

Моделирование восстановления оптоакустического изображения оксигенированных эритроцитов

Д. А. Кравчук

Оптоакустическая визуализация позволяет обнаруживать сформированные ультразвуковые волны в исследуемой среде при поглощении импульсного лазерного излучения на основе оптоакустического эффекта. Этот метод объединяет достоинства спектрального оптического контраста и масштабируемого акустического разрешения на глубине от миллиметра до сантиметра и постепенно становится практическим инструментом для многих биомедицинских приложений. Оптоакустическая визуализация – это гибридный неинвазивный метод. В последние годы восстановлению оптоакустических изображений уделяется большое внимание, в частности, разрабатываются различные методы реконструкции, такие как обратная проекция, реконструкция в частотной области, обращение времени и реконструкции на основе моделей. Хотя эти методы основаны на различных теориях распространения, они имеют относительно простые реализации при восстановлении изображений в однородных средах. Однако в случаях неоднородных слоистых сред, существующие модели распространения необходимо модифицировать для учета различных акустических эффектов на границе раздела слоев, что усложняет процесс реконструкции. Для устранения искажений, вызванных дифракцией акустических волн, при реконструкции изображений используется метод перемещения виртуального детектора. Предложенный метод можно использовать для получения изображений в слоистых неоднородных средах.

Ключевые слова: оптоакустический эффект, акустический сигнал, эритроцит, лазер, восстановление.

DOI: 10.51368/1996-0948-2021-2-73-77

Введение

В настоящее время оптоакустическая визуализация является новым методом визуализации в биомедицине [1–3]. Использование реконструкции для слоистых сред постепенно привлекает все большее внимание [4], в том числе, в проблеме определения кислородонасыщения крови.

Кислородонасыщение крови определяется как содержание кислорода, выраженное как процент кислородной емкости. Кислородона-

сыщение можно выразить как отношение концентрации оксигенированного гемоглобина к общей концентрации гемоглобина в крови. Уровень оксигенации крови в целом отражает эффективность сердечно-легочной функции.

Реконструкция во временной области включает в себя метод фокусировки с синтезированной апертурой [5] и базовую обратную проекции [6]. При этом используются модели на основе лучей. Преимущество этого метода состоит в том, что он может интегрировать технику применения виртуального детектора [7, 8]. Чтобы приспособиться к гетерогенным средам, метод временной области вводит различные приближения для модификации лучевой модели [9], но эти приближения применимы только к средам с небольшими изменениями скорости звука в среде. При восстановлении частотной области измеренные

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

Статья поступила в редакцию 26 марта 2021 г.

© Кравчук Д. А., 2021

сигналы раскладываются с использованием разложений плоских волн, и изображения восстанавливаются путем экстраполяции разложенного волнового поля [10] или интегральных преобразований [11, 12].

Несмотря на то, что модификации модели улучшают адаптивность классических методов реконструкции, сопутствующие побочные эффекты неизбежно усложняют реализацию алгоритмов и даже приносят в жертву эффективность и надежность [13].

В этой статье для решения этих проблем используется общий метод расширения и предварительная миграция. Предлагаемый метод заранее переносит положения преобразователя в соответствующее положение виртуального сканирования, тем самым преобразовывая реконструкцию в такую, которая удовлетворяет предположениям об однородности среды. Поскольку нет никаких изменений в базовых реконструкциях, удобно комбинировать метод предварительной миграции со всеми классическими алгоритмами реконструкции. Благодаря вычислениям в частотной области, операция применения миграции является эффективной с точки зрения вычислений. Кроме того, предварительные миграции в полярных и декартовых координатах предусмотрены для приложений томографии и микроскопии соответственно.

Материал и методы

Уравнение акустической волны, описывающее модель распространения акустического сигнала для визуализации [14], имеет следующий вид:

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

при соблюдении условий:

$$p(r, t) \Big|_{t=0} = \frac{\beta c^2}{C_p} A(r); \quad \frac{\partial p(r, t)}{\partial t} \Big|_{t=0} = 0$$

где ∇^2 – лапласиан, а $A(r)$ – физическое распределение плотности поглощенной оптической энергии. Постоянные величины β , c и C_p обозначают термический коэффициент объемного расширения, скорость звука и удель-

ную изобарическую теплоёмкость среды соответственно. Предполагаем, что давление полученного оптоакустического сигнала равно $p(r_0, t)$. Задача восстановления в акустике состоит в том, чтобы использовать $p(r_0, t)$ или вычислить $p(r, t)$ во всем пространстве.

В двумерных декартовых координатах $r = (z, x)$ оператор Лапласа определяется как $\nabla^2 = (\partial^2/\partial x^2 + \partial^2/\partial z^2)$. Применяя преобразование Фурье по t и x , уравнение Гельмгольца (1) выражается в виде

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial z^2} - k_x^2 + \frac{\omega^2}{c^2} \right) P(z, k_x, \omega) = 0, \quad (2)$$

где k_x – волновое число по оси абсцисс.

Предполагаем, что решение уравнения (2) имеет вид [15]:

$$P(z_0 + \Delta z, k_x, \omega) = P(z_0, k_x, \omega) e^{ik_x \Delta z}. \quad (3)$$

Поле волны на произвольной глубине может быть экстраполировано при заданном начальном условии $p(z_0, x, t)$. Таким образом, имея поле волны от источника в некотором радиусе r_0 , можно экстраполировать его на любой другой радиус.

Экстраполяции волнового поля в декартовых и полярных координатах имеют одинаковую форму и могут быть иметь вид:

$$P(s + \Delta s, k_u, \omega) = P(s, k_u, \omega) e^{ik_u \Delta s}, \quad (4)$$

где (s, u) – единая координата; в декартовых координатах (z, x) или в полярных координатах (r, θ) ; k_s и k_u – волновые числа s и u соответственно.

Фактически, обратная экстраполяция волнового фронта (4) может рассматриваться как миграция преобразователей и обеспечивает унифицированную технику предварительной миграции в однородных средах.

Предполагая неоднородную среду с изменяющейся скоростью звука $c(s, u)$ в пространстве в унифицированных координатах, заключаем, что преобразователь расположен в плоскости s_0 сканирования по оси u .

Для небольшого шага Δs скорость звука $c(s', u)$ на произвольной плоскости s' приблизительно равна $c(s' + \Delta s, u)$ на плоскости $s' + \Delta s$. Форма экстраполяции такая же, как в (4), но с более сложным волновым числом k_s , определяемым по формуле:

$$k_s = f(s') \pm \frac{\omega}{c(s', u)} \sqrt{1 - c(s', u)^2 g(k_u, s')^2 / \omega^2}. \quad (5)$$

Экстраполяция, в неоднородной среде, полученная из (4) с двумя опорными скоростями $v_1 = \min(c(s', u))$, $v_2 = \max(c(s', u))$, выражается в виде

$$P(s' + \Delta s, k_u, \omega) = F_u \left\{ A_1 F_{k_u}^{-1} \left[P(s', k_u, \omega) e^{ik_{s1}\Delta s} \right] + A_2 F_{k_u}^{-1} \left[P(s', k_u, \omega) e^{ik_{s2}\Delta s} \right] \right\}, \quad (6)$$

где волновые числа – k_{s1} и k_{s2} , а коэффициенты интерполяции A_1, A_2 представлены как функции опорных скоростей v_1 и v_2 , $F_u, F_{k_u}^{-1}$ – преобразования Фурье и обратное преобразование Фурье по u и k_u .

Экстраполяция волнового поля используется для построения виртуального детектора в декартовых координатах. Предварительная миграция состоит из двух шагов для создания виртуального детектора [15]:

1) пространственная миграция

$$P(s_v, k_u, \omega) = P(s_0, k_u, \omega) \prod_{s=s_0}^{s_v} e^{-ik_s \Delta s}, \quad (7)$$

2) время миграции

$$P_v(s_0, k_u, \omega) = P(s_v, k_u, \omega) e^{i\omega(s_v - s_0)/c}, \quad (8)$$

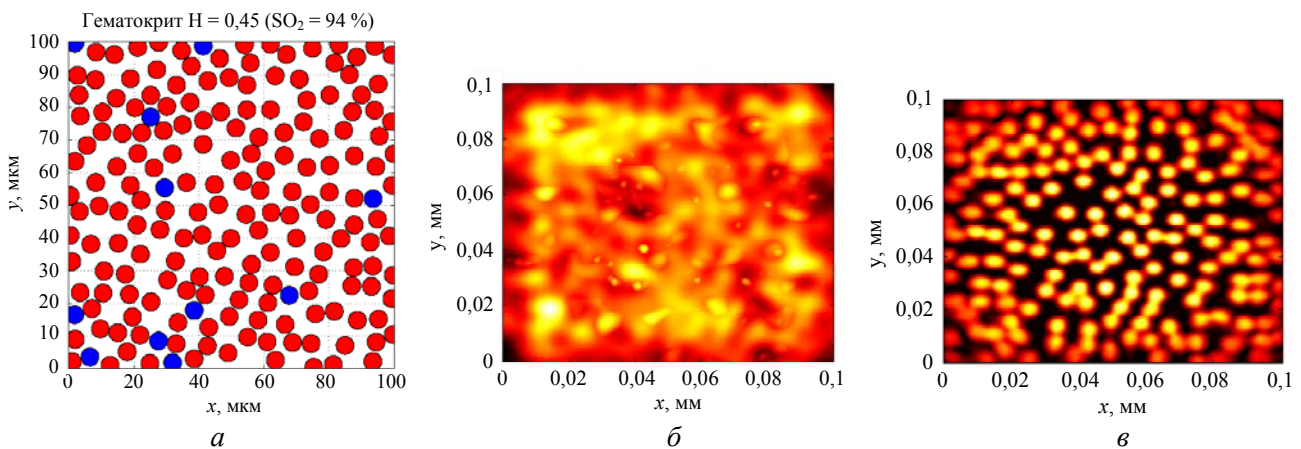
где $s_v = s_0 + d_v$ и d_v – глубина фокуса.

Результаты

Метод предварительной миграции используется для решения проблемы восстановления оптоакустического изображения в неоднородных слоистых средах. Кроме того, данные о распространении прямой волны моделируются программой Matlab 2017 k-wave. Все реконструкции выполнялись с помощью ПК с графическим ускорителем GPU GeForce 1060. Проведена реконструкция оптоакустического изображения для оксигенированных эритроцитов, расположенных на участке 100 на 100 мкм [16–20].

С помощью метода Монте-Карло проведено двумерное моделирование эритроцитов с учетом кислородонасыщения на примере образца крови, состоящей на 98 % из эритроцитов. Вклад в поглощение оптического излучения лейкоцитами и тромбоцитами не будем учитывать.

Смоделированный образец крови, изображение которого будет восстанавливаться, имеет гематокрит 45 % и оксигенацию 94 % (см. рисунок, а) [20]. Предполагается, что все точки ткани равномерно освещены для одновременной генерации оптоакустических сигналов.



Смоделированный образец крови: а – модель распределения эритроцитов на плоскости 100×100 мкм, гематокрит 45 %, оксигенация 94 %; б – необработанное оптоакустическое изображение эритроцитов; в – восстановленное оптоакустическое изображение оксигенированных эритроцитов методом миграции.

Для устранения искажений, вызванных дифракцией акустических волн, при реконструкции изображений используется метод перемещения виртуального детектора.

Предложенный метод можно использовать для получения изображений в слоистых неоднородных средах.

Заключение

Показано, что с помощью оптоакустической визуализации можно получать изображения биологических сред с высоким оптическим контрастом. Короткие лазерные импульсы используются для генерации ультразвуковой волны в биологических тканях. Создаваемые таким образом ультразвуковые волны обеспечивают информацию о неоднородности поглощения в тканях. Реконструкция изображений может применяться на многослойных неоднородных средах с помощью теории виртуальной плоскости сканирования.

Полученные результаты теоретического моделирования акустических сигналов и оптоакустических изображений, представленные в работе, позволяют перейти к восстановлению изображений жидких сред на основе экспериментальных данных, полученных с помощью лазерной установки Limo [17].

ЛИТЕРАТУРА

1. *Bychkov A. S., Zarubin V. P., Karabutov A. A., et al.* // Photoacoustics. 2017. Vol. 5. P. 10.
2. *Бычков А. С., Черепецкая Е. Б., Карабутов А. А., Макаров В. А.* // Акустический журнал. 2018. Т. 64. № 1. С. 71.
3. *Zhou Y., Yao J., Wang L.* // J. Biomed Opt. 2016. Vol. 21. No. 6. P. 061007.
4. *Estrada H. C., Huang X., Rebling J., Zwack M., Gottschalk S., Razansky D.* // Scientific Reports. 2018. Vol. 8. No. 1. P. 1459.
5. *Park J., Jeon S., Meng J., Song L., Lee J. S., Kim C.* // J. Biomed Opt. 2016. Vol. 21. No. 3. P. 036010.
6. *Xu Y., Wang L. V., Ambartsoumian G., Kuchment P.* // Med Phys. 2004. Vol. 31. No. 4. P. 724.
7. *Yang X., Li M.-L., Wang L. V.* // Appl. Phys. Lett. 2007. Vol. 90. No. 25. P. 251103.
8. *Karabutov A. A., Cherepetskaya E. B., Bychkov A. S., Morozov N. A.* // Proceedings of the ICDCF, Springer Singapore. 2017. P. 166.
9. *Deán Ben X. L., Ntziachristos V., Razansky D.* // Med Phys. 2014. Vol. 41. No. 7. P. 073301.
10. *Schoonover R., Anastasio M.* // Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision. 2011. Vol. 28. No. 6. P. 1114.
11. *Xu Y., Feng D., Wang L.* // I. Planar geometry, IEEE Trans Med Imaging. 2002. Vol. 21. No. 7. № 823.
12. *Jin H., Zhang R., Liu S., Zheng Y.* // IEEE Trans Med Imaging. 2019. Vol. 38. No. 12. P. 2926.
13. *Huang C., Wang K., Nie L., Wang L., Anastasio M.* // IEEE Trans Med Imaging. 2013. Vol. 32. No. 6. P. 1097.
14. *Kun W., Mark A. A.* // Physics in Medicine & Biology. 2012. Vol. 57. No. 23. P. N493.
15. *Jin H., Zesheng, Zheng, Shuangli Liu, et al.* // IEEE Transactions on Computational Imaging. 2020. Vol. 6. P. 1097.
16. *Кравчук Д. А.* // Прикладная физика. 2019. № 5. С. 93.
17. *Кравчук Д. А.* // Прикладная физика. 2020. № 4. С. 70.
18. *Kravchuk D. A., Voronina K. A.* // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. 2020. Vol. 6. No. 1. P. 10307.
19. *Kravchuk D. A.*, 2019 International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON). Proceedings. – Tomsk: Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics (TUSUR). Russia, Tomsk, April 18–20, 2019 IEEE Catalog Number: CFP19794-CDR.
20. *Кравчук Д. А.* // Прикладная физика. 2018. № 4. С. 89.

PACS: 42.62.Be

Modeling the recovery of the optoacoustic image of oxygenated erythrocytes

D. A. Kravchuk

Southern Federal University
2, bld. "E", Schevchenko st., Taganrog, 347922, Russia
E-mail: kravchukda@sfnedu.ru

Received March 26, 2021

Optoacoustic imaging makes it possible to detect the generated ultrasonic waves in the medium under study, while absorbing pulsed laser radiation based on the optoacoustic effect. This

method combines the advantages of spectral optical contrast and scalable acoustic resolution at depths from millimeter to centimeter and is gradually becoming a practical tool for many biomedical applications. Optoacoustic imaging is a hybrid, non-invasive technique. In recent years, much attention has been paid to the restoration of optoacoustic images, in particular, various reconstruction methods are being developed, such as rear projection, frequency domain reconstruction, time reversal and model-based reconstruction. Although these methods are based on various propagation theories, they have relatively simple implementations for image reconstruction in homogeneous environments. However, in the case of heterogeneous layered media, the existing propagation models need to be modified to take into account various acoustic effects at the interface of the layers, which complicates the reconstruction process. To eliminate distortions caused by diffraction of acoustic waves, the method of moving a virtual detector is used for image reconstruction. The proposed method can be used to obtain images in layered inhomogeneous media.

Keywords: optoacoustic effect, acoustic signal, erythrocyte, laser, recovery.

DOI: 10.51368/1996-0948-2021-2-73-77

REFERENCES

1. A. S. Bychkov, V. P. Zarubin, A. A. Karabutov, et al., *Photoacoustics* **5**, 10 (2017).
2. A. S. Bychkov, E. B. Cherepetskaya, A. A. Karabutov, and V. A. Makarov, *Acoustical Physics* **64** (1), 77 (2018).
3. Y. Zhou, J. Yao, and L. Wang, *J. Biomed Opt.* **21** (6), 061007 (2016).
4. H. C. Estrada, X. Huang, J. Rebling, M. Zwack, S. Gottschalk, and D. Razansky, *Scientific Reports* **8** (1), 1459 (2018).
5. J. Park, S. Jeon, J. Meng, L. Song, J. S. Lee, and C. Kim, *J Biomed Opt.* **21** (3), 036010 (2016).
6. Y. Xu, L. V. Wang, G. Ambartsoumian, and P. Kuchment, *Med Phys.* **31** (4), 724 (2004).
7. X. Yang, M.-L. Li, and L. V. Wang, *Appl. Phys. Lett.* **90** (25), 251103 (2007).
8. A. A. Karabutov, E. B. Cherepetskaya, A. S. Bychkov, and N. A. Morozov, in *Proceedings of the ICDCF, Springer Singapore* 2017, pp. 166.
9. X. L. Deán Ben, V. Ntziachristos, and D. Razansky, *Med Phys.* **41** (7), 073301 (2014).
10. R. Schoonover and M. Anastasio, *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision* **28** (6), 1114 (2011).
11. Y. Xu, D. Feng, and L. Wang, *IEEE Trans Med Imaging* **21** (7), 823 (2002).
12. H. Jin, R. Zhang, S. Liu, and Y. Zheng, *IEEE Trans Med Imaging* **38** (12), 2926 (2019).
13. C. Huang, K. Wang, L. Nie, L. Wang, and M. Anastasio, *IEEE Trans Med Imaging* **32** (6), 1097 (2013).
14. W. Kun and A. A. Mark, *Physics in Medicine & Biology* **57** (23), N493 (2012).
15. H. Jin, Zesheng, Zheng, Shuangli Liu, et al., *IEEE Transactions on Computational Imaging* **6**, 1097 (2020).
16. D. A. Kravchuk, *Applied Physics*, No. 5, 93 (2019) [in Russian].
17. D. A. Kravchuk, *Applied Physics*, No. 4, 70 (2020) [in Russian].
18. D. A. Kravchuk and K. A. Voronina, *Journal of Biomedical Photonics & Engineering* **6** (1), 10307 (2020).
19. D. A. Kravchuk, *2019 International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON). Proceedings. - Tomsk: Tomsk State University of Control Systems and Radioelectronics (TUSUR)*, (Russia, Tomsk, April 18–20, 2019) IEEE Catalog Number: CFP19794-CDR.
20. D. A. Kravchuk, *Applied Physics*, No. 4, 89 (2018) [in Russian].