

УДК 615.47

Коптелов Д.С.

**ВОЗМОЖНОСТИ ОДНОЧАСТОТНОЙ АКУСТОТЕРМОМЕТРИИ
ГЛУБИННОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА**

Национальный технический университет Украины 'КПИ'

UDC 615.47

Koptielov D.S.

**THE SINGLE-FREQUENCY ACOUSTIC THERMOMETRY CAPABILITIES
OF THE DEEP HUMAN BODY TEMPERATURE**

National Technical University of Ukraine "KPI"

В данном докладе рассматриваются возможности измерения глубинной температуры тела человека, при помощи метода акустотермометрии используя одночастотный фокусируемый пьезоэлектрический преобразователь. Рассмотрены требования к преобразователю и линзе, а также указана схема испытательной установки.

Ключевые слова: акустотермометр, температура, пьезоэлектрический преобразователь, тепловой шум, фокусировка.

In this report we describe the capabilities of measuring the deep human body temperature using a single-frequency acoustic thermometry method and a focused piezoelectric transducer. It is provided the requirements to the transducer and lens and the test setup scheme is specified. Key words: akustotermometr, temperature, piezoelectric transducer, thermal noise, focus.

Получение пространственного распределения температуры в глубине тела человека по его тепловому акустическому излучению является новым направлением в термографии [1]. В качестве методов измерения

рассматривалось многочастотное [2, 3] зондирование с помощью плоских пьезоэлектрических преобразователей (ПП). Реализация акустотермометра даже в простейшем случае измерения температуры поверхности тела натолкнулось на проблему получения предельной (флуктуационной) чувствительности - минимальной регистрируемой разности температур, которая для биологических объектов требуется не больше 1⁰С (0,3 % от абсолютной температуры человека). Условия получения требуемой чувствительности подробно анализировались в работах [4, 5]. Были получены все соотношения, необходимые для выбора схемы акустотермометра, предложен фокусируемый акустотермометр в сочетании с электронной коммутацией ПП и шумовым эталоном, что позволяет не только обойтись одночастотным зондированием, но и измерять температуру в реальном масштабе времени. В работе такой акустотермометр рассчитан и осуществлён на основе плоского ПП, вогнутой эллиптической линзы и блоков двух серийных вольтметров.

Функциональная схема акустотермометра состоит из: фокусирующего ПП, электронного коммутатора, широкополосного усилителя электрического шума (УВЧ), линейного детектора, низкочастотного усилителя модулированной компоненты шума, синхронного детектора с ФНЧ, усилителя постоянного тока (УПТ), регистрирующего устройства - НЧ осциллографа и цифрового индикатора с параллельной выдачей цифровой информации на внешнее регистрирующее устройство.

Средний квадрат напряжения на выходе фокусирующего плоского ПП в виде диска, включая тепловой шум самого ПП и нефокусируемой части излучения, равен:

$$\overline{U_{\Sigma}^2} = \overline{U_{\text{пп}}^2} [2 + (\pi D / (2F))^2], \quad (1)$$

где:

$$\overline{U_{\text{ш}}^2} = \frac{4z_0}{\pi \cdot D^2} \left(\frac{l_0}{e_{33}}\right)^2 k_6 \cdot T \cdot \Delta f = 4R \cdot k_6 \cdot T \cdot \Delta f ; \quad (2)$$

D, l_0 - диаметр и толщина диска; z_0 - удельный акустический импеданс пьезокерамики; e_{33} - её пьезоэлектрическая постоянная; $k_6 = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К; T - абсолютная температура объекта и ПП; Δf - ширина полосы пропускания ПП, акустически согласованного с водой с помощью четвертьволнового слоя с $z_{\text{сл}}=(z_0 z_2)^{1/2}$ и с параллельной индуктивностью, настроенной со статической ёмкостью C_0 на частоту полуволнового резонанса диска f_0 ;

$$R = \text{Re}Z = \frac{z_0}{\pi \cdot D^2} \left(\frac{l_0}{e_{33}}\right)^2 . \quad (3)$$

активная составляющая комплексного электрического импеданса ПП в полосе частот Δf вблизи частоты f_0 .

В случае, если напряжение собственных шумов УВЧ, приведённое к его входу $\overline{U_{\text{yc}}^2} \ll \overline{U_{\Sigma}^2}$, предельная чувствительность определяется по формуле:

$$\frac{\theta}{T} = \sqrt{2 / \Delta \omega \cdot \tau} \cdot \frac{\overline{U_{\Sigma}^2}}{U_{\text{ш}}^2 [(\pi \cdot D / 2F)^2 + 1]} , \quad (4)$$

$$\frac{\theta_{\text{пор}}}{T} = \sqrt{\frac{2}{\Delta \omega \cdot \tau}} , \quad (5)$$

где τ - постоянная времени ФНЧ.

Из (4) видно, что минимальное значение $\frac{\theta}{T}$ достигается при $(\pi D / 2F)^2 \gg 2$. Для не фокусируемого ПП $\overline{U_{\Sigma}^2} = 2 \overline{U_{\text{ш}}^2}$ и чувствительность в 2 раза хуже.

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

$$\frac{D}{2F} = 2\sqrt{\frac{1-n}{1+n}}, \quad (6)$$

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

В случае линзы из полистирола ($c_l=2,37 \cdot 10^3$ м/с, $n=0,63$): $(\pi D/2F)^2 \leq (0,95\pi)^2 = 9$. Существенно, чтобы линза была безабберационной, т.е. эллиптической.

Из (6) видно, что с увеличением F необходимо пропорционально увеличивать D . Однако, при этом, согласно (2), будет уменьшаться $\overline{U_{\text{ин}}^2}$ и условие $\overline{U_{\text{yc}}^2} \ll \overline{U_{\Sigma}^2}$ 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 выбирать около 1 МГц. Из пьезокерамик следует выбирать материал 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 близкой частоты f_0 и $\Delta f=0,5$ МГц, из (1) и (2) получим: $\overline{(U_{\Sigma}^2)}^{\frac{1}{2}} \approx 8,1$ мкВ, $C_{\text{оп}}=2,2$ нФ.

Литература:

1. Godik E.E., Gulyaev Y.V. Functional imaging of the human body // IEEE Engineering in medicine and biology. 1991. V.10. N 4. P.21-29.

2. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э., Дементиенко В.В., Пасечник В.И., Рубцов А.А.
О возможностях акустической термографии биологических объектов // Доклады АН СССР. 1985. Т.183. N 6. С.1495-1499.

3. Пасечник В.И. Акустическая термография биологических объектов // Радиотехника. 1991. N 8. С.77-80.

4. Пасечник В.И. Оценка чувствительности метода акустотермографии // Акуст. журн. 1990. Т.36. N 4. С.718-724.

5. Пасечник В.И. Акустотермография биообъектов: влияние рассеяния ультразвука и динамики температурных полей // Акуст. журн. 1990. Т.36. N 5. С.920-926.

References:

1. Godik E.E., Gulyaev Y.V. Functional imaging of the human body // IEEE Engineering in medicine and biology. 1991. V.10. N 4. P.21-29.

2. Gulyaev U. V., Godik. E.E., Dementienko VV, Beekeeper VI Rubtsov, AA About the possibilities of acoustic thermography biological objects // Reports of the Academy of Sciences of the USSR. 1985. T.183. N 6. S.1495-1499.

3. Pasechnik. V.I. Acoustic thermography biological objects // Radio. 1991. N 8. P.77-80.

4. Pasechnik. V.I. Evaluation of the sensitivity of the method akustotermografii // Acoust. Journal. 1990. T.36. N 4. S.718-724.

5. Pasechnik. V.I. Akustotermografiya of biological objects: the influence of the scattering of ultrasound and the dynamics of temperature fields // Sov. Journal. 1990. T.36. N 5. S.920-926.