой модуляционный метод с заданной точностью.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

- создать макетный образец одноканального фокусируемого АТ;
- по отработанной методике провести экспериментальное исследование напряжения электрических шумов на электродах фокусируемого пьезоприемника от температуры.

4. Макет одноканального фокусируемого акустотермометра

Макет АТ (рис. 1) содержит приемник акустического излучения (ПАИ), подключенный к широкополосному усилителю верхних частот (УВЧ), амплитудному (АД) и синхронному (СД) детектору, с выхода которого сигнал поступает на регистрирующее устройство (РУ).



а



б

Рис. 1. Макет фокусируемого АТ: *а* – структурная схема; *б* – внешний вид

Приемник акустического излучения включает в себя фокусируемый пьезоэлектрический преобразователь (ФПП), электронный коммутатор (ЭК) и имитатор шума (ИШ). В качестве ФПП теплового акустического излучения используется пластинчатый преобразователь из пьезокерамики PZT-8 с четвертьволновым согласующим слоем из эпоксидного клея, и акустической линзой из полистирола, механически недемпфированного с тыльной стороны и электрически нагруженного параллельно подключенной индуктивностью.

Имитатор шума имеет такую же, как и фокусируемый пьезоэлектрический преобразователь амплитудно-частотную характеристику и близкое значение среднего квадрата напряжения на выходе. Электронный коммутатор периоди-

чески переключает вход усилителя верхних частот с фокусируемого пьезопреобразователя на имитатор шума и обратно.

Макет включает в себя оригинальный блок коммутации и детектирования, а также два серийных прибора – микровольтметр ВЗ-57 и универсальный цифровой вольтметр В7-27. ВЗ-57 предназначен для измерения среднеквадратического значения напряжения переменного тока произвольной формы, а В7-27 – для измерения постоянного и переменного напряжений, сопротивления, постоянного тока, температуры посредством преобразования измеряемой физической величины в постоянное напряжение с последующим его измерением аналого-цифровым преобразователем интегрирующего типа.

В микровольтметре ВЗ-57 использовался его широкополосный усилитель, а в вольтметре универсальном цифровом В7-27 – блок модуляции постоянного напряжения; усилитель переменного напряжения; синхронный детектор; фильтр нижних частот; цифровой измеритель напряжения, пропорционального разнице температур биологического объекта и температуры имитатора шума.

4. 1. Имитатор шума фокусируемого пьезоэлектрического преобразователя

В качестве имитатора шума предлагается использовать резистор сопротивлением $R = 7700 \text{ Ом}$, и реактивные элементы, образующие полосовой фильтр для теплового шума этого резистора (рис. 2) (значения номиналов элементов фильтра равны номиналам элементов эквивалентной схемы ПП).

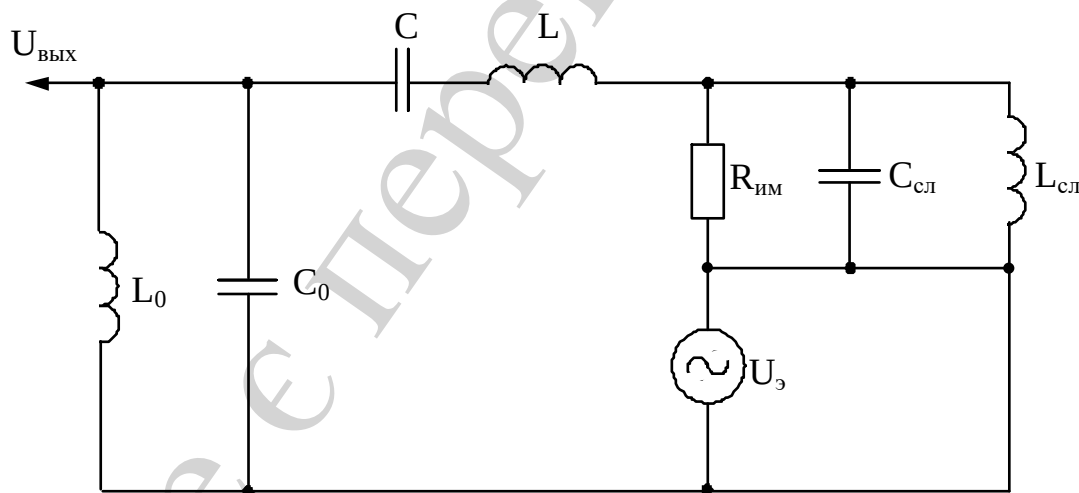


Рис. 2. Схема эквивалентная электрического имитатора шума

Параметры элементов полосового фильтра электрического ИШ при $k_t = 0,51$; $\beta = k_t^2 = 0,26$ (k_t – коэффициент электромеханической связи пьезокерамики), определяются следующим образом:

$$C_0 = 157 \text{ пФ};$$

$$L_0 = 1 / \omega_0^2 (C_0 + C_{\text{каб}});$$

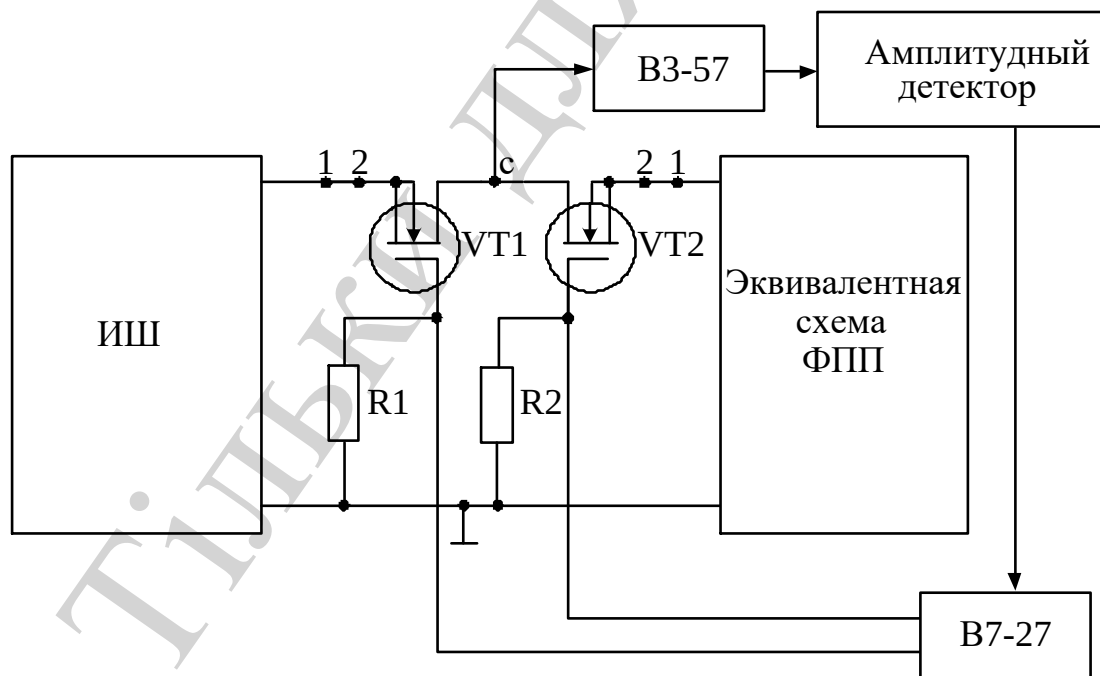
$$C = C_{0\text{эт}} (8\beta / \pi^2) / (1 - 8\beta / \pi^2); L = 1 / \omega_1^2 C,$$

где C_0 – статическая емкость пьезоэлемента, $C_{\text{каб}}$ – емкость соединительного кабеля, $\omega_1 = \omega_0 (1 - 8\beta / \pi^2)^{1/2}$ – угловая частота электрического резонанса пьезоэлемента (резонансная частота), ω_0 – угловая частота механического резонанса пьезоэлемента (антирезонансная частота).

4. 2. Электронный коммутатор фокусируемого электрического преобразователя и имитатора шума

В классических модуляционных АТ модуляция шумового сигнала биологического объекта осуществляется вращающимся диском с отверстиями. В случае фокусируемого на глубину пьезоприемника осуществить такую модуляцию не представляется возможным, поэтому было предложено использовать электронный коммутатор.

Ключевой режим полупроводниковых элементов (диодов, транзисторов) широко используется в переключателях и коммутаторах напряжения. Однако случай коммутации тепловых шумов в литературе обнаружить не удалось. В связи с этим был разработан оригинальный блок коммутации и детектирования (рис. 3).





б

Рис. 3. Блок коммутации: а – электронный коммутатор с имитатором шума и эквивалентной схемой ФПП в структурной схеме макета АТ; б – внешний вид

Коммутатор фокусируемого электрического преобразователя и имитатора шума выполнен на полевых транзисторах (ПТ) со встроенным n-каналом. Транзисторы этого типа при напряжениях сток-исток обоих знаков меньших 1В представляют собой управляемые резисторы, сопротивление которых минимальное при напряжении затвор-исток $U_{з-и} = 0$ и очень большое при $|U_{з-и}| > U_{отс}$ ($U_{отс}$ – напряжение отсечки). Канал полевого транзистора может быть объемным (транзисторы с управляющим p-n переходом) и поверхностным (транзисторы с изолированным затвором) [10, 11].

Сопротивление транзистора с управляющим p-n переходом минимальное при напряжении на затворе по отношению к истоку $U_{з-и} = 0$. В справочниках обычно приводится величина начального тока стока $I_{начс}$ при напряжении $U_{с-и нас}$, а также напряжение отсечки $U_{з-и отс}$. Всегда выполняется равенство $U_{с-и нас} = U_{з-и} - U_{з-и отс}$ или $U_{с-и нас} = -U_{з-и отс}$ при $U_{з-и} = 0$.

Поэтому величину $r_{с-и0}$ можно определить по формуле:

$$r_{с-и0} = \frac{U_{с-и нас}}{2I_{с нас}} = -\frac{U_{з-и отс}}{2I_{нач}} > 0.$$

4. 3. Эквивалентная схема фокусируемого пьезоприемника

Эквивалентная схема пьезоприемника (рис. 4) так же, как и имитатор шума, представляют собой связанные контуры с полосой пропускания, в которой средний уровень шумового напряжения определен напряжением шума на частоте:

$$f_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} = f_0 \sqrt{1 - \frac{8k^2}{\pi^2}}. \quad (1)$$

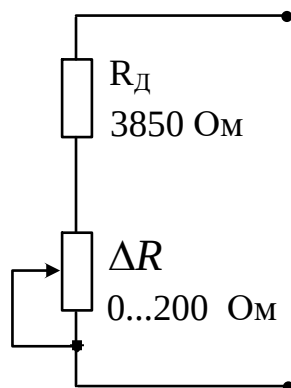


Рис. 4. Схема эквивалента пьезопреобразователя на резонансной частоте

Считая, что в интервале Δf сопротивление $R = R_d + \Delta R$, получим:

$$\overline{U}_{ш}^2 = 4(R_d + \Delta R)k_6 T \Delta f_{им(экв)}. \quad (2)$$

Из выражения (2) следует, что сопротивление $r_{с-и}$ (при $U_{з-и} = 0$) должно быть гораздо меньше, чем $R_d + \Delta R$.

5. Экспериментальное исследование макета АТ

Экспериментальное исследование макета проводилось в несколько этапов.

На подготовительном этапе по разработанной методике был проведен комплекс измерений, направленных на проверку соответствия характеристик ИШ и эквивалентной схемы ФПП (рис. 5), а также значений напряжений в контрольных точках макета теоретически рассчитанным.

Оценивалось напряжение шумов на отдельном сопротивлении номиналом 3850 Ом (7700 Ом), включенном на входе микровольтметра ВЗ-57 (табл. 1). Вместо ФПП использовалась его эквивалентная схема, аналогичная схеме имитатора шума, в которой сопротивление генерирует тепловой шум с интенсивностью, равной сумме интенсивностей принимаемого акустического излучения биологического объекта и собственного шума пьезопреобразователя.

Поскольку полоса частот ВЗ-57 составляет [5 Гц...5 МГц], т. е. в 10 раз больше, чем $\Delta f = 0,5$ МГц, то напряжение шума должно быть приблизительно равным 114 мкВ. Из результатов, представленных в табл. 1, видно, что теоретические и экспериментальные значения практически совпадают.

Последующие исследования были посвящены измерению частотных зависимостей электрического импеданса ФПП с целью определения характера изменения электрического напряжения на электродах испытуемого преобразова-

теля для контроля качества его сборки. Измерения проводились по электрической структурной схеме, реализованной в экспериментальном стенде (рис. 6).

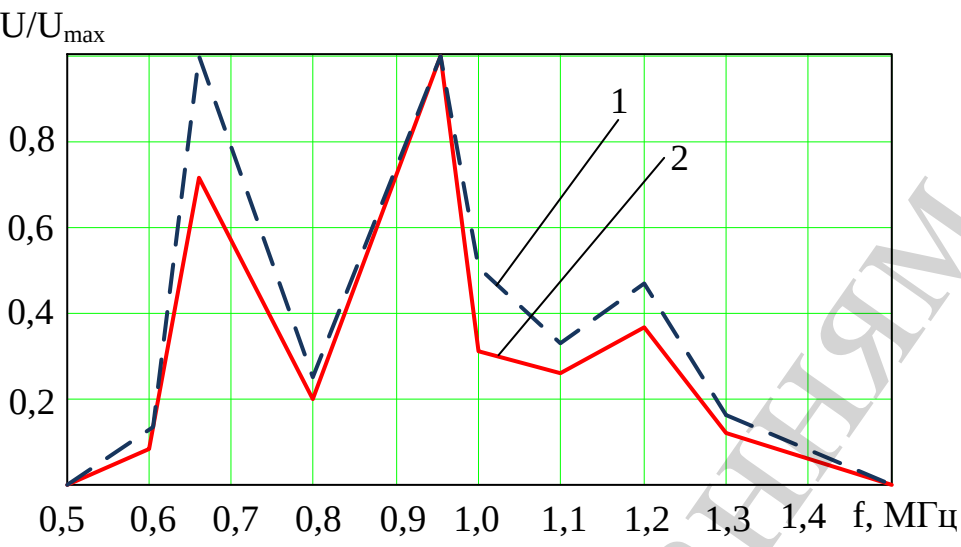


Рис. 5. Экспериментальные нормированные амплитудно-частотные характеристики эквивалентной схемы ФПП (кривая 1), ИШ (кривая 2)

Таблица 1
Измеренное напряжение шумов на отдельном сопротивлении, включенном на входе микровольтметра ВЗ-57

Номинал сопротивления	Напряжение шумов
3,3 кОм	60 мкВ
7,5 кОм	100 мкВ

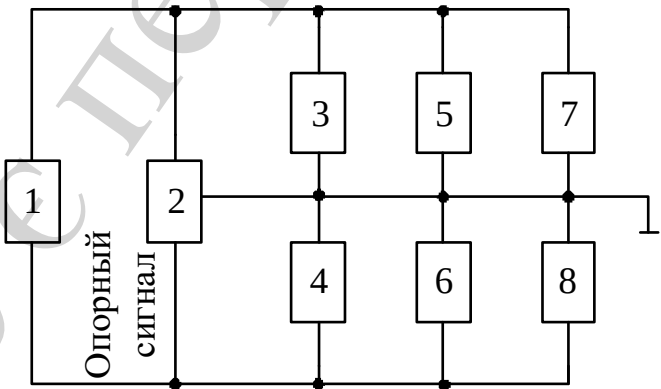


Рис. 6. Схема экспериментального стенда для измерения частотных зависимостей электрического импеданса ФПП

Согласно типовым методикам [10, 11], напряжение от генератора 1 с заданной частотой и амплитудой U_1 , которая поддерживалась неизменной (контролировалась вольтметром 5), через балластный резистор 7 подавалось на пьезоэлемент 8.

Вольтметром 6 измерялась амплитуда напряжения на пьезоэлементе U_2 , а фазометром 2 – угол сдвига фаз φ_1 между напряжениями U_1 и U_2 . Частотомер 3 и осциллограф 4 обеспечивали контроль выходного сигнала по частоте и внешнему виду. При этом выявлялись резонансные и антирезонансные участки частотной характеристики.

Динамический диапазон и уровни используемых сигналов U_1 определялись в соответствии с результирующим уровнем помех U_n . При этом соблюдалось соотношение $U_1 / U_n \geq 20$ дБ, которое обеспечивалось следующим образом:

– в отсутствие напряжения на выходе генератора 1 на испытуемом объекте 8 измерялось напряжение помех U_n ;

– на испытуемом образце 8 устанавливалось электрическое напряжение, превышающее напряжение помех не менее чем на 20 дБ.

Значения модуля полного электрического сопротивления, а также его активной и реактивной составляющих, определялись по формулам:

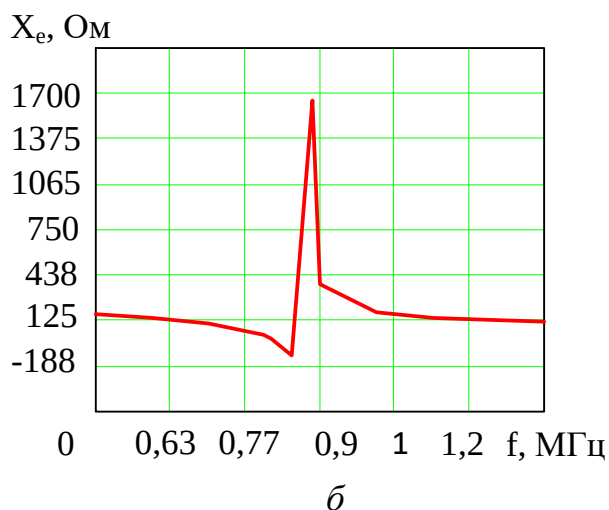
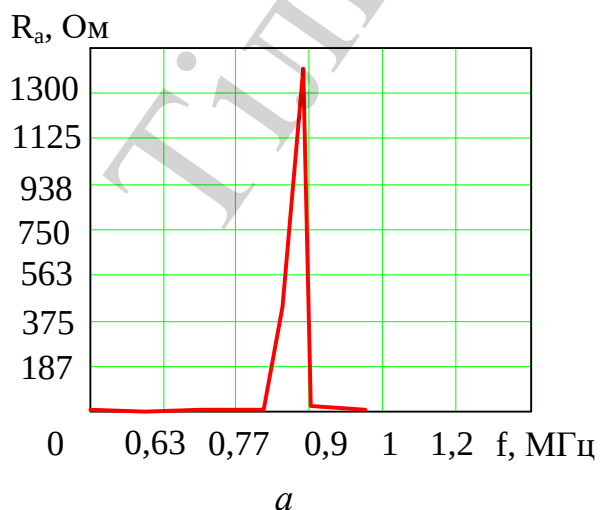
$$z = \frac{U_2}{U_1} R_0;$$

$$R_a = R_0 \frac{U_1}{U_2} \frac{\cos \varphi - U_1 / U_2}{\sin^2 \varphi + (\cos \varphi - U_1 / U_2)^2};$$

$$X_e = R_0 \frac{U_2}{U_1} \frac{\sin \varphi}{\sin^2 \varphi + (\cos \varphi - U_2 / U_1)^2}, \quad (3)$$

где значение косинуса разности фаз между током и напряжением определялось по формуле: $\cos \varphi = \cos(180^\circ - \varphi_1)$, где φ – разность фаз между током и напряжением.

Экспериментальные амплитудно-частотные характеристики пьезопреобразователя фокусируемого АТ, в соответствии с (3), представлены на рис. 7.



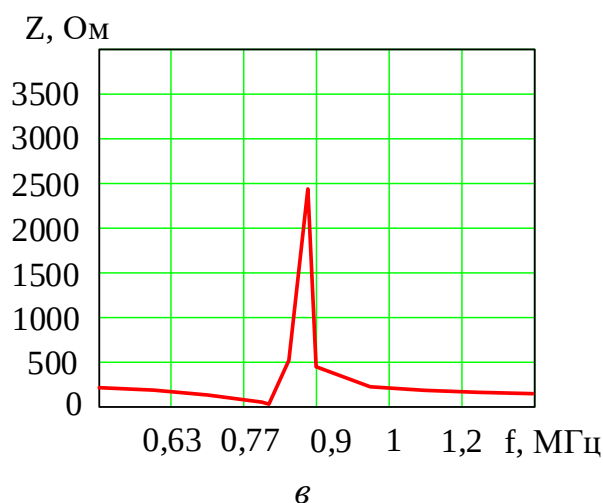


Рис. 7. Экспериментальные АЧХ: *а* – активной; *б* – реактивной составляющих электрического импеданса пьезоприемника; *в* – модуля электрического импеданса пьезопреоприемника акустотермометра

Для анализа полученных АЧХ использовался метод, основанный на применении эквивалентных электрических схем (рис. 8) [12, 13].

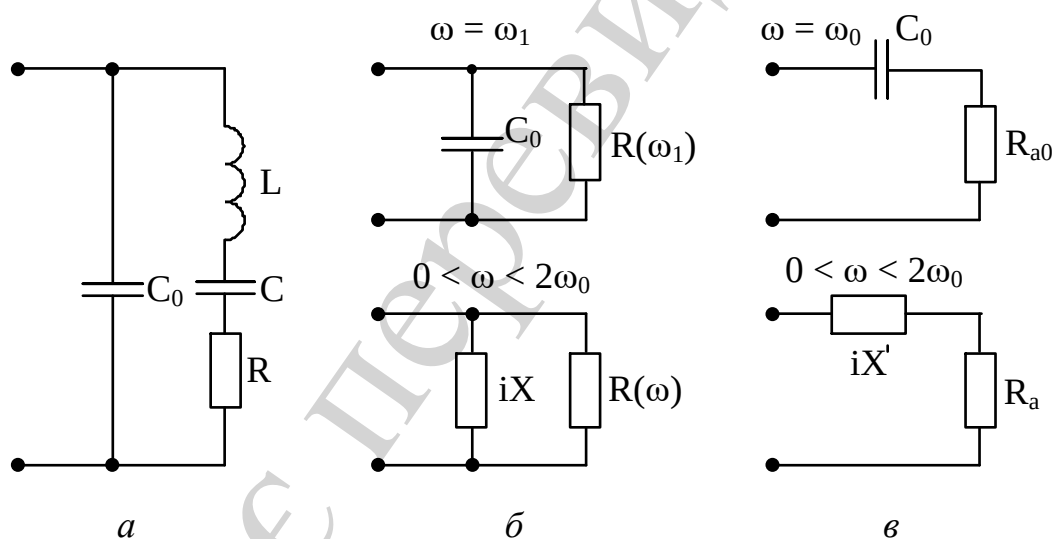


Рис. 8. Эквивалентные схемы преобразователя: *а* – общий случай; *б* – параллельная схема замещения; *в* – последовательная схема замещения

На эквивалентных схемах рис. 8 используются следующие обозначения:

$$C = \frac{8C_0 k_t^2 / \pi^2}{1 - 8k_t^2 / \pi^2} \approx \frac{8C_0 k_t^2}{\pi^2}$$
 – динамическая емкость; C_0 – статическая емкость пьезоэлемента; $L = \frac{1}{C\omega_1^2}$ – динамическая индуктивность; $R \approx \frac{\pi(k_1 + k_2)}{4k_t^2 \omega_1 C_0}$ – динамическое сопротивление потерь на излучение; ω_1 – частота электрического резонанса.

нанса; $\omega_0 = \frac{\pi v^D}{l_0}$ – частота механического резонанса; k_1, k_2 – относительные волновые сопротивления (относительно волнового сопротивления пьезокерамики) тыльной (воздух) и рабочей нагрузок (акустическая линза из полистирола) пьезопреобразователя.

Частоты ω_1 и ω_0 для случая $R_a = 0$ связаны соотношением:

$$\frac{\operatorname{tg}(\pi\omega_1/2\omega_0)}{(\pi\omega_1/2\omega_0)} = \frac{1}{k_t^2}$$

или

$$\frac{\omega_1}{\omega_0} \approx \sqrt{1 - \frac{8k_t^2}{\pi^2}}.$$

Приведенная схема (рис. 8, а) является наиболее точной при $k_1 + k_2 \ll 1$, поскольку на частоте ω_1 представляет собой параллельное соединение емкости C_0 и эквивалентного сопротивления загрузки $R(\omega_1)$ (рис. 8, б), а на частоте ω_0 – последовательное соединение того же конденсатора C_0 и сопротивления $R_{a0} = \frac{1}{\omega_0 C_0} \frac{4k_t^2}{\pi} \frac{1}{k_1 + k_2} \approx \frac{1}{\omega_0 C_0 R}$ (рис. 8, в), т. е. возможны схемы параллельного или последовательного соединения активного и реактивного сопротивлений для всего частотного диапазона $0 < \omega < 2\omega_0$.

Последовательная схема особенно удобна для замещения пьезоэлемента, у которого прием ультразвуковых волн происходит на частоте механического резонанса, как в случае акустотермометра.

Параметры последовательной схемы связаны с измеренными выше значениями U_1 , U_2 и φ соотношениями (4). Переходя от схемы (рис. 8, а) к схеме (рис. 8, в), из (3) можно получить:

$$R_a = \frac{R_{a0}}{1 + (Q_a(1/x - x))^2};$$

$$X_e = \frac{R_{a0} Q_a (1/x - x)}{1 + (Q_a(1/x - x))^2} - \frac{1}{x\omega_0 C_0}, \quad (4)$$

где $x = f/f_0$, $Q_a = \omega_0 C_0 R_{a0} = \frac{\pi}{2(k_1 + k_2)}$, $k_1 + k_2 = \pi/(2Q_a)$.

На завершающем этапе исследований была получена зависимость напряжения электрических шумов на электродах ФПП от температуры (рис. 9).

В качестве нагрузки использовалась вода, поскольку акустические характеристики (удельные акустические импедансы) воды и биологических объектов идентичны.

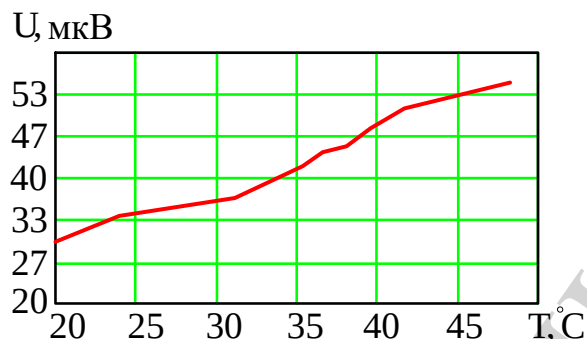


Рис. 9. Экспериментальная зависимость напряжения электрических шумов на электродах ФПП, нагруженного на воду через полистирольную линзу, от температуры

Обработка экспериментальных данных в соответствии с материалами [14] показала, что погрешность результата измерения для заданного значения доверительной вероятности $P = 0,95$ находилась в пределах $\delta_0 = 13\%$. Определение верхней и нижней границ доверительного интервала сопоставлялось с границами доверительного интервала, рассчитанными в соответствии с положениями [14] по найденному значению среднеквадратической погрешности измеряемого напряжения.

6. Обсуждение результатов исследования макета одноканального фокусируемого акустотермометра

Полученные результаты лабораторных исследований подтверждают правильность построения макета одноканального фокусируемого АТ. Действительно, из рис. 5 видно, что нормированные амплитудно-частотные характеристики эквивалентной схемы ФПП и ИШ практически совпадают, а измеренные уровни собственных шумов схемы (табл. 1) соответствуют теоретически рассчитанным. В свою очередь, из этого следует, что предложенный АТ, реализующий модифицированный нулевой модуляционный метод, позволяет проводить измерения шумовых напряжений в диапазоне 5...30 мкВ. Последнее связано с решением задачи снижения уровня собственных шумов приемного тракта благодаря использованию электронной коммутации сигналов с выхода имитатора шума и эквивалентной схемы фокусируемого пьезоэлектрического преобразователя. Такое схемотехническое решение позволило исключить из схемы акустотермометра блок механического модулятора, который до настоящего времени использовался в аналогах.

Анализ АЧХ пьезопреобразователя, экспериментально полученных по разработанной методике, на основании соотношений (4) показал, что на частоте механического резонанса $f_0 = 0,885$ МГц, определяемой по положению максимума R_a

(рис. 7, а), реактивное сопротивление $X_{c0} = \frac{1}{\omega_0 C_0} = X_e(f_0) = 1628$ Ом, следова-

тельно $C_0 = \frac{1}{\omega_0 X_e(f_0)} \approx 1,1 \cdot 10^{-10}$ Ф. Акустическая добротность пьезопреобразова-

теля: $Q_a \approx \frac{f_0}{\Delta f}$, где $\Delta f = 0,05$ МГц (полоса по кривой $R_a(f)$ определяется по уров-

ню 0,5): $R_{a0} = R_a(f_0) = 1411$ Ом; $\frac{R_{a0}}{X_{C_0}} = 0,87$; $Q_a = 17,7$; $k_1 + k_2 = \frac{\pi}{2Q_a} = 0,089$;

$k_t = 0,23$. Данные результаты позволили провести контроль качества сборки фокусируемого пьезоприемника и подтвердили отсутствие отклонения значений параметров пьезоприемника от теоретических.

Однако следует отметить, что проведенные исследования зависимости напряжения электрических шумов на электродах фокусируемого пьезоприемника, нагруженного через акустическую эллиптическую линзу на воду, от температуры не учитывают неоднородность структуры реальных биологических тканей. Данное обстоятельство свидетельствует о недостатке предложенного метода и обуславливает необходимость дальнейших исследований, ориентированных на усовершенствование разработанной методики с учетом указанных особенностей биологических объектов.

В дальнейшем полученные результаты могут быть использованы при разработке опытного образца фокусируемого АТ.

7. Выводы

1. Для экспериментального подтверждение возможности измерения глубинной температуры с заданной точностью, предложен макетный образец одноканального пассивного фокусируемого акустотермометра, реализующий модифицированный нулевой модуляционный метод. Макет, построенный на основе пластинчатого пьезоэлектрического преобразователя, акустической эллиптической линзы и блоков двух серийных вольтметров, позволяет при своей достаточной простоте измерять шумовые напряжения в диапазоне 5...30 мкВ. Определяющим фактором при решении поставленной задачи является использование оригинального блока электронной коммутации выходных сигналов имитатора шума и эквивалентной схемы фокусируемого пьезопреобразователя.

2. Проведенные по разработанной методике исследования зависимости напряжения электрических шумов на электродах фокусируемого пьезоприемника, нагруженного через акустическую эллиптическую линзу на воду, от температуры показали, что суммарная погрешность измерений, с учетом значения среднеквадратической погрешности 7,9 %, не превышает 9 %. Необходимо отметить, что предложенный метод измерения внутренней температуры позволяет получить значение

точности измерения 0,2 °С, уменьшить время измерения до ~1 с и измерять температуру в динамическом режиме. Пространственное разрешение ~1 мм на глубине до 10 см на порядок лучше, чем с радиотермографом с эллиптическим зеркалом.

Литература

1. Найда, С. А. (2002). Акустотермометрия жидких объектов с помощью пьезоприемников мегагерцевого диапазона. Техническая диагностика и неразрушающий контроль, 3, 41–48.
2. Bowen, T. (1987). Acoustic radiation temperature for noninvasive thermometry. *Automedica (UK)*, 8 (4), 247–267.
3. Anosov, A. A., Kazansky, A. S., Subochev, P. V., Mansfel'd, A. D., Klinshov, V. V. (2015). Passive estimation of internal temperatures making use of broadband ultrasound radiated by the body. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 137 (4), 1667–1674. doi: <https://doi.org/10.1121/1.4915483>
4. Anosov, A. A., Sharakshane, A. A., Kazanskii, A. S., Mansfel'd, A. D., Sanin, A. G., Sharakshane, A. S. (2016). Instrument function of a broadband acoustic thermometric detector. *Acoustical Physics*, 62 (5), 626–632. doi: <https://doi.org/10.1134/s1063771016050018>
5. Anosov, A. A., Belyaev, R. V., Klin'shov, V. V., Mansfel'd, A. D., Subochev, P. V. (2016). Passive broadband acoustic thermometry. *Technical Physics*, 61 (4), 597–602. doi: <https://doi.org/10.1134/s1063784216040058>
6. Anosov, A. A., Subochev, P. V., Mansfeld, A. D., Sharakshane, A. A. (2018). Physical and computer-based modeling in internal temperature reconstruction by the method of passive acoustic thermometry. *Ultrasonics*, 82, 336–344. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2017.09.015>
7. Дрозденко, Е. С., Найда, С. А. (2009). О влиянии детектирования шума на точность измерения температуры акустотермометром. *Электроника и связь*, 6, 62–67.
8. Найда, С. А., Дрозденко, Е. С. (2012). Модифицированная схема нулевого модуляционного метода измерения глубинной температуры. *Системы обработки інформації*, 5, 47–52.
9. Drozdenko, K. S. (2013). Single-channel focusable acoustothermometer for measuring the internal temperature of biological object. *Radioelectronics and Communications Systems*, 56 (4), 207–211. doi: <https://doi.org/10.3103/s0735272713040067>
10. Agarwal, A., Lang, J. (2005). *Foundations of Analog and Digital Electronic Circuits*. Morgan Kaufmann Publishers is an imprint of Elsevier, 1008.
11. Bakshi, U. A., Godse, A. P. (2009). *Analog And Digital Electronics*. Technical Publications, 547.
12. Kino, G. S. (1987). *Acoustic waves: Devices, imaging, and analog signal processing*. Prentice Hall, 601.
13. Beranek, L. L., Mellow, T. J. (2012). *Acoustics: Sound Fields and Transducers*. Academic Press, 720.
14. Преобразователи, антенны гидроакустические. Методики измерения параметров на испытательных базах предприятия: РД 5.0542-86 (1990). К.: Минсудпром.