

## Построение оптоакустического изображения биологических тканей на основе алгоритма для графического процессора

Д. А. Кравчук

*Использование оптического контраста между различными частицами крови, позволяет использовать оптоакустический метод для визуализации распределения частиц крови (эритроцитов, с учетом кислородонасыщения), доставки лекарственных препаратов в органы по кровеносным сосудам. Разработан алгоритм вычисления ультразвукового поля, полученного в результате оптоакустического взаимодействия, для ускорения расчетов на плате GPU. Предложена архитектура быстрого восстановления оптоакустического сигнала на основе программирования графического процессора (GPU). Используемый алгоритм в сочетании с методом предварительной миграции обеспечивает улучшение разрешения и резкости оптоакустического изображения моделируемых биологических тканей. Благодаря усовершенствованной вычислительной архитектуре на графическом процессоре (GPU) время затратный процесс вычислений на главном процессоре (CPU) ускоряется с большой вычислительной эффективностью.*

*Ключевые слова:* оптоакустический эффект, акустический сигнал, изображение, лазер.

**DOI:** 10.51368/1996-0948-2021-5-106-109

### Введение

Оптоакустическая микроскопия – это гибридный метод визуализации, сочетающий в себе сильный контраст оптического поглощения и глубокое проникновение ультразвука, который можно использовать для получения изображений опухолей, мониторинга температуры участков тела, визуализацию насыщения кислородом кровеносных сосудов, определения уровня гематокрита, возможности контроля доставки лекарственных препаратов [1–5].

В области оптоакустической томографии твердых тел в реальном времени, в том числе для медицинских приложений, больших успехов достигла группа авторов [6]. Однако важным аспектом совершенствования методов

оптоакустической томографии остается вопрос ускорения восстановления оптоакустического сигнала за счет оптимизации вычислительной архитектуры.

В данной работе предложена быстрая вычислительная архитектура восстановления оптоакустического сигнала на основе программирования графического процессора (GPU). Этот метод может обеспечить значительное улучшение разрешения и глубины резкости в обоих случаях восстановленного оптоакустического изображения. Благодаря усовершенствованной вычислительной архитектуре, а также программированию на графическом процессоре (GPU), трудоемкий процесс вычислений на главном процессоре (CPU) ускоряется с большой вычислительной эффективностью.

### Материал и методы

В предложенном методе восстановления оптоакустического сигнала [7–9] на сетке вокселей [10] ( $n_x, n_y, t$ ) сигнал фактически являет-

---

Кравчук Денис Александрович, доцент, к.т.н.  
E-mail: kravchukda@sfnu.ru  
Южный федеральный университет.  
Россия, 347922, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, корп. «Е».

Статья поступила в редакцию 23 августа 2021 г.

© Кравчук Д. А., 2021

ся суммой всех вкладов акустического давления, взвешенных в области сферической апертуры. Вычисление размера апертуры  $N(n_x, n_y, t)$ , временной задержки  $\Delta t_{ij}$ , построения виртуальной апертуры для предварительной миграции и определения весовых коэффициентов обеспечивает значительное улучшение разрешения и глубины резкости изображения.

Уравнение акустической волны, описывающее распространения акустического сигнала [11–13], имеет вид:

$$\left( \nabla^2 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) p(r, t) = 0, \quad (1)$$

где  $\nabla^2$  – лапласиан;  $c$  – скорость звука и давление полученного оптоакустического сигнала  $p(r_0, t)$ . Используя экстраполяцию волнового поля для построения виртуального детектора в декартовых координатах, причем с учетом миграции созданного виртуального детектора, давление примет вид [7, 11, 14]:

$$P(s_v, k_u, \omega) = P(s_0, k_u, \omega) \prod_{s=s_0}^{s_v} e^{-ik_s \Delta s}, \quad (2)$$

где  $s_v = s_0 + d_v$  и  $k_u$  – волновое число.

Крупномасштабные процессы вычисления для формирования ультразвукового луча можно ускорить при распараллеливании расчетов на плате GPU. Для быстрой обработки алгоритма с учетом улучшенной вычислительной архитектуры возможно программирование на GPU среднего уровня (GeForce GTX 1060, NVIDIA, США). Пакет с открытым исходным кодом и оболочка OpenCL для Python позволяет нам получить доступ ко всему интерфейсу прикладного программирования для параллельных вычислений OpenCL на основе кода на языке Python .

На рис. 1 показан алгоритм вычисления данных между центральным процессором (CPU) и графическим процессором.

В ходе вычислений измененные необработанные данные сначала передаются из центрального процессора (ЦП) в память устройства GPU, а затем передаются в ядра каждого процессора в виде рабочих элементов, чтобы упростить параллельные вычисления в ядре.

Ядро OpenCL является внутренним циклом для расчета размера апертуры, расчета времени задержки, весовых коэффициентов и формирования луча детектора. Данные после вычислений передаются обратно в ЦП для хранения, обработки и отображения изображений. Чтобы в полной мере воспользоваться преимуществами локального доступа к предварительно сформированным данным, данные частично размещаются в локальной памяти на кристалле с целью избежать частого глобального перехода памяти. Все оптимизации вносятся для увеличения эффективной пропускной способности памяти, доступной для алгоритма, причем без потери точности вычислений.

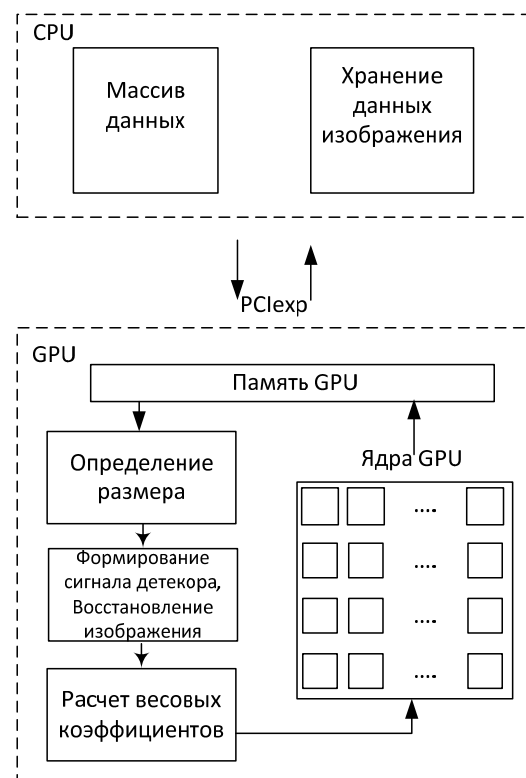


Рис. 1. Алгоритм обмена данными между GPU и CPU

Моделирование и расчеты проведены для лазера с длиной волны 1064 нм и длительностью импульса 84 нс.

### Результаты

Используя метод предварительной миграции для восстановления оптоакустического изображения с размером 100 на 100 мкм в неоднородных слоистых средах проведено моделирование в программе Matlab 2017 k-wave

на ПК core i5 с графическим ускорителем GPU GeForce 1060 [7].

На рис. 2 приведен результат восстановления оптоакустического изображения образца с оксигенацией 95 % [7,15].

Рисунок 3 иллюстрирует преимущество в скорости расчета акустического поля и построении изображения, получаемого в резуль-

тате оптоакустического эффекта, в случае использования мощности видеокарты в сравнении с расчетами в центральном процессоре ПК. Так, при использовании видеокарты GPU GeForce 1060 для построения изображения требуется 258 секунд, при этом время расчета можно уменьшить, используя более производительные графические процессоры.

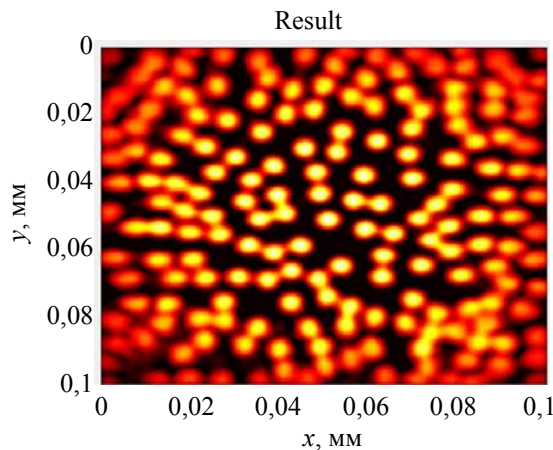


Рис. 2. Восстановленное оптоакустическое изображение оксигенированных эритроцитов методом миграции на основе алгоритма вычислений GPU.

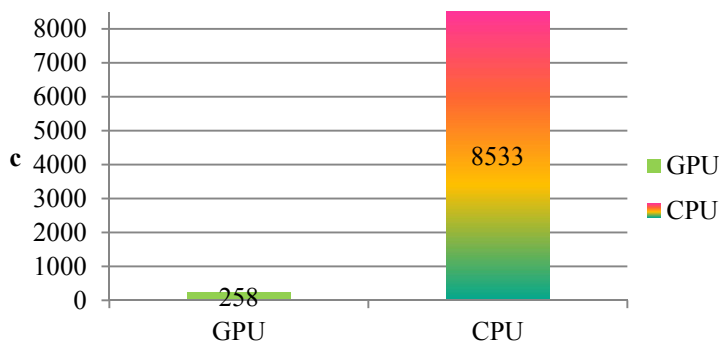


Рис. 3. Время необходимое для восстановления оптоакустического изображения оксигенированных эритроцитов методом миграции на основе алгоритма вычислений CPU и GPU.

### Заключение

При использовании параллельной обработки на графическом процессоре время вычислений значительно сокращается и составляет всего 258 с в сравнении с расчетами в CPU (рис. 3). Моделирование и расчеты проведены для лазера с длиной волны 1064 нм, длительностью импульса 84 нс. Проведенные расчеты на базе графического процессора показали высокую вычислительную эффективность в сравнении с CPU и хорошее качество изображения. При использовании фокусированного приемника ультразвука появляются артефакты [16] в изображении, с которыми необходимо бороться, в том числе с использованием нейросетей.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Oraevsky A. A., Karabutov A. A. // Biomed. Photonics. Handb. 2003. Vol. 34. P. 1.
2. Wang X. // Nat. Biotechnol. 2003.
3. Kravchuk D. A. // Biomed. Photonics. 2018. Vol. 7. № 3. P. 36.
4. Джуплина Г. Ю., Старченко И. Б. // Известия Южного федерального университета. 2010. Т. 109. № 8. С. 61.
5. De La Zerda A. // Nat. Nanotechnol. Nature Publishing Group. 2008. Vol. 3. № 9. P. 557.
6. Zarubin V., Bychkov A., Karabutov A., Simonova V., Cherepetskaya E. // Appl. Opt. Optical Society of America. 2018. Vol. 57. № 10. P. C70.
7. Кравчук Д. А. // Прикладная физика. 2021. № 2. С. 73.
8. Кравчук Д. А. // Прикаспийский журнал управление и высокие технологии. 2017. Т. 3. № 39. С. 1397.

9. Jin H. // IEEE Trans. Comput. Imaging. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. 2020. Vol. 6. P. 1097.
10. Kravchuk D. A., Starchenko I. B. // J. Phys. Conf. Ser. {IOP} Publishing. 2019. Vol. 1353. P. 12088.
11. Wang K., Anastasio M. // Phys. Med. Biol. 2012. Vol. 7; 57(23). № 493–9.
12. Gusev W. E., Karabutov A. A. // Expert Rev. Med. Devices. 1993.
13. Xu M., Wang L. V. // IEEE Trans. Med. Imaging. 2002. Vol. 21. № 7. P. 814.
14. Jin H., Zhang R., Liu S., Zheng Y. // IEEE Trans. Med. Imaging. 2019. Vol. 38. № 12. P. 2926.
15. Кравчук Д. А., Старченко И. Б. // Прикладная физика. 2018. № 4. С. 89.
16. Кравчук Д. А. // Научное приборостроение. 2019. Т. 29. № 4. С. 119.

PACS: 42.62.Be

## Construction of an optoacoustic image of biological tissues based on an algorithm for a graphics processor

D. A. Kravchuk

Southern Federal University  
Bd. E, 2 Schevchenko st., Taganrog, 347922, Russia  
E-mail: kravchukda@sfedu.ru

*Received August 23, 2021*

***The use of optical contrast between different blood particles allows the use of optoacoustic imaging to visualize the distribution of blood particles (erythrocytes, taking into account oxygen saturation), the delivery of drugs to organs through blood vessels. An algorithm for calculating the ultrasonic field obtained as a result of optoacoustic interaction has been developed to speed up calculations on the GPU board. An architecture for fast restoration of an optoacoustic signal based on graphics processing unit (GPU) programming is proposed. The algorithm used in combination with the pre-migration method provides an improvement in the resolution and sharpness of the optoacoustic image of the simulated biological tissues. Thanks to the advanced graphics processing unit (GPU) computing architecture, time-consuming main processing unit (CPU) computing is accelerated with great computational efficiency.***

*Keywords:* optoacoustic effect, acoustic signal, image, laser.

**DOI:** 10.51368/1996-0948-2021-5-106-109

### REFERENCES

1. A. A. Oraevsky and A. A. Karabutov, Biomed. photonics Handb. **34**, 1 (2003).
2. X. Wang, *Nat. Biotechnol.* (2003).
3. D. A. Kravchuk, Biomed. Photonics **7**, 36 (2018) [in Russian].
4. G. Yu. Dzhuplina and I. B. Starchenko, in *Proceedings of Southern Federal University* **109** (8) 61 (2010) [in Russian].
5. A. De La Zerda, *Nat. Nanotechnol.* Nature Publishing Group **3** (9), 557 (2008).
6. V. Zarubin, A. Bychkov, A. Karabutov, V. Simonova, and E. Cherepetskaya, *Appl. Opt.* Optical Society of America **57** (10), C70 (2018).
7. D. A. Kravchuk, *Applied Physics*, No. 2, 73 (2021) [in Russian].
8. D. A. Kravchuk, *Caspian journal: control and high technologies* **3** (39), 139 (2017) [in Russian].
9. H. Jin, *IEEE Trans. Comput. Imaging.* Institute of Electrical and Electronics Engineers **6**, 1097 (2020).
10. D. A. Kravchuk and I. B. Starchenko, *J. Phys. Conf. Ser. {IOP} Publishing.* **1353**, 12088 (2019).
11. K. Wang and M. Anastasio, *Phys. Med. Biol.* **7**; 57(23), 493–9 (2012).
12. W. E. Gusev and A. A. Karabutov, *Expert Rev. Med. Devices.* (1993).
13. H. Jin, R. Zhang, S. Liu, and Y. Zheng, *IEEE Trans. Med. Imaging.* **38** (12), 2926 (2019).
14. M. Xu and L. V. Wang, *IEEE Trans. Med. Imaging* **21** (7), 814 (2002).
15. D. A. Kravchuk and I. B. Starchenko, *Applied Physics*, No. 4, 89 (2018) [in Russian].
16. D. A. Kravchuk, *Nauchnoe Priborostroenie (Scientific Instrumentation)* **29** (4), 119 (2019).