

Окончание таблицы 3

Показатель, $X \pm S_x$	ТТГ < 0,1 мЕ/л, n = 60	ТТГ: 0,1–0,5 мЕ/л, n = 28
Метанефрин, нг/мг креатинина в моче	5,44 ± 0,62	4,52 ± 0,58
Дофамин, нг/мг креатинина в моче	105,51 ± 9,51	139,80 ± 42,52
ВМК, мкг/мг креатинина в моче	7,03 ± 0,40	8,47 ± 1,73

### **Заключение**

Адаптирован метод ВЭЖХ-МС/МС, позволяющий определять содержание адреналина, дофамина и метанефрина в моче. Полученные данные свидетельствуют о том, что супрессивная терапия левотироксидом у пациентов, прооперированных по поводу ВДРЦЖ, приводит к повышению экскреции адреналина с мочой при глубокой супрессии уровня ТТГ в сыворотке крови (ТТГ < 0,1 мЕ/л).

### **ЛИТЕРАТУРА**

1. Kitamura, H. [et al.] // J. Cardiol. — 1992. — Vol. 22. — P. 219–225.
2. Eustatia-Rutten, C. F. A. [et al.] // J. Clin. Endocrinol. Metab. — 2008. — Vol. 93, № 7. — P. 2835–2841.
3. Fang, L. Lv. Y., Sheng X., Yao S. J. // J. Chromatogr. Science. — 2012. — Vol. 50, Is. 5. — P. 450–456.

УДК 535.16:534.341

## **МЕТОДЫ ЛАЗЕРНОЙ ФОТОАКУСТИЧЕСКОЙ СПЕКТРОСКОПИИ И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ**

**Митюрин Г. С.<sup>1</sup>, Свиридова В. В.<sup>2</sup>, Черненко Е. В.<sup>3</sup>**

**<sup>1</sup>Учреждение образования**

**«Гомельский государственный университет имени Франциска Скорины»**

**<sup>2</sup>Учреждение образования**

**«Гомельский государственный медицинский университет»**

**г. Гомель, Республика Беларусь**

Уникальные возможности методов лазерной фотоакустической спектроскопии обусловило его интенсивное развитие и широкое применение при исследовании слоистых неоднородных сред, находящихся в различных агрегатных состояниях, в широком спектральном диапазоне от ультрафиолетового до радиоволнового, обладающих как сильным —  $10^5 \text{ см}^{-1}$ , так и ничтожно малым —  $10^{-10} \text{ см}^{-1}$  поглощением. Это связано с существенным влиянием на вид фотоакустических спектров диссипативных, дифракционных, интерференционных, нелинейных фазовых и других явлений, что дает исследователям универсальный широкодиапазонный метод изучения внутренней структуры вещества [1–3].

В рамках данных методов является перспективным использование в качестве возбуждающего фотоакустический сигнал излучения различных мод бесселевых световых пучков (БСП), обладающих рядом уникальных свойств, например, бездифракционностью при распространении в определенной области пространства [4–5]. Важной особенностью БСП является возникновение радиального потока энергии, компенсирующего изменения поперечного пучка при экранировании его центральной зоны.

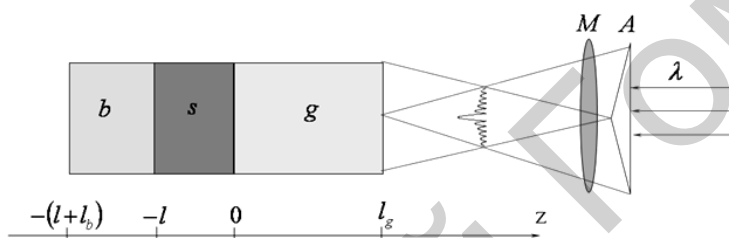
Практическое применение методов лазерной фотоакустической спектроскопии для диагностики теплофизических, диссипативных, линейных и нелинейных параметров среды, включая биофизические объекты, требует решения стандартной задачи термооптической генерации звука БСП в исследуемых образцах. Основываясь на решении уравнений Максвелла в цилиндрической системе координат совместно с уравнениями связи для исследуемой среды, несложно найти скорость диссипации энергии БСП, представляющую собой плотность мощности тепловых источников уравнения теплопроводности, решение которого позволяет получить распределение тепловых полей в образце и в дальнейшем определить амплитудно-фазовые характеристики фотоакустического сигнала.

В последние годы внимание исследователей привлекают методы лазерной фотоакустической томографии, которые позволяют восстанавливать пространственные неоднородности распределения оптических и тепловых свойств объектов [6–9]. Следует заметить, что восстановление пространственного распределения оптических и тепловых неоднородностей особенно актуально для биологических тканей и других медицинских объектов, так как данные образцы обладают сильным оптическим рассеянием, что создает серьезные трудности для их исследования и диагностики оптическими мето-

дами. В случае лазерной фотоакустической томографии при исследовании биотканей основным поглотителем является гемоглобин, поэтому контраст в ткани обеспечивается пространственным распределением кровеносных сосудов, наиболее адекватно характеризующим возможные патологические изменения типа онкологических образований. Амплитудно-модулированное или импульсное поглощение излучения в ткани приводит к локальному тепловыделению и колебанию температуры, что ведет к возбуждению упругой волны, несущую информацию о неоднородностях поглощения. Таким образом, с помощью метода лазерной фотоакустической томографии возможна неинвазивная диагностика биотканей, основанная на восстановлении пространственного распределения локальных тепловых источников, определяемые неоднородностями оптического поглощения. Данный метод лежит в основе способа ранней диагностики рака молочной железы [6,8].

Ниже рассмотрим газомикрофонный и пьезоэлектрический методы регистрации фотоакустического сигнала при облучении исследуемых образцов ТЕ-модой БСП.

Пусть на входное окно фотоакустической ячейки (рисунок 1), включающей исследуемый образец толщиной  $l$ , детекторный газ и подложку, нормально падает ТЕ-модабесселевого светового пучка с частотой амплитудной модуляции  $\Omega$ . Образующиеся вследствие диссипации энергии БСП тепловые источники вызывают термоупругие напряжения, приводящие к возникновению тепловых акустических волн, формирующих результирующий фотоакустический сигнал.



**Рисунок 1** — Схема фотоакустической ячейки:

$s$  — исследуемый образец;  $M$  — модулятор;  $A$  — аксикон;  $g$  — детекторный газ;  $b$  — подложка

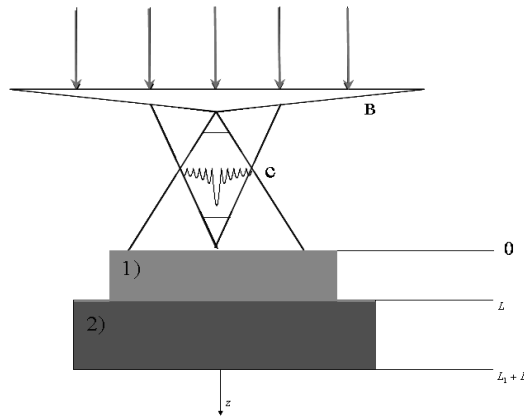
Для нахождения распределения тепловых полей в каждой области фотоакустической ячейки необходимо выполнить решение системы уравнений теплопроводности [10].

$$\nabla^2 T - \frac{1}{\beta_j} \frac{\partial T}{\partial t} = \begin{cases} 0, 0 \leq z \leq l_g, \\ -\frac{Q^{TE}}{2k_s} (+ e^{i\Omega t}) \delta(z) \leq z \leq 0, \\ 0, -l - l_b \leq z \leq -e, \end{cases}$$

где  $T$  — температура,  $\beta_j$  — коэффициент температуропроводности, индекс  $j$  принимает значения  $g, s, b$  соответственно для газа образца и подложки,  $k_s$  — коэффициент теплопроводности, причем  $\beta_i = k_j/c_j\rho_j$ ,  $\rho_j, c_j$  — плотность и удельная теплоемкость,  $Q^{TE}$  — скорость диссипации энергии ТЕ-моды БСП (явное выражение приведено в [10]).

Используя стандартную методику решения системы уравнений теплопроводности, с учетом выражения для скорости диссипации энергии ТЕ-моды БСП  $Q^{TE}$ , рассчитывается комплексная амплитуда температурного поля на границе образец — детекторный газ. Амплитуда температурного поля зависит от теплофизических характеристик материалов фотоакустической ячейки, параметров поглощения образца, частоты модуляции  $\Omega$  и количества мод функций Бесселя, а также соотношения геометрических параметров исследуемого образца и самой геометрии ФА ячейки. Отметим, что главной причиной возбуждения акустического сигнала является нестационарный поток тепла от поглощающего образца в область детекторного газа. Таким образом, в области фотоакустической ячейки, заполненной газом, возникает «акустический поршень», толщиной  $L = 2\pi\mu_g$ , который оказывает периодическое воздействие на акустически замкнутый объем. Поле температур на границе образец — детекторный газ  $\Theta^{TE}$  позволяет определить результирующее давление в фотоакустической ячейке и величину фазового сдвига.

Рассмотрим особенности пьезоэлектрической детекции фотоакустического сигнала в пространственно неоднородном образце. Пологаем, что на поглощающий образец, контактирующий с пьезоэлектрическим детектором (рисунок 2), нормально к поверхности падает модулированный по интенсивности бесселев световой пучок ТЕ-поляризации.



**Рисунок 2 — Геометрия пьезоэлектрической регистрации ФА сигнала:  
1 — исследуемый образец; 2 — пьезодетектор; В — аксикон; с — бesselев световой пучок**

Данный метод состоит в непосредственной регистрации возбуждаемых акустических мод и относится к одним из самых простых и одновременно высокочувствительных способов измерения отклика фоновой подсистемы среды на внешнее воздействие. Вследствие модулированного поглощения ТЕ-моды бesselевого светового пучка в образце, в пьезопреобразователе возникнут термоупругие деформации, которые могут быть описаны уравнением движения упругой среды. Решение системы уравнений для термоупругих напряжений, позволяет получить выражение для разности потенциалов на гранях пьезодетектора [11].

$$V^{TE} = \frac{e}{\epsilon^s} QRA_0^{TE},$$

где множитель  $Q$  описывает чисто акустические свойства системы образец-пьезопреобразователь. Множитель  $R^{TE}$  отвечает за поглощающие диэлектрические и термоупругие свойства исследуемого образца. Множитель  $A_0^{TE}$  описывает оптические свойства образца, а также ответственен за модовый состав БСП и их энергетическое распределение и их энергетическое распределение в пространстве. Выражения для вышеуказанных множителей приведены в [11].

С акустической точки зрения система образец-преобразователь представляет собой составной вибратор, резонансные свойства которого определяются полюсами величины  $Q$ , которые являются корнями уравнения<sup>^</sup>

$$m \sin k_1 \Delta \ell \cos kD = -\cos k_1 \Delta \ell \sin kD \text{ или } mtgnx = -tgx,$$

где  $n = \frac{\Omega_0}{\Omega_1}$ ,  $x = \frac{\Omega}{\Omega_1}$ ,  $\Omega = \frac{V_s}{D}$  — частота звука в образце,  $\Omega_1 = \frac{V_p}{\Delta \ell}$  — частота звука в преобразователе.

Экспериментальное измерение амплитуды фотоакустического отклика, т. е. разности потенциалов, снимаемой с пьезопреобразователя, позволяет предложить неразрушающий метод контроля геометрических параметров слоистых неоднородных образцов, а также разработать способы определения диссипативных и теплофизических параметров пространственно неоднородного образца, на основе метода резонансной пьезофотоакустической спектроскопии [11].

Развитие теоретических исследований фотоакустического преобразования поляризационных мод БСП [10–12], в последние годы, демонстрирует возможности их практического использования в различных научно-технологических направлениях. Таких, например, как наноэлектроника, медицинская неинвазивная диагностика, геноинженерия и др.

Перспективной, на наш взгляд, является дальнейшая разработка метода управляемой лазерной термооптической генерации звука в различных средах, включая биоткани, пространственно неоднородные образцы, низкоразмерные структуры типа углеродных нанотрубок и сверхрешеток. В работах [13, 14] предложены методы и устройства для термооптического возбуждения акустических волн, которые позволяют предложить оптические схемы управления возбуждаемыми типами ультразвуковых волн, которые определяются профилем интенсивности падающего светового пучка. Облучая исследуемые образцы модами БСП, можно получать информацию из фотоакустических измерений о различных физических и геометрических параметрах исследуемой пространственно-неоднородной структуры.

Таким образом, методы лазерной фотоакустической спектроскопии и оптико-акустической томографии, отличительной особенностью которых является высокая чувствительность, универсаль-

ность и относительная простота прецизионных измерений, хорошо зарекомендовали себя при исследовании пространственно-неоднородных, многослойных и нелинейных структур, которые являются перспективными для использования и в медицинской диагностике, особенно в сочетании с биомедицинской ультразвуковой лазерной фотоакустикой.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. *Жаров, В. П.* Лазерная оптикоакустическая спектроскопия / В. П. Жаров, В. С. Летохов. — М.: Наука, 1984. — 320 с.
2. *Гусев, В. Э.* Лазерная фотоакустика / В. Э. Гусев, А. А. Карабутов. — Наука, 1991. — 304 с.
3. *Rosencwaig, A.* Photoacoustics and Photoacoustics Spectroscopy / A. Rosencwaig. — N.Y., 1980. — 309 p.
4. *Белый, В. Н.* Преобразование частоты бесселевых световых пучков нелинейными кристаллами / В. Н. Белый, Н. С. Казак, П. А. Хило // Квантовая электроника. — 2000. — Т. 30, № 9. — С. 753–766.
5. *Пятницкий, Л. Н.* Волновые пучки с компенсированной дифракцией и протяженные плазменные каналы на их основе / Л. Н. Пятницкий, В. В. Коробкин // Труды института общей физики. — 2000. — Т. 57. — С. 59–114.
6. Оптико-акустическое преобразование в одномерных пространственно неоднородных нетеплопроводящих средах / А. А. Карабутов [и др.] // Известия ГГУ. — 2001. — Т. 5, № 8. — С. 105–109.
7. *Oraevsky, A. A.* Photoacoustic Tomography. In Biomedical Photonics Handbook, ed. by T.TVo-Dinh / A. A. Oraevsky, A. A. Karabutov // CRC Press, Boca Raton, Florida, 2003. — Vol. 123, № 34. — P. 34/1–34/34.
8. Dedicated 3D photoacoustic breast imaging / R. A. Kruger [et al.] // Medical Physics. — 2013. — Vol. 40, № 11. — P. 113301–113312.
9. *Xia, J.* Photoacoustic Tomography: Principles and Advances / J. Xia, J. Yao, L. V. Wang // Progress in Electromagnetic Research. — 2014. — Vol. 147. — P. 1–22.
10. Термооптическая генерация звука бесселевыми световыми пучками в гиротропных низкоразмерных структурах / Г. С. Митюрин [и др.] // Проблемы физики, математики и техники. — 2014. — № 4(21). — С. 19–23.
11. Фотоакустическое преобразование бесселевых световых пучков в магнитоактивных сверхрешетках / Г. С. Митюрин [и др.] // Кристаллография. — 2015. — Т. 60, № 2. — С. 284–291.
12. *Митюрин, Г. С.* Фотодефлекционная спектроскопия магнитоактивных сверхрешеток, облучаемых бессель-гауссовыми световыми пучками / Г. С. Митюрин, Е. В. Черненко, А. Н. Сердюков // ЖПС. — 2015. — Т. 82, № 2. — С. 255–260.
13. Устройство термооптического возбуждения акустических волн: пат. 5969Респ. Беларусь, МПК (2009) G 10K 11/00 / П. И. Ропот, Г. С. Митюрин; заявители ГНУ «Институт физики имени Б. И. Степанова Национальной академии наук Беларуси», УО «Белорусский торгово-экономический университет потребительской кооперации» — № u 20090659; заявлено 28.07.2009; опубл. 28.02.10 // Афіцыйны бюл. / Нац. цэнтр інтэлектуал. уласнасці. — 2010. — № 1. — С. 215.
14. Устройство управляемой термооптической генерации акустической волны: пат. 10757Респ. Беларусь, МПК7G 10K 11/00 / Г. С. Митюрин, Е. В. Черненко, А. Н. Сердюков; заявитель ГГУ им. Ф.Скорины. — № u 20150083; заявл. 03.03.15; опубл. 30.08.15 // Афіцыйны бюл. / Нац. Цэнтр інтэлектуал. уласнасці. — 2015.

УДК 616.36-089-06

### НЕПОСРЕДСТВЕННЫЕ И ОТДАЛЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ПЕЧЕНИ

*Михайлов И. В.<sup>2</sup>, Нестерович Т. Н.<sup>1</sup>, Бондаренко В. М.<sup>1</sup>, Кудряшов В. А.<sup>1</sup>,  
Подгорный Н. Н.<sup>1</sup>, Шимановский Г. М.<sup>1</sup>, Старинчик В. И.<sup>1</sup>, Новак С. В.<sup>1</sup>,  
Атаманенко А. В.<sup>1</sup>, Довидович С. В.<sup>1</sup>, Кравченко О. В.<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Учреждение

«Гомельский областной клинический онкологический диспансер»

<sup>1</sup>Учреждение образования

«Гомельский Государственный медицинский университет»

г. Гомель, Республика Беларусь

#### Введение

Лечение злокачественных первичных и метастатических новообразований в печени — актуальная и сложная задача в онкологии. Уровень заболеваемости и смертности от опухолевых заболеваний печени неуклонно растет. Первичный рак печени встречается в пределах от 1,08 до 50,6 % всех злокачественных новообразований в мире [1, 2]. Метастатическое поражение печени встречается значительно чаще, чем первичное. Частота его достигает от 25 до 80 %. У каждого третьего больного с впервые установленным диагнозом рака уже выявляются отдаленные метастазы в печени [2, 3]. Основным методом лечения первичного рака печени является хирургическое лечение, а при метастатическом поражении печени выполнение циторедуктивных операций приводит к вполне удовлетворительному результату на фоне проводимого в последующем лекарственного лечения [1, 3]. В настоящее время наметилась отчетливая тенденция к расширению показаний к «тканесохраняющим» операциям на печени. Доказано, что сегментарная резекция не уступает в радикальности обширным резекциям как при первичном раке, так и при метастазах в печень и может быть реальной альтернативой, особенно у пациентов со сниженным функциональным резервом печени [4]. Частота послеоперационных осложнений при резекциях печени варьирует от 35 до 52 % [1]. Послеоперационная летальность достигает 3,5–21,8 % [1]. Пятилетняя выживаемость после резекции печени при первичном раке колеблется от 25 до 55 % [1, 2, 4]. У пациентов с метастатическим поражением печени пятилетняя выживаемость составляет 5–6 % [3], однако у пациентов с метастазами колоректального рака может достигать 23–36 % [2, 4].