

УДК 535.015 + 57.087.1 + 004.418
 DOI: 10.51368/1996-0948-2023-5-22-25
 EDN: ETWNRK

PACS: 42.62.Be



Метод расчета оптоакустического сигнала в слоистой структуре с помощью сверточной нейронной сети

Д. А. Кравчук, Н. Н. Чернов

Проведено моделирование формирования оптоакустического сигнала при распространении в образце жидкости содержащей неоднородные слои. Слоистая структура представлена в виде n слоев в которых происходит формирование акустического сигнала в результате оптоакустического эффекта. Полученные значения акустических давлений в слоях на основе разработанной нейронной сети с глубоким обучением позволяют восстановить изображения ткани, в которой происходило оптоакустическое взаимодействие. Используемая нейронная сеть с глубоким обучением обладает уникальными преимуществами, которые могут облегчить клиническое применение оптоакустического метода, снизить время вычислений и адаптировать к любой конкретной задаче.

Ключевые слова: оптоакустический эффект, акустический сигнал, нейросеть, лазер.

Введение

Оптоакустика одна из быстро развивающихся областей науки в нашей стране и за рубежом [1, 2]. Методы глубокого обучения используется в качестве для решения многих задач визуального распознавания, обработки и получения изображения в области медицинской диагностики [3, 4]. Известно, что методы основанные на глубоком обучении, обладают огромным потенциалом, особенно в улучшении исходных данных [5]. Наиболее актуальная проблема связана с восстановлением изображения по записанным данным акусти-

ческого сигнала проводится путем оценки начального распределения давления p_0 в функции $p(t)$. Эта задача называется обратной акустической задачей. Для этого необходимо вычислить обратную функцию A^{-1} для акустического оператора A , чтобы восстановить образ сигнала $S = A^{-1}(p(t)) \approx p_0 = \mu_a \times \phi \Gamma$, который является аппроксимацией p_0 (μ_a – коэффициент поглощения, ϕ – флюенс оптического излучения, Γ – параметр Грюнрайза).

Материал и методы

Моделирование формирования оптоакустического сигнала при распространении в образце жидкости, будем проводить методом перемещения виртуального приемника по слоям. При экстраполяции в эластичных слоистых средах сдвиговые волны и их многократные отражения возникают, когда оптоакустические волны проникают в слоистые эластичные среды. Слоистую структуру представим в двумерном виде (рис. 1).

Кравчук Денис Александрович, к.т.н., доцент.
 E-mail: kravchukda@sfnu.ru; denik545@ya.ru
Чернов Николай Николаевич, д.т.н., профессор.
 E-mail: nnchernov@sfnu.ru
 ФГАОУ ВО «Южный федеральный университет» ИНЭП.
 Россия, 347922, г. Таганрог, ул. Шевченко, 2, корп. «Е».

Статья поступила в редакцию 8.06.2023
 Принята к публикации 27.06.2023

© Кравчук Д. А., Чернов Н. Н., 2023

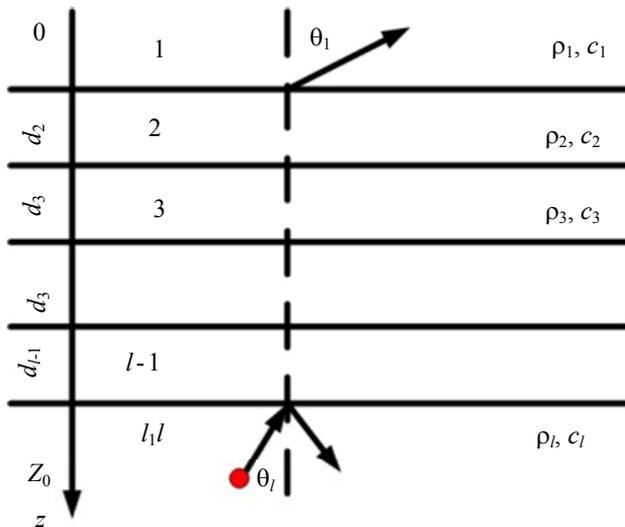


Рис. 1. Векторы падающих, отраженных и проходящих плоских волн в системе l-слоев, каждый со своей плотностью ρ_q , скоростью звука c_q и толщиной d_q

Линейная зависимость между граничными условиями соседних упругих слоев записывается в виде

$$\begin{bmatrix} u_x^{(q)} \\ u_z^{(q)} \\ \sigma_{zz}^{(q)} \\ \sigma_{zx}^{(q)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x^{(q-1)} \\ u_z^{(q-1)} \\ \sigma_{zz}^{(q-1)} \\ \sigma_{zx}^{(q-1)} \end{bmatrix}$$

где $u_x^{(q)}$ и $u_z^{(q)}$ – смещения на границе q-го слоя, а $\sigma_{zx}^{(q)}$ и $\sigma_{zz}^{(q)}$ – тензоры напряжений на границе q-го слоя, $a^{(q)}$ – элементы матрицы.

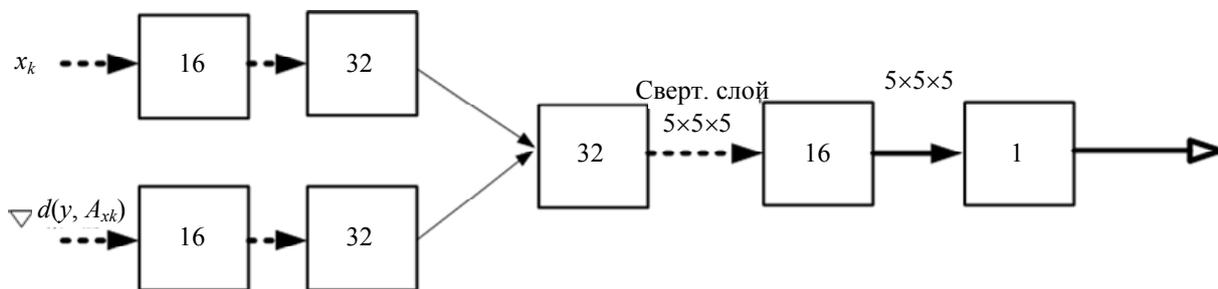


Рис. 2. Схема сверточной нейросети

Верхнее полупространство заполнено жидкостью без поперечных волн ($\sigma_{zx}^{(l)} = 0$). Аналогично, ткани, в которых находятся мишени, также можно рассматривать как слой

Предполагая значения величин $u_x^{(l)}, u_z^{(l)}, \sigma_{zx}^{(l)}, \sigma_{zz}^{(l)}$ на известной границе, которая разделяет среды 1 и среды 2, мы можем записать распространение волны в виде

$$\begin{bmatrix} u_x^{(l-1)} \\ u_z^{(l-1)} \\ \sigma_{zz}^{(l-1)} \\ \sigma_{zx}^{(l-1)} \end{bmatrix} = A^{(l)} \begin{bmatrix} u_x^{(l)} \\ u_z^{(l)} \\ \sigma_{zz}^{(l)} \\ \sigma_{zx}^{(l)} \end{bmatrix},$$

где матрица пропагатора $A^{(l)}$ является произведением всех матриц $a^{(q)}$, начиная со слоя 2 и заканчивая в слое l-1 (рис. 1)

$$A^{(l)} = \prod_{q=2}^{l-1} a^{(q)}.$$

Коэффициент передачи описывает амплитуду и фазу передаваемой ультразвуковой волны, связанной с падающей волной, которая определяется акустическим граничным условием слоистой структуры между волновыми полями на верхнем и нижнем краях границы раздела. Предполагается, что между двумя полубесконечными средами имеется l слоев с номерами от 1 до l, как показано на рис. 2. Оптоакустическая волна распространяется на границу нижнего слоя с номером l под углом θ_{l+1} . Коэффициент передачи этой слоистой структуры представляется как комплексное отношение амплитуд между падающей волной на слое l и прошедшей волной на слое 1 [6].

жидкости ($\sigma_{zx}^{(1)} = 0$). Используя обозначения $Z_1 = \rho_1 c_1 / \cos \theta_1, Z_l = \rho_l c_l / \cos \theta_l$, получаем простую формулу для полного сопротивления упругого слоя

$$Z_{in} = (i/\omega) \left[\frac{M_{32} - i\omega Z_1 M_{33}}{M_{22} - i\omega Z_1 M_{23}} \right],$$

где $M_{i,k}$ определяется матрицей пропагатора $A^{(l)}$:

$$M_{ik} = A_{ik} - A_{i1}A_{4k}, \quad i = 2, 3, \quad k = 2, 3$$

и коэффициент передачи

$$T_p = \frac{-2i\omega Z_1}{(M_{32} - i\omega Z_1 M_{33}) - (i\omega M_{22} + Z_1 \omega^2 M_{23})Z_l}.$$

В частности, обычно используемая модель жидкость-эритроциты-жидкость может быть упрощена как эластичный слой, зажатый между двумя полубесконечными жидкими средами $Z_l = Z_l$, $l = 3$. В таком случае выражение для коэффициента передачи может быть упрощено в виде

$$\begin{aligned} T_p &= 2U / [2V + i(U^2 - V^2 - 1)], \\ U &= Z_2 \cos^2 2\gamma_2 / Z_1 \sin P + Z_{2t} \sin^2 2\gamma_2 / Z_1 \sin Q, \\ V &= (Z_2 / Z_1) \cos^2 2\gamma_2 \cos P + (Z_{2t} / Z_1) \sin^2 2\gamma_2 \cos Q, \\ Z_1 &= \rho_1 c_1 / \cos \theta_1, \quad Z_2 = \rho_2 c_2 / \cos \theta_2, \quad Z_{2t} = \rho_2 b_2 / \cos \gamma_2, \\ P &= \omega d_2 \cos \theta_2 / c_2, \quad Q = \omega d_2 \cos \gamma_2 / b_2, \end{aligned}$$

где θ_1 , θ_2 и γ_2 – углы продольных волн в первом слое, углы продольных и поперечных волн во втором слое соответственно. А d_2 представляет толщину второго слоя. Отметим, что в этой модели второй слой является упругим, а первый и последний слои – текучими средами. После того, как мы получим коэффициент передачи T_p упругого слоя, мы можем экстраполировать волну, используя выражение для P .

Результаты

Для расчета акустического сигнала предлагается использовать нейросеть со слоями, которые имеют вход g и выход h с наборами индексов каналов I, J соответственно [7], тогда

$$h_i = \phi \left(b_i + \sum_{j \in J} \omega_{i,j} * g_j \right), \quad j \in J$$

где, нелинейная функция ϕ и свертка $*$. Весь набор параметров θ сети будет задаваться

смещениями $b_i \in R$ и фильтрами $\omega_{i,j} \in R^{s,n}$ (размер ядра $s \times 5 \times 5 \times 5$ в сверточном слое).

Для обучения параметров θ_k , необходимо предварительно определить максимальное количество расчетов k_{\max} , то есть необходимо найти

$$\varepsilon_{k_{\max}} = \min_{\theta_0 \dots \theta_{k_{\max}-1}} \sum_i \|x_{k_{\max}}^i - x_{true}^i\|.$$

Второй метод заключается в последовательном обучении параметров: θ_0 обучается для минимизации разницы между $x_{i \text{ true}}$ и x_{i1} с заданными данными y_i для всех индексов i . После этого θ_0 обучается минимизировать разницу между $x_{i \text{ true}}$ и x_{i2} , при обучении первого слоя перцептронов $G\theta_0$.

Заключение

Проведено моделирование формирования оптоакустического сигнала при распространении в образце жидкости, путем перемещения виртуального приемника по слоям, а именно модель жидкость-эритроциты-жидкость с допущением в виде эластичный слой. Предложена схема сверточной нейронной сети с глубоким обучением [8, 9] для увеличения скорости обработки акустического сигнала.

ЛИТЕРАТУРА

1. Oraevsky A. A., Karabutov A. A. Biomed. photonics Handb. – CRC Press Boca Raton, FL, 2003. Vol. 34. P. 1–34.
2. Егоров С. В., Симановский Я. О. / Акустический журнал. 2022. Т. 68. № 1. С. 96–116.
3. Girshick R. et al. / Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2014. P. 580–587.
4. Кравчук Д. А. / Известия Юго-Западного государственного университета Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. Т. 9. № 1. С. 67–75.
5. Wang G. / IEEE Access. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. 2016. Vol. 4. P. 8914–8924.
6. Jin H. et al. / IEEE Trans. Comput. Imaging. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. 2020. Vol. 6. P. 1097–1105.
7. Hauptmann A. et al. / IEEE Trans. Med. Imaging. IEEE. 2018. Vol. 37. № 6. P. 1382–1393.
8. Кравчук Д. А. / Прикладная физика. 2021. № 5. С. 106–109.

9. Кравчук Д. А., Старченко И. Б., Орда-Жигулина Д. В., Воронина К. А. / Акустический журнал. 2021. Т. 67. С. 345–348.

10. Badrinarayanan V., Kendall A., Cipolla R. / IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. IEEE Computer Society. 2017. Vol. 39. № 12. P. 2481–2495.

PACS: 42.62.Be

Method for calculating an optoacoustic signal in a layered structure using a convolutional neural network

D. A. Kravchuk and N. N. Chernov

Federal University
Southern Federal University
Bld. E, 2 Schevchenko st., Taganrog, 347922, Russia
E-mail: kravchukda@sfnedu.ru; denik545@ya.ru

Received 8.06.2023; accepted 27.06.2023

The rapidly developing field of optoacoustic diagnostics and visualization of biological structures by optoacoustic method is driven by the constant need to improve diagnostic performance in terms of resolution, speed, sensitivity, depth and contrast. The processing of the corresponding parameters from the biofluid under study requires solving the problems of inverse image reconstruction, which are quite difficult to solve. Against this backdrop, the popularity of deep learning methods has exploded recently, leading to advances in medical diagnostics. Deep learning methods have unique advantages that can facilitate the clinical application of the optoacoustic method, reduce computation time, and adapt to any specific task.

Keywords: optoacoustic effect, acoustic signal, blood, laser.

DOI: 10.51368/1996-0948-2023-5-22-25

REFERENCES

1. Oraevsky A. A. and Karabutov A. A., Biomed. photonics Handb. CRC Press Boca Raton, FL **34** (2003), pp. 1–34.
2. Egerev S. V. and Simanovskii Ya. O., Akusticheskii zhurnal **68** (1), 96–116 (2022).
3. Girshick R. et al., Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp. 580–587 (2014).
4. Kravchuk D. A., Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie **9** (1), 67–75 (2019) [in Russian].
5. Wang G., IEEE Access. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. **4**, 8914–8924 (2016).
6. Jin H. et al., IEEE Trans. Comput. Imaging. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. **6**, 1097–1105 (2020).
7. Hauptmann A. et al., IEEE Trans. Med. Imaging. IEEE **37** (6), 1382–1393 (2018).
8. Kravchuk D. A., Applied Physics, № 5, 106–109 (2021) [in Russian].
9. Kravchuk D. A., Starchenko I. B., Orda-Zhigulina D. V. and Voronina K. A., Akusticheskii zhurnal **67**, 345–348 (2021) [in Russian].
10. Badrinarayanan V., Kendall A. and Cipolla R., IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. IEEE Computer Society **39** (12), 2481–2495 (2017).