

Новая комбинированная антенна для оптико-акустической и лазерной ультразвуковой томографии

В. А. Симонова^{1a}, Е. В. Саватеева¹, А. А. Карабутов^{2b}

¹Институт прикладных лазерных и информационных технологий РАН. Россия, 140700, Московская обл., г. Шатура, Святоозерская ул., д. 1. ²Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, Международный учебно-научный лазерный центр. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 62.

E-mail: ^avarvara.simonova@gmail.com, ^baak@ilc.edu.ru

Статья поступила 24.11.2008, подписана в печать 15.04.2009.

Предложена новая многоканальная комбинированная система, позволяющая одновременно получать в реальном времени лазерно-ультразвуковые и оптико-акустические изображения. Обсуждаются новые возможности такой системы, преимущества использования обеих методик (большая глубина зондирования, высокий контраст изображения и высокое пространственное разрешение).

Ключевые слова: лазерная оптоакустика, оптико-акустическая томография, лазерная ультразвуковая томография, многоканальная антенна.

УДК: 534.08, 53.082.4. PACS: 43.35.Sx, 43.38.Hz, 43.38.Zp, 81.70.Cv.

Введение

В последние десятилетия лазеры находят все более широкое применение в различных задачах диагностики как гетерогенных сред, таких, как биологические среды и ткани, так и композитных материалов. Привлекательность оптических методов очевидна ввиду неинвазивного характера проводимых исследований. Важное место среди них занимают методы визуализации поглощающих неоднородностей — томографические методы, такие, как, например, оптико-акустическая (ОА) томография [1]. Контраст получаемых изображений в этом случае определяется различием в коэффициентах поглощения неоднородности (например, злокачественной или доброкачественной опухоли) и окружающей ее ткани. Разработка неинвазивных методов, обеспечивающих высокий контраст получаемых изображений, является важной и актуальной задачей.

Биологические ткани в видимом и ближнем ИК диапазонах спектра представляют собой сильно рассеивающие среды [2]. Это обстоятельство существенно снижает возможности томографических систем, ограничивая глубину зондирования (максимальное расстояние от поверхности среды до неоднородности того или иного типа, где она еще может быть обнаружена) и минимальный размер объектов, изображение которых может быть получено.

Оптико-акустическая томография

В ОА диагностике импульсное лазерное излучение используется для создания источников тепла в ткани, возникающих из-за оптического поглощения. Последующее термоупругое расширение приводит к возбуждению широкополосных ультразвуковых (ОА) сигналов [1]. Профиль давления ОА импульса несет информацию о распределении тепловых источников в среде, поэтому по зарегистрированным ОА сигналам можно судить о распределении в исследуемой среде поглощающих неоднородностей. В последнее время появилось множество работ по применению ОА томографии в различных областях биологии и медицины [3, 4].

ОА томография применима к любой задаче, в которой требуется визуализация объекта, обладающего повышенным коэффициентом поглощения света по отношению к окружающей среде [5]. К таким задачам относится

прежде всего визуализация кровеносных сосудов, так как кровь обладает повышенным коэффициентом поглощения по сравнению с другими биотканями в ближнем ИК диапазоне [2]. Повышенное содержание кровеносных сосудов характерно для злокачественных новообразований начиная с ранней стадии их развития [4], поэтому ОА томография позволяет проводить их обнаружение и диагностику.

Оптико-акустическая томография сочетает в себе свойства оптической диффузионной томографии и классического ультразвука. С одной стороны, контраст ОА изображения определяется сильным различием оптического поглощения между опухолью и здоровой тканью. С другой стороны, можно добиться разрешения в ОА изображении, достичь которого в ультразвуковых методах, — около 1 мм, при этом глубина зондирования составляет несколько сантиметров, так как в диапазоне частот 20 кГц — 2 МГц ультразвуковые волны испытывают относительно слабое затухание (~ 1 дБ/МГц) в мягких биологических тканях. Поэтому ОА томография может являться альтернативным методом для обнаружения и диагностики опухолей размером 3–10 мм.

Разрешение и во многом контрастность получаемых в ОА томографии изображений определяются конструкцией системы регистрации ОА сигналов и способом обработки сигнала. Основные принципы конструирования решеток (антенн) из пьезоприемников применительно к классическому медицинскому ультразвуку известны уже давно и в определенной степени применимы и в ОА томографии. Однако важным различием между этими двумя методами диагностики является то, что ультразвуковые системы работают обычно в эхо-импульсном режиме и имеется возможность фазирования элементов решетки на излучение, тогда как в ОА томографии источники ультразвука находятся внутри объекта исследования, и их диаграмма направленности заранее неизвестна. По этой причине алгоритм построения изображения иной, чем в классическом ультразвуке, а следовательно, отличаются и зависимости разрешения и контрастности получаемых изображений от параметров антennы.

Лазерный ультразвук

Лазерный ультразвук предполагает генерацию звука лазерным импульсом, поглощаемым в тонком поверх-

ностном слое исследуемой среды (или специальном оптико-акустическом генераторе), распространение ультразвукового импульса в исследуемой среде и регистрацию прошедшего или рассеянного ультразвукового сигнала с высоким временным разрешением. Это направление диагностики объектов близко к ультразвуковой диагностике и эхоскопии [6]. Преимущество лазерного ультразвукового метода в отличие от этих методов состоит в лазерной генерации коротких и мощных апериодических ультразвуковых импульсов, недоступных обычным ультразвуковым излучателям [7, 8]. Метод обеспечивает эффективное возбуждение в широком спектральном диапазоне от единиц до десятков мегагерц. Малая длительность зондирующего ультразвукового импульса приводит к повышению продольного пространственного разрешения при сохранении разумной ширины полосы сигнала. Малый диаметр зондирующего пучка позволяет повысить чувствительность; апериодичность зондирующего импульса обеспечивает практическое отсутствие «мертвой зоны».

Метод генерации ультразвукового импульса зависит от решаемой задачи. Для медицинских приложений используют оптико-акустический генератор, для промышленных применений, например дефектоскопии металлов, часто используют поверхность исследуемого объекта [9]. Зондирующий акустический пучок возбуждается за счет термооптического механизма. Лазерный импульс поглощается в среде с высоким коэффициентом поглощения — оптико-акустическом генераторе. За счет этого среда генератора сначала нагревается, а затем расширяется, приводя к возникновению импульсов давления. Временная форма и амплитуда ультразвукового импульса, возбужденного ОА генератором, определяются величиной коэффициента поглощения света в генераторе, временной зависимостью интенсивности лазерного импульса и плотностью поглощенной лазерной энергии.

Импульсы имеют гладкий однополярный временной профиль, лишенный ревербераций (рис. 1, а). Спектр таких импульсов занимает широкий частотный диапазон, ограничиваемый лишь шириной спектра огибающей

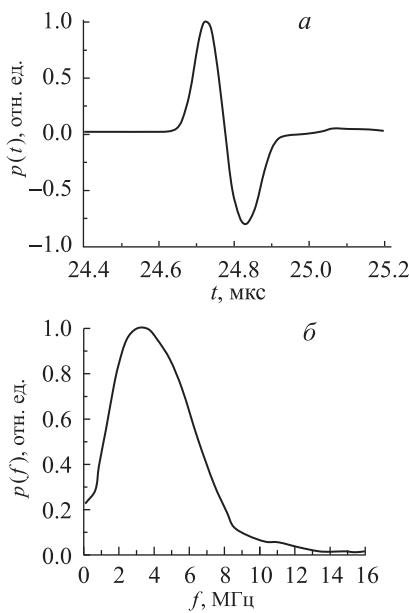


Рис. 1. Характерная временная форма (а) и спектр (б) оптико-акустического импульса в зондирующем ультразвуковом пучке

интенсивности лазерного импульса (рис. 1, б). Поэтому при одной и той же характерной частоте в спектре ультразвуковых сигналов, возбуждаемых пьезоэлектрически и оптико-акустически, использование последнего механизма позволяет добиться в несколько раз лучшего пространственного разрешения изображения.

Многоканальная комбинированная антенна

Для приложений томографии, т. е. когда необходимо восстановить распределение индуцированного лазерным светом тепла, необходимо либо сканировать приемником по поверхности исследуемого объекта, либо использовать решетку приемников. Форма и полоса частот решетки приемников различаются в зависимости от пространственного разрешения, необходимого для конкретной задачи томографии. Во многих случаях, как было показано, полезно использовать фокусированные приемники [3, 10] или плоские приемники вместе с акустической линзой [11].

В настоящей работе предлагается следующая модель многоэлементной антенны, сочетающая в себе функции оптико-акустической и лазерно-ультразвуковой томографической антенны (рис. 2). Антенна состоит из тыльной нагрузки, ОА генератора ультразвуковых сигналов, решетки плоских пьезополимерных ПВДФ приемников и акустической линзы.

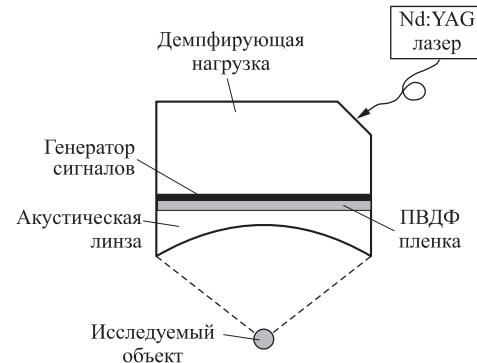


Рис. 2. Схема расположения элементов в антенне

Такая конструкция антенны позволяет использовать ее одновременно для различных задач. Во-первых, она может выполнять роль приемника широкополосного ОА сигнала для задачи ОА томографии, когда ОА излучение генерируется непосредственно в объекте под воздействием лазерного излучения. В таком случае лазерное излучение подводится к исследуемому объекту сбоку. Во-вторых, антенна может использоваться в качестве генератора-приемника акустических импульсов для решения задач лазерной ультразвуковой томографии, когда лазерное излучение по оптоволокну попадает на ОА генератор ультразвуковых сигналов.

В предложенной антенне ОА генератором ультразвукового зондирующего сигнала является окрашенная полимерная пленка толщиной 100 мкм с коэффициентом поглощения света $\mu_a \approx 600 \text{ см}^{-1}$. Использование такого ОА генератора ультразвуковых сигналов позволяет возбуждать короткие ультразвуковые импульсы, частотный диапазон которых перекрывает полосу приема антенны. Материал ОА генератора и тыльной нагрузки подбирается из условия согласования акустических импедансов [12]. Это условие позволяет расширить полосу

приема ультразвука и регистрировать сигналы от исследуемого объекта без существенных искажений.

Особенности конструкции и параметры антенны определяются конкретной задачей томографии и детально описаны в работе [13].

Обсуждение и выводы

Следует отметить, что на настоящий момент не существует промышленных многоэлементных антенн, пригодных для лазерной ультразвуковой томографии. Лазерная ультразвуковая многоканальная антенна является хорошим дополнением к существующим многоканальным оптико-акустическим антеннам, позволяя добиться в несколько раз большего разрешения по сравнению с обычным терапевтическим ультразвуковым методом.

С одной стороны, изображение, получаемое с помощью оптико-акустической части новой комбинированной антенны, будет обладать высоким оптическим контрастом, который в этом случае будет определяться различием в коэффициентах поглощения неоднородности и окружающей ее ткани. Изображение, полученное с помощью лазерной ультразвуковой части комбинированной системы, будет обладать меньшим оптическим контрастом, определяющимся коэффициентом отражения ультразвука и соотношением акустических импедансов между различными типами биоткани.

С другой стороны, лазерная ультразвуковая часть комбинированной системы позволит получать в несколько раз лучшие разрешения изображений, нежели оптико-акустическая часть. Поэтому создание антенны, сочетающей в себе преимущества обеих систем, позволит

получать более полную картину неоднородностей исследуемого объекта с высоким пространственным разрешением в спектральном диапазоне от единиц до десятков мегагерц.

Список литературы

- Гусев В.Е., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика. М., 1991.
- Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. // Quantum Electronics. 2002. **32**, N 10. P. 849.
- Kozhushko V.V., Khokhlova T.D., Zharinov A.N. et al. // J. Acoust. Soc. Am. 2004. **116**, N 3. P. 1498.
- Ermilov S., Conjusteau A., Mehta K. et al. // Proc. SPIE. 2006. **6086**. P. 608609-1.
- Karabutov A.A., Podymova N.B., Letokhov V.S. // Appl. Phys. B. 1996. **63**, N 6. P. 545.
- Домаркас В., Пилецкас Э. Ультразвуковая эхоскопия. Л., 1988.
- Буров В.А., Сергеев С.Н., Румянцева О.Д. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2000. № 3. С. 61.
- Kremkau F.W. Diagnostic Ultrasound. Principles and Instruments. W. B. Saunders Company, 2002.
- Карабутов А.А., Мурашов В.В., Подымова Н.Б. // Механика композитных сред. 1999. **35**, № 1. С. 125.
- Zharinov A.N., Karabutov A.A., Kozhushko V.V. et al. // Laser Physics. 2003. **13**, N 11. P. 1.
- He Y., Tang Zh., Chen Zh. et al. // Phys. Med. Biol. 2006. **51**. P. 2671.
- Oraevsky A., Karabutov A. // Proc. SPIE. 2000. P. 228.
- Simonova V.A., Karabutov A.A., Khokhlova T.D. // Proc. of 1st International Symposium on Laser Ultrasonics. Montreal, Canada, 2008.

Novel combined optoacoustic and laser-ultrasound transducer array system for laser ultrasound tomography

V. A. Simonova^{1a}, E. V. Savateeva¹, A. A. Karabutov^{2b}

¹Joint Institute on Laser and Information Technologies, Russian Academy of Science, Svyatoozerskaya str. 1, Shatura 140700, Moscow Region, Russia.

²International Laser Center, M. V. Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia.

E-mail: ^avarvara.simonova@gmail.com, ^baak@ilc.edu.ru.

We discuss the combined laser-optoacoustic and laser-ultrasonic imaging integrated into one system. Such combined transducer array allows to obtain both laser-ultrasonic and optoacoustic images in real time simultaneously. Advantages of the system, such as penetration depth throw investigated object, optical contrast of the reconstructed image, and high resolution of the images, are discussed in detail. Focused array transducer for laser optoacoustic and laser-ultrasound imaging is proposed.

Keywords: laser ultrasound tomography, optoacoustic tomography, transducers array.

PACS: 43.35.Sx, 43.38.Hz, 43.38.Zp, 81.70.Cv.

Received 24 November 2008.

English version: *Moscow University Physics Bulletin* 4(2009).

Сведения об авторах

- Симонова Варвара Аркадьевна — аспирантка; тел.: 939-53-09, e-mail: varvara.simonova@gmail.com.
- Саватеева Елена Васильевна — канд. физ.-мат. наук, науч. сотр.; тел.: 939-53-09, e-mail: evsav73@mail.ru.
- Карабутов Александр Алексеевич — докт. физ.-мат. наук, профессор; e-mail: aak@ilc.edu.ru.