

УДК 534.6

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ЭХОТОМОСКОПИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭЛЕКТРОННО УПРАВЛЯЕМЫХ ПЬЕЗОКЕРАМИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ

М.М. Карпук¹, Д.А. Костюк², Ю.А. Кузавко³, В.Г. Шав-
ров³

¹Politechnica Kostalinska

Koszalin, Poland

²Брестский государственный технический университет

Брест, Беларусь

³Институт радиотехники и электроники РАН

Москва, РФ

Широкополосные ультразвуковые излучатели и приемники находят многостороннее применение в задачах диагностики как технической, так и медицинской [1, 2]. Для достижения высоких пространственного разрешения и чувствительности необходимо применять специальные меры: использовать демпфирование пьезопластины, ее электромеханическое согласование с исследуемым объектом и выходом генератора возбуждения и входом приемного усилителя. Результатом является достижение сверхкоротких ультразвуковых импульсов длительностью до $\tau=2T$ (T — период сигнала). Нами разработаны пьезодатчики 3,5; 5; 7,5 МГц с механическим секторным сканированием для медицинской диагностики органов брюшной полости и грудной клетки, щитовидной железы. Такие датчики входят в комплект ультразвукового эхотомоскопа и серийно выпускаются ОАО «Брестский электромеханический завод».

В данной работе рассматривается развитие таких датчиков, существенной особенностью которых является наличие контактирующего с пьезоэлектриком (ПЭ) слоя магнитоакустического материала-

ла (МАМ) (см. рис. 1). Под МАМ понимаем вещество, например, гематит, в котором экспериментально наблюдалась сильная зависимость скоростей объемных продольных (до 10%) и поперечных (до 50%) акустических волн от внешнего магнитного поля H с одновременным возрастанием их затухания [3].

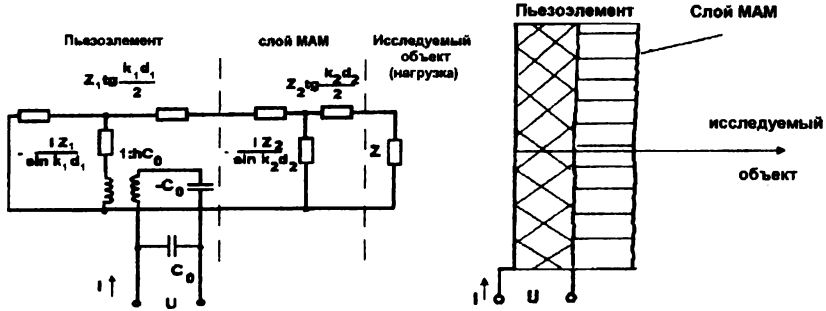


Рисунок 1. Конструкция ультразвукового пьезоэлектрического преобразователя с МАМ слоем. Его эквивалентная электрическая схема. C_0 – емкость ПЭ, h – коэффициент преобразования.

Расчет амплитуд упругих колебаний таких составных преобразователей при приложении на электроды напряжения $U = U_0 \cdot \exp(i \cdot \omega \cdot t)$ производится, исходя из уравнений теории упругости и электродинамики с учетом граничных условий на плоскостях $\chi=0$; d_1 ; d_1+d_2 . Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) ненагруженного и незадемпфированного преобразователя I в режиме излучения запишется следующим образом:

$$U_{10} = \frac{e \cdot U_0}{2 \cdot \omega \cdot d_1 \cdot Z_1} \cdot \frac{\left[2 \cdot (1 - \cos \beta_1) - 2 \cdot a \cdot \sin \beta_1 \cdot \operatorname{tg} \beta_2 + a^2 \cdot \operatorname{tg}^2 \beta_2 \right]^{1/2}}{\sin \beta_1 + a \cdot \cos \beta_1 \cdot \operatorname{tg} \beta_2} \quad (1)$$

Для преобразователя II в (1) необходимо выполнить замену $\operatorname{tg} \beta_2 \rightarrow \operatorname{tg} \beta_2 \cdot \cos 2\beta_2$, $U_0 \rightarrow \varphi_0$. Обозначения в формуле U_{10} – амплитуда упругих колебаний, e – константа пьезоэффекта, ω – частота, Z – акустический импеданс, $\beta = k \cdot d$, $k = \omega/S$ – волновое число, $\lambda = 2\pi/k$ – длина волны, S – скорость волны, $\varphi_0 = \frac{\varepsilon_2/d_2}{\varepsilon_1/d_2 + \varepsilon_2/d_2} \cdot U_0$, $a = Z_2/Z_1$, ε –

диэлектрическая проницаемость. Индексы 1 и 2 отнесены соответственно к слоям ПЭ и МАМ. Так как

$$\beta_2 = \omega \cdot d_2 / S_2 = \frac{S_1}{S_2} \cdot \frac{d_2}{d_1} \cdot \frac{\omega \cdot d_1}{S_1} = \frac{S_1}{S_2} \cdot \frac{d_2}{d_1} \cdot \beta_1 \text{ и } S_2 = S_1 \left(\frac{\beta_1}{\beta_2} \right),$$

то всегда можно достичь $\beta_2 = \beta_1 = \beta_0$. При β_0 реализуется первый резонанс: $U_{10} \rightarrow \infty$, так как потери в преобразователе не учитываются. В противном случае в (1) необходимо выполнить формальную замену $k' \rightarrow k' + i \cdot k''$, где отношение $Q = 2\pi \cdot k'' / k'$ есть добротность ПЭ и МАМ. Не составляет трудностей вышеуказанным методом получить АЧХ преобразователя и в режиме излучения. Оба преобразователя могут служить как для возбуждения продольных, так и поперечных волн с учетом подстановки в выражение (1) соответствующих параметров. С другой стороны метод эквивалентных электрических схем (см. рис. 1 и [1, 2]) позволяет еще быстрее установить электрический импеданс Z_e преобразователя, при этом условия $I_m \cdot Z_e = 0$ и $I_m \cdot Z_e = \infty$ определяют соответственно электрический (излучение) и механический (прием) резонансы.

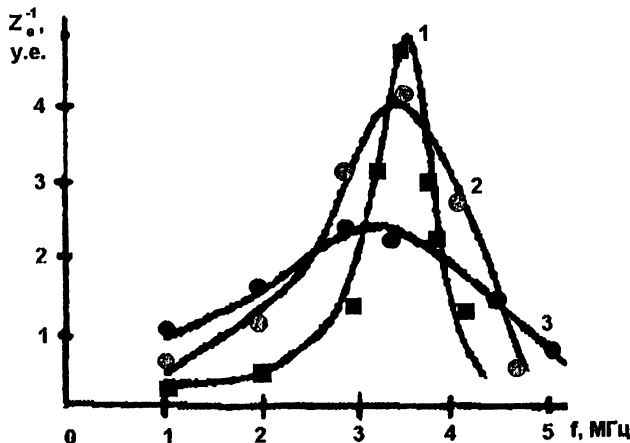


Рисунок 2 - АЧХ преобразователя продольных волн 3.5 МГц, нагруженного на воду: 1 - $N=2000 \text{ Э}$, 2 - $N=500 \text{ Э}$, 3 - $N=100 \text{ Э}$.

На рис. 2 представлены зависимости АЧХ преобразователя в совмещенном режиме излучения — прием от величины внешнего магнитного поля. Таким образом, в задачах медицинской диагностики можно одновременно охватить более широкий спектр исследований, чем в традиционно используемых эхотомоскопах.

ЛИТЕРАТУРА

1. V.Golovko, Y.Kuzavko, H.Roth. Ultrasound controlled piezoceramical transducers for medical diagnostic tomography. // Proceedings of Workshop on Design methodologies for signal processing. Zakopane. Poland, 1996
2. Акулич Я.А., Голуб М.В., Гладыщук В.Б., Кузавко Ю.А., Склипус Б.Н. Ультразвуковой диагностический комплекс томографии машиностроительных изделий. // Тезисы американско-восточноевропейской конференции «Новые материалы и технологии в трибологии». Минск-Гродно-Варшава. 1997
3. Е.А. Андрющак, Н.Н. Евтихийев, С.А. Погожев, В.Л. Преображенский. // Акустический журнал, 1981, Т.39, №6, с. 170–178