

07;08

Гибридный акустооптический фурье-процессор для визуализации пространственно-неоднородных акустических полей

© А.А. Колотырин, Д.А. Зимняков, Е.Л. Никишин,
Р.А. Здражевский, С.В. Заварин

Саратовский государственный технический университет
E-mail: Phys@SSTU.ru

Поступило в Редакцию 14 марта 2011 г.

Обсуждается метод визуализации пространственно-неоднородных акустических полей на основе фурье-преобразования когерентного светового поля, формируемого в результате дифракции Брэгга лазерного пучка на ансамбле квазиплоских акустических волн в кристалле ниобата лития, являющихся результатом трансформации визуализируемого акустического поля сферической акустической линзой. Представлены результаты экспериментальной проверки предлагаемого метода с использованием модельных многоэлементных акустических источников.

Развитие методов визуализации пространственно-неоднородных акустических полей в конденсированных средах представляет значительный интерес с точки зрения различных практических приложений в дефектоскопии, материаловедении и биомедицине. Данные методы можно условно разделить на две группы, в первой из которых применяется непосредственная регистрация локальных значений параметров акустического поля (например, амплитудных значений избыточного давления) в зондируемом объеме или на его границах [1–5]. Ко второй группе могут быть отнесены методы, использующие вторичные эффекты при распространении акустических волн в среде [6–9]. К подобным эффектам относится модуляция показателя преломления, приводящая к дифракции Брэгга распространяющихся когерентных световых пучков. Рассматривая разложение квазимонохроматического акустического поля в среде по плоским волнам с учетом условия брэгговской дифракции и зависимости ее эффективности от интенсивности данной

составляющей акустического поля — плоской волны, можно сделать вывод о взаимно однозначном соответствии углового спектра акустического поля в среде и углового спектра дифрагированного оптического излучения.

Одним из наиболее известных подходов к когерентно-оптической визуализации акустических полей является подход, предложенный А. Корпелом. Следует отметить, что одним из наиболее существенных недостатков схемы А. Корпела является выраженный астигматизм преобразования [10].

В данной работе обсуждается иной подход к когерентно-оптической визуализации двумерных пространственных распределений плотности потока энергии акустического поля в некоторой плоскости внутри или на границе среды — проводника акустического излучения („объектной плоскости“) [11]. Представлены результаты предварительной экспериментальной апробации этого подхода, в рамках которого „оптический образ“ акустического поля в объектной плоскости формируется в результате двух последовательных фурье-преобразований: отображаемого двумерного распределения акустического поля и когерентного светового поля, дифрагированного на ансамбле плоских акустических волн, соответствующих фурье-образу акустического поля. Может быть проведена определенная аналогия между подобным „гибридным“ акустооптическим преобразованием и преобразованием когерентного светового поля в телецентрической оптической системе из двух собирающих линз (так называемой $4f$ -системе [12–14]), в идеальном случае описываемым выражением вида $f'(-x_1, -y_1) = F\{F\{f(x, y)\}\}$, где $f(x, y)$ и $f'(-x_1, -y_1)$ — распределения комплексной амплитуды светового поля во входной (x, y) и выходной (x_1, y_1) плоскостях $4f$ -системы, $F\{\}$ — оператор двумерного фурье-преобразования. Когерентно-оптическая $4f$ -система описывается функцией импульсного отклика вида $h(x, y) = \delta(-x, -y)$. Однако рассматриваемая гибридная акустооптическая система на основе брэгговской дифракции, отображающая акустическое поле в объектной плоскости в световое поле в частотной плоскости оптической линзы, характеризуется более сложной формой пространственно-неоднородной функции импульсного отклика, обусловленной присущими данному типу преобразования анаморфотностью и аберрациями типа дисторсии.

Основной принцип гибридного акустооптического преобразования иллюстрируется рис. 1. Каждой точке объектной плоскости, находящейся-

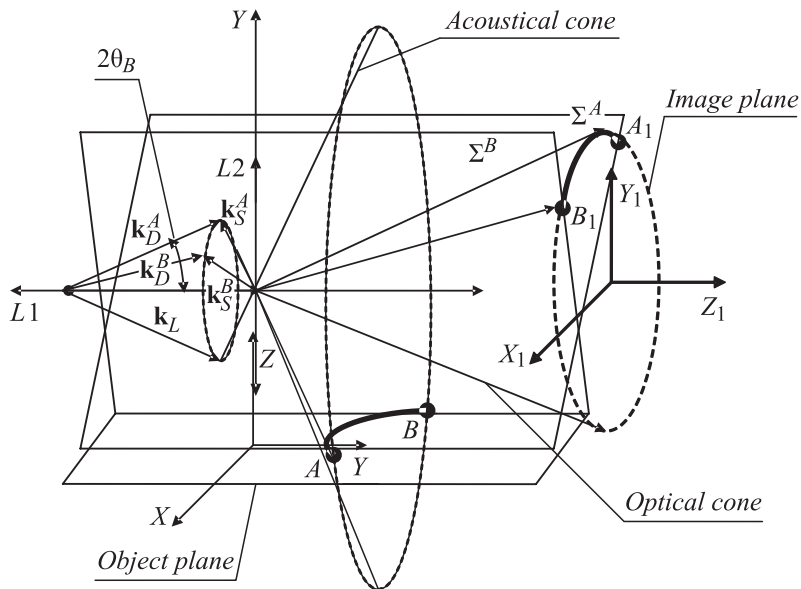


Рис. 1. Схема преобразования акустического поля в объектной плоскости в световое поле в плоскости изображений: \mathbf{K}_S^A — акустический волновой вектор, соответствующий точке A в объектной плоскости; \mathbf{K}_S^B — акустический волновой вектор, соответствующий точке B ; \mathbf{k}_L — волновой вектор падающей световой волны; $\mathbf{k}_D^A, \mathbf{k}_D^B$ — волновые векторы дифрагированных световых волн; Σ^A, Σ^B — секущие плоскости, устанавливающие соответствие между сопряженными точками объектной плоскости и плоскости изображений.

ся в передней фокальной плоскости акустической линзы, соответствует определенное направление волнового вектора плоской акустической волны, распространяющейся в звукопроводящей среде за линзой и в конечном итоге определенное направление волнового вектора плоской световой волны, формируемой в результате дифракции Брэгга лазерного пучка при его распространении в фотоупругой среде. Таким образом, устанавливается взаимно однозначное соответствие между точками объектной плоскости и плоскости изображения в задней фокальной плоскости оптической линзы, осуществляющей фурье-преобразование дифрагированного светового поля (рис. 1). В то же время вследствие

присущих схеме преобразования анаморфотности и aberrаций типа дисторсии система визуализации рассматриваемого типа не является изопланатичной. Рис. 1 иллюстрирует взаимно однозначное соответствие между точками двух линий, в общем случае имеющих различную форму: линии AB , представляющей собой участок сечения „акустического конуса“ объектной плоскостью, и линии A_1B_1 , являющейся участком сечения „оптического конуса“ плоскостью изображения. Соответственно функция импульсного отклика подобной системы не является пространственно-однородной и в идеальном случае отсутствия дифракционных ограничений может быть представлена в виде

$$h(x, x_1, y, y_1) = K\delta \left(x_1 + x \frac{F_{opt} \operatorname{tg}(2\theta_B)}{y \operatorname{tg}(\theta_B)}, y_1 + \frac{F_{ac} F_{opt} \operatorname{tg}(2\theta_B)}{y \operatorname{tg}(\theta_B)} \right).$$

Данное выражение соответствует углу между осями оптической и акустической линз, равному 90° . Коэффициент K определяется эффективностью дифракции Брэгга. θ_B — угол Брэгга, F_{ac} , F_{opt} — соответственно фокусные расстояния акустической и оптической линз.

Экспериментальная апробация обсуждаемого метода визуализации акустических полей осуществлялась с использованием макетного образца гибридного акустооптического процессора (рис. 2, *a*). В латунном корпусе установлен моноблок двух звукопроводов из сапфира ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$) и ниобата лития (LiNbO_3) с сопряженными сферическими торцевыми поверхностями, образующими акустическую линзу с фокусным расстоянием 14 mm. Соединение звукопроводов осуществлялось с использованием клея, вносящего малые акустические потери. Роль акустического объекта выполнял электроакустический преобразователь в виде медной спирали, прижатой к свободной поверхности пьезоактивной пленки оксида цинка, нанесенной на металлизированную (медь) плоскую торцевую грань кристалла сапфира. Изображение фрагмента спирального электрода преобразователя показано на врезке рис. 2, *a*. При подаче на пьезопреобразователь электромагнитного СВЧ-сигнала мощностью до 2 W в интервале частот от 0.8 до 2 GHz, в сапфире возбуждалась продольная упругая волна, имеющая скорость $V_1 = 11.3 \cdot 10^3$ m/s. Каждой точке акустического источника, расположенного в фокальной плоскости акустической линзы в кристалле LiNbO_3 , соответствовала квазиплоская продольная ультразвуковая волна, распространяющаяся со скоростью $V_2 = 6.57 \cdot 10^3$ m/s. Ориентация кристалла ниобата лития, в котором происходило акустооптическое взаимодействие, показана

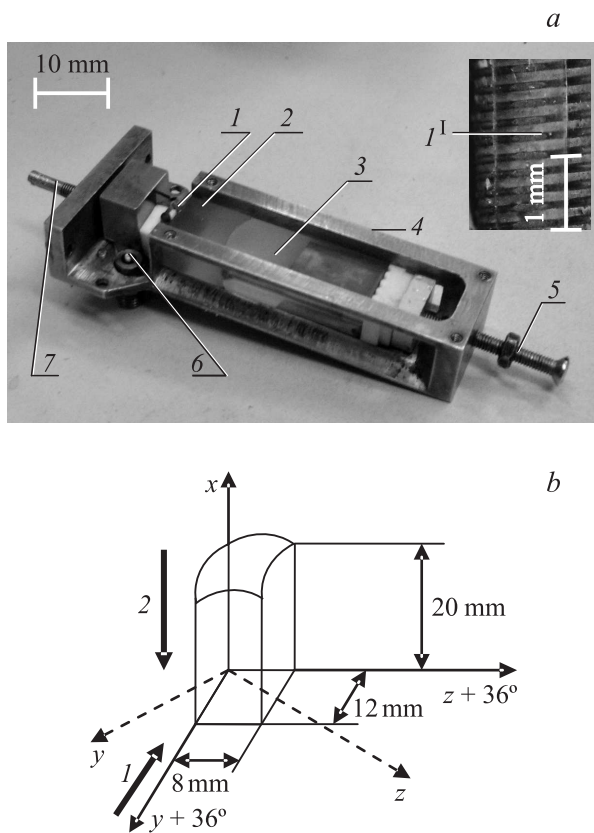


Рис. 2. Акустооптический блок макета установки: *a* — элементы акустооптического блока: *I* — спиральный электрод электроакустического пьезопреобразователя, *I*¹ — врезка с фрагментом уплощенной части спирального электрода электроакустического пьезопреобразователя, *2* — первый звукопровод — кристалл сапфира с медным подслоем и напыленным на него слоем пьезоактивного вещества с одного торца и полированной сферической поверхностью с другого, *3* — второй звукопровод — кристалл ниобата лития с сопряженной торцевой поверхностью, *4* — корпус акустооптического блока, *5, 7* — поджимные винты, *6* — СВЧ-разъем; *b* — схема кристалла ниобата лития с геометрическими и кристаллофизическими характеристиками: *x, y, z* — кристаллофизические оси, *x, y + 36°, z + 36°* — условные обозначения системы координат, определяющих положение граней кристалла; *I* — направление распространения лазерного излучения; *2* — направление распространения ультразвуковых волн.

на рис. 2, *b*. Направление распространения излучения He–Ne-лазера ($\lambda_0 = 632.8 \text{ nm}$) составляло угол 36° с осью Y . Плоский торец LiNbO_3 звукопровода, противоположный сферической границе раздела, сошлифован под углом $\sim 5^\circ$ к плоскости акустооптического взаимодействия для минимизации паразитных отражений акустических волн. Кристалл LiNbO_3 освещался сходящимся пучком лазерного излучения, формируемым цилиндрической линзой с фокусным расстоянием 160 mm .

Угловой спектр дифрагированного в фотоупругой среде лазерного излучения регистрировался в фокальной плоскости варифокального фурье-преобразующего объектива (тип NATONAL CCTV ZOOM LENS 12.5–75 mm) цифровой системы ввода изображения VS-СТТ 075-2000.

Технологические погрешности изготовления верхнего спирального электрода и неоднородность распределения механической нагрузки в области его контакта с пьезоактивным слоем естественным образом приводили к существенно различающимся значениям эффективности возбуждения акустических полей в сапфировом звукопроводе по длине преобразователя. С целью исключения аддитивного шума в регистрируемых изображениях, обусловленного паразитной спекл-модуляцией лазерного излучения при его распространении, производилась их предварительная обработка путем вычитания получаемых в отсутствие акустического поля фоновых изображений.

На рис. 3 приведены исходное (*a*) и обработанное (*b*) изображения участка объектной плоскости. Обращают на себя внимание отмеченные выше существенные различия в эффективности возбуждения акустических полей различными витками спирального электрода пьезопреобразователя и заметная кривизна изображения (рис. 3, *b*, пунктирная линия), являющиеся следствием его неизопланатичности. Оценка значения радиуса кривизны осевой линии R по полученному изображению дает величину порядка 8.9 mm , хорошо согласующуюся с теоретической оценкой соответствующего радиуса кривизны ($\sim 8.5 \text{ mm}$) для заданных условий преобразования (оси акустической и оптической линз взаимно ортогональны, фокусное расстояние акустической линзы составляет 14 mm , оптической линзы — 65 mm , угол Брэгга — $2.9 \cdot 10^{-2} \text{ rad}$ на частоте ультразвука 1.38 GHz).

Как отмечалось выше, основным достоинством обсуждаемого метода визуализации является взаимно однозначное соответствие между сопряженными точками объектной плоскости и плоскости изображения,

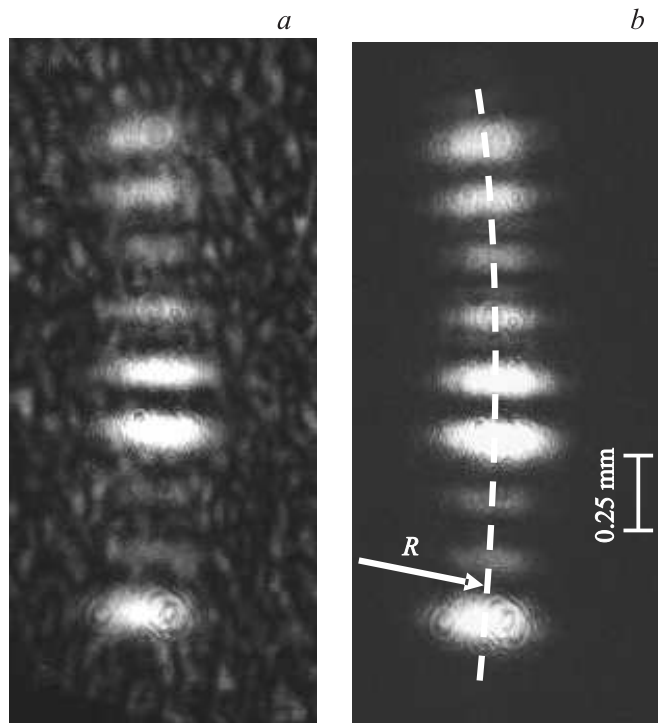


Рис. 3. Наблюдаемое изображение фрагмента акустического объекта (электроакустического пьезопреобразователя): *a* — изображение фрагмента пьезопреобразователя на фоне паразитной спекл-модуляции; *b* — изображение того же фрагмента пьезопреобразователя после вычитания фоновой паразитной спекл-модуляции; *R* — радиус кривизны осевой линии фрагмента изображения электроакустического пьезопреобразователя.

существенно упрощающее интерпретацию получаемых изображений. Для заданных параметров схемы формирования искажения изображения могут быть скомпенсированы путем аналоговой и цифровой обработки на основе нелинейного преобразования координат. Перспективной областью применения данного метода визуализации является, например, анализ характеристик многоэлементных акустических преобразователей для медико-биологических и промышленных применений.

Список литературы

- [1] *Leighton T.G., Evans R.C.P.* // Appl. Acoust. 2008. V. 69. P. 438–463.
- [2] *Суханов Д.Я., Барышева К.В.* // Акустический журнал. 2010. Т. 56. № 4. С. 491–496.
- [3] *Hill C.R., Bamber J.C., G.R. ter Haar.* Physical Principles of Medical Ultrasonics. 2nd. England: John Wiley & Sons Ltd., 2004. 528 p.
- [4] *Zhang D., Chen X., Gong X.* // J. Acoust. Soc. Am. 2001. V. 109. N 3. P. 1219–1225.
- [5] *Маев П.Г.* Акустическая микроскопия. М.: Торус Пресс, 2005. 402 с.
- [6] *Aramyan A.R.* // Phys. Rev. Lett. 2003. V. 91. N 15. P. 155 002-1–155 002-4.
- [7] *Selinger J.V., Spektor M.S., Greanya V.A.* et al. // Phys. Rev. E. 2002. V. 66. P. 051 708-7.
- [8] *Ахмед М., Уэйд Г.* // ТИИЭР. 1979. Т. 67. В. 4. С. 170–190.
- [9] *Zuuryikin Yu., Kolotyryn A., Knyazev A.* // World Congress on Ultrasonics. Berlin, 1995, September 3 to 7. P. 23–26.
- [10] *Korpel A.* Acousto-optics. 2nd., N.Y.: Marcel Dekker Inc., 1997. 396 p.
- [11] *Зюрюкин Ю.А., Колотырин А.А., Князев А.А.* // Проблемы оптической физики: Материалы Междунар. молодежной науч. школы по оптике, лазерной физике и биофизике. Саратов: Изд-во Саратовского университета, 2000. С. 163–164.
- [12] *Goodman J.W.* Introduction to Fourier Optics. Roberts & Company & Publishers, 2005. 491 p.
- [13] *Yu Francis T.S.* Introduction to diffraction, information and holography. Cambridge, Massachusetts and London, England: The MIT Press, 1973. 366 p.
- [14] *Капустина О.А.* // Акустический журнал. 2008. Т. 54. № 3. С. 353–370.