

УДК 621.391.8

DOI: [10.26102/2310-6018/2024.47.4.008](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2024.47.4.008)

Использование топологических скелетов для коррекции артефактов объемного движения в оптической когерентной томографии и эластографии

А.Ю. Потлов✉

*Тамбовский государственный технический университет, Тамбов,
Российская Федерация*

Резюме. В работе представлен оригинальный подход к стабилизации изображений при оптической когерентной томографии и эластографии. Ключевыми отличительными особенностями предложенного подхода являются: I) бинаризация и использование операций математической морфологии; II) параллельное построение топологического скелета для каждого оптического изображения с акцентом на эквивалентный сигнал высокого и низкого уровней; III) комплексирование топологических скелетов; IV) сравнение последовательности оптических изображений по объединенным топологическим скелетам с использованием точек «квенча»; V) компенсация артефактов объемного движения посредством «пересборки» исходных совокупностей интерференционных сигналов. Вычислительная эффективность предложенного метода относительно динамики сбора интерференционных сигналов конкретным прибором была достигнута посредством использования последовательно и параллельно выполняемых операций. При этом комбинировались вычисления на центральном и графических процессорах, то есть GPU и CPU. Высокая эффективность коррекции артефактов объемного движения в оптической когерентной томографии и эластографии обеспечена за счет робастности топологических скелетов, построенных с акцентом на эквивалентный сигнал высокого уровня к спекл-шумам, соответствующим конструктивному характеру интерференции (яркие спеклы), и соответственно робастности топологических скелетов для эквивалентного сигнала низкого уровня к темным спеклам (деструктивный характер интерференции).

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, медицинская эластография, волоконно-оптический зонд, структурные изображения, функциональные изображения, топологический скелет, биологические ткани, тканеимитирующие фантомы, артефакты объемного движения.

Благодарности: Исследование выполнено при финансовой поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации (проект МК-231.2022.4).

Для цитирования: Потлов А.Ю. Использование топологических скелетов для коррекции артефактов объемного движения в оптической когерентной томографии и эластографии. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2024;12(4). URL: <https://moitvivr.ru/ru/journal/pdf?id=1715> DOI: 10.26102/2310-6018/2024.47.4.008

Topological skeletons-based correction of volumetric motion artifacts in optical coherence tomography and elastography

A.Yu. Potlov✉

Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation

Abstract. An original approach to image stabilization in optical coherence tomography and elastography was presented. The key features of the proposed approach are: I) binarization and application of mathematical morphology digital operations; II) parallel construction of a topological skeleton for each optical image with an emphasis on the equivalent high- and low-level signal; III) complexing of topological skeletons; IV) comparison of a sequence of optical images by combined topological

skeletons using «quench» points; V) compensation of volumetric motion artifacts by «reassembling» the original sets of interference signals. The computational efficiency of the proposed method with respect to the dynamics of interference signal acquisition by a specific device was achieved by using sequential and parallel operations. Computations using the central and graphical processing units, namely GPU and CPU, were combined for this. High efficiency of volumetric motion artifact correction in optical coherence tomography and elastography is ensured by robustness of topological skeletons constructed with emphasis on high-level equivalent signal to speckle noise corresponding to constructive interference (bright speckles). Topological skeletons for low-level equivalent signal are correspondingly robust to dark speckles (destructive interference result).

Keywords: optical coherence tomography, medical elastography, fiber optic probe, structural images, functional images, topological skeleton, biological tissue, tissue-imitating phantoms, volumetric motion artifacts.

Acknowledgements: This work was supported by Council for Grants of the President of the Russian Federation (project MK-231.2022.4).

For citation: Potlov A.Yu. Topological skeletons-based correction of volumetric motion artifacts in optical coherence tomography and elastography. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2024;12(4). URL: <https://moitvivr.ru/ru/journal/pdf?id=1715> DOI: 10.26102/2310-6018/2024.47.4.008 (In Russ.).

Введение

Оптическая когерентная томография (ОКТ) представляет собой метод медицинской визуализации с микронным пространственным разрешением и миллиметровой глубиной зондирования [1–4]. По этим двум основополагающим характеристикам ОКТ занимает промежуточное место между конфокальной микроскопией (выше – пространственное разрешение, ниже – зондирования) и ультразвуковой визуализацией (ниже – способность, но выше – глубина визуализации). ОКТ базируется на зондировании исследуемой биологической ткани излучением с длиной волны, находящейся в пределах одного из терапевтических окон прозрачности биологических тканей: NIR I (650 – 950 нм), NIR II (1000 – 1400 нм) или NIR III (1550 – 1870 нм). Детектируются в основном обратно отраженные, рассеянные назад и многократно рассеянные фотоны [3, 4]. Конечным результатом компьютерной обработки собранных интерференционных сигналов являются изображения оптической структуры исследуемого объекта (структурные изображения), но также имеется возможность функциональной визуализации, в частности, контрастной оценки пространственного положения и глубины залегания кровеносных сосудов (ангиографии), а также цветового доплеровского картирования направлений и скоростей потоков биологических жидкостей (в первую очередь крови и лимфы).

ОКТ-системы из-за специфической комбинации разрешающей способности и глубины визуализации нашли основное клиническое применение в офтальмологии и дерматологии [3–6], сформировав при этом мировой рынок объемом приблизительно 1,5 млрд. долларов США (на 2023 год). ОКТ-системы с эндоскопическими и интраваскулярными зондами пока еще встречаются относительно нечасто, но считаются наиболее логичным направлением развития метода [1, 7]. Также перспективна эластография на основе ОКТ [4]. Объединенный метод получил название оптической когерентной эластографии (ОКЭ).

Одной из ключевых проблем эндоскопических и интраваскулярных приложений ОКТ, а также ОКЭ являются артефакты объемного движения [2–8]. Аппаратные подходы к борьбе с артефактами объемного движения в ОКТ и ОКЭ в основном сводятся к повышению скорости сканирования, использованию специального маркера, либо

применению комбинации особого (чаще всего лазерного) датчика движения и миниатюрной камеры [5–7]. Однако повышение скорости сканирования особенно для сложных эндоскопических и интраваскулярных ОКТ и ОКЭ-систем может привести к потере части полезного сигнала. Металлический маркер ограничивает поле зрения и создает трудности при оценке актуальной величины деформирующей силы и вызванных ее воздействием смещений в структурах исследуемого биообъекта. Получение с помощью миниатюрной камеры эталонного изображения и отслеживание тремора лазерным датчиком эффективны в бесконтактных офтальмологических приложениях (хотя и усложняют систему). Применительно к сканированию слизистых оболочек, а также стенок кровеносных сосудов эффект сомнителен. Программные подходы в основном включают в себя сканирование с существенным перекрытием, комбинацию многократного сканирования и мозаичной сборки [2, 8], коррекцию на основе контрольных точек, а также идентификацию тремора спекл-корреляционным методом [4, 9]. Программное изменение настроек сканера для сбора избыточных интерференционных сигналов существенно замедляет систему, при этом соответствовать визуализации в режиме реального времени становится сложнее. К тому же, артефакты объемного движения – это не обязательно латеральные смещения, это могут быть малоугловые аксиальные повороты. Аналогия с методами оптической стабилизации в видимом диапазоне длин волн также не в полной мере уместна, так как для ОКТ и, особенно ОКЭ, характерна выраженная спекл-структура (Рисунок 1). Подходы на основе идентификации объемного движения по изменению средней частоты мелькания спеклов для данного изображения, относительно всей последовательности позволяют выявить соответствующий артефакт, но наименьшая средняя частота мелькания спеклов – сомнительное основание для использования соответствующего изображения в качестве эталонного.

Таким образом, актуальна разработка вычислительно эффективного и при этом робастного к спекл-шумам метода коррекции артефактов объемного движения в ОКТ и ОКЭ, что и является целью проводимого исследования.

Материалы и методы

Предлагаемый подход к стабилизации оптических изображений по ОКТ и ОКЭ включает в себя набор последовательно и параллельно выполняемых действий для всей последовательности получаемых совокупностей интерференционных сигналов.

Первым действием является получение исходных данных. Это может быть непосредственное получение совокупностей интерференционных сигналов из аппаратной части ОКТ или ОКЭ-системы или его имитация посредством поэтапного считывания предварительно сохраненной временной последовательности совокупностей интерференционных сигналов. Далее классическим образом осуществляется формирование соответствующего В- или С-скана. Полученное оптическое изображение подвергается предварительной обработке, в частности, адаптивной полосовой фильтрации для удаления высоко- и низкочастотных помех [3].

Следующим шагом являются два параллельных действия. Одна из копий обрабатываемого оптического изображения бинаризуется с акцентом на сигнал высокого уровня, а вторая – с акцентом на сигнал низкого уровня. Для этого используются два соответствующих пороговых уровня. Та копия оптического изображения, которая соответствует сигналу высокого уровня, подвергается морфологическому закрытию (последовательное выполнение морфологических операций дилатации и эрозии). Эта операция при корректно подобранной маске снизит влияние остаточных сегментов оптического изображения, соответствующих деструктивному характеру интерференции

(темных спеклов) на пространственное распределение формируемого эквивалентного сигнала высокого уровня.

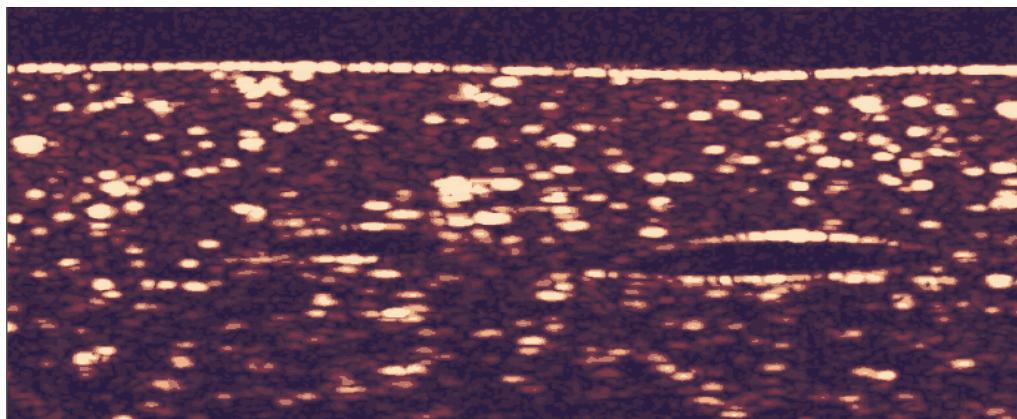


Рисунок 1 – Структурное ОКЭ-изображение силиконового тканеимитирующего фантома
Figure 1 – Structural OCE B-scan of a silicone tissue-mimicking phantom

Для второй копии оптического изображения [10] вместо операции морфологического закрытия, выполняется морфологическое открытие (комбинация последовательно выполняемых операций эрозии и дилатации), что позволяет снизить влияние оставшихся после порогового ограничения при бинаризации ярких спеклов на пространственное распределение эквивалентного сигнала низкого уровня.

Таким образом, параллельно формируются две версии текущего оптического изображения. Первая содержит в себе полезный сигнал и спеклы, соответствующие конструктивному характеру интерференции, вторая – полезный сигнал и спеклы с деструктивным характером интерференции. Для каждой версии оптического изображения посредством преобразования Блюма (имеется в виду преобразование «Grassfire») формируются топологические скелеты по методу точек «гашения» («квенча»). Параллельные действия на этом завершаются. Топологические скелеты (Рисунок 2) комплексируются в единый с разграничением значимых и ложных точек «квенча» на основе фактора локальной значимости.

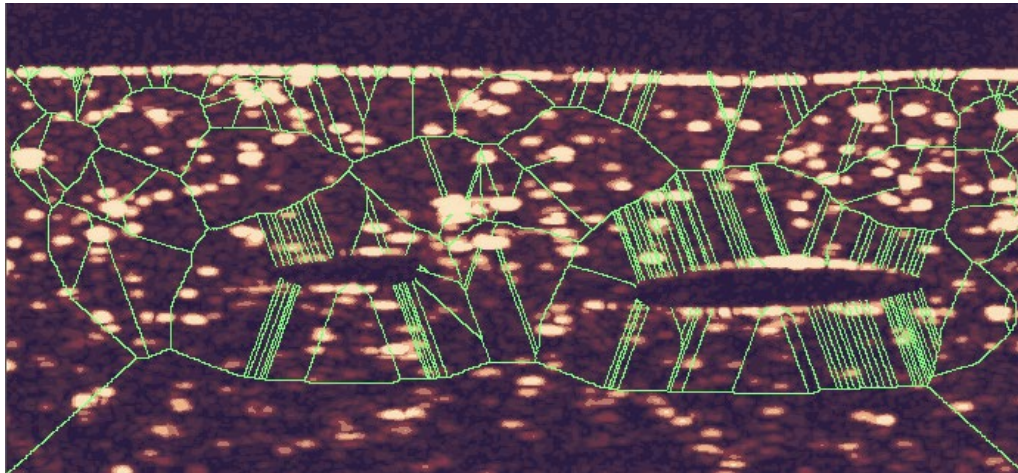
Все вышеописанные процедуры повторяются для следующих совокупностей интерференционных сигналов в пределах обрабатываемой последовательности. Точки «квенча» для двух оптических изображений группируются в пары, вышеуказанные изображения сравниваются с использованием этих пар в качестве контрольных точек. Объемные смещения точек «квенча» в пределах соответствующих пар компенсируются посредством «пересборки» исходных данных, в частности, латерального сдвига или малоуглового аксиального поворота.

Результаты и обсуждение

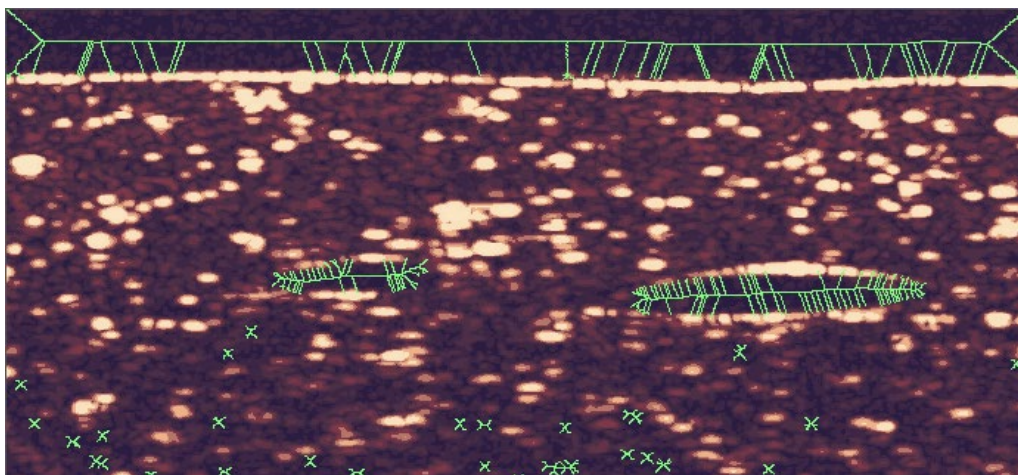
Разработанный метод был практически реализован в виде узкоспециализированного программного продукта посредством графической среды программирования «National Instruments LabVIEW» («Emerson Electric Co.», США).

На ранних стадиях тестирования (Рисунок 1) и отладки (Рисунок 2) использовались силиконовые случайно-неоднородные [11–13] биомедицинские фантомы с протяженными полостями, имитирующими кровеносные сосуды [10]. Биомеханические свойства задавались посредством варьирования объемных долей компонентов А (основа) и В (отвердитель). Оптические свойства имитировались за счет варьирования массовых долей специальных добавок [3, 14]. В частности, за

рассеивающие свойства отвечал микронизированный белый рутиловый пигмент, а за поглощающие – технический углерод (черная сажа). Более поздние эксперименты (Рисунок 3) проводились на реальных мягких биологических тканях *in vivo* и включали в себя «поджатие» сканируемого биообъекта зондом. Дополнительно нанесенные на изображения (а) и (б) геометрические фигуры показывают области наиболее очевидного проявления признаков объемного движения.



(а)



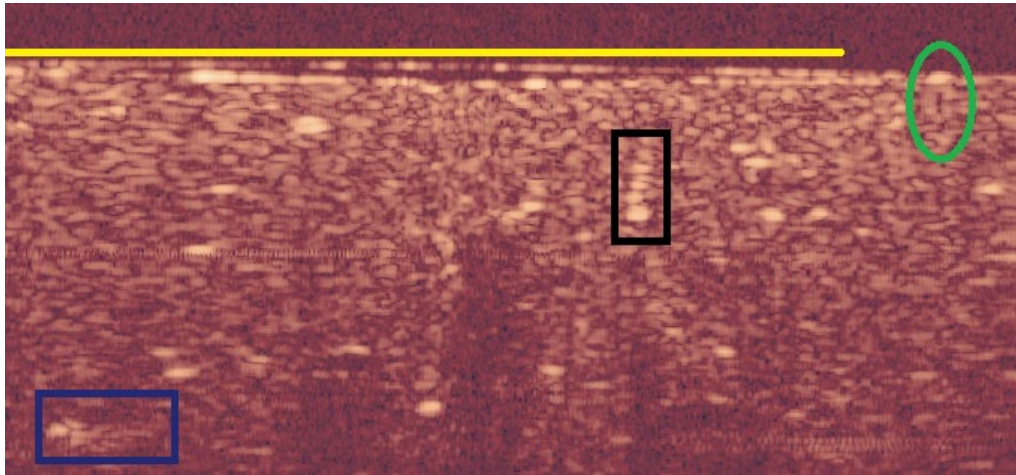
(б)

Рисунок 2 – Построение и наложение топологического скелета с акцентом на эквивалентный сигнал высокого (а) и низкого (б) уровня

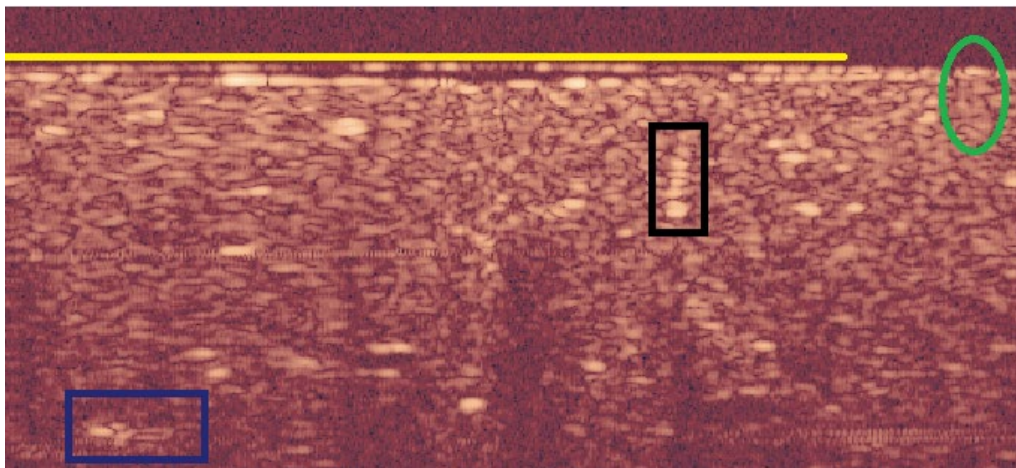
Figure 2 – Construction and superposition of the topological skeleton with emphasis on the equivalent high (a) and low (b) level signal

Для оценки эффективности предложенного метода к приведенным на Рисунке 3 последовательно полученным структурным ОКЭ-изображениям кожных покровов человека *in vivo* дополнительно построено межкадровое изменение фазы (Рисунок 4). Известно, что фазовые вариации очень чувствительные как к деформациям [12], так и к артефактам объемного движения. Поэтому фазовые подходы к ОКЭ при отсутствии аппаратной или программной коррекции артефактов объемного движения требуют обязательной жесткой взаимной фиксации исследуемого объекта и сканирующего зонда. Поскольку никаких действий по фиксации не проводилось, межкадровая разность фазы по Рисунку 4а (до коррекции) в явном виде не связана с полем смещений и представляет

собой нерегулярную функцию [12]. Рисунок 4б, напротив, демонстрирует признаки регулярного характера межкадровой разности фазы. В частности, области протяженных разрывов фазы, вызванные 2π -неоднозначностью фазы в ситуации сверхволновых смещений в исследуемом объекте [12].



(a)



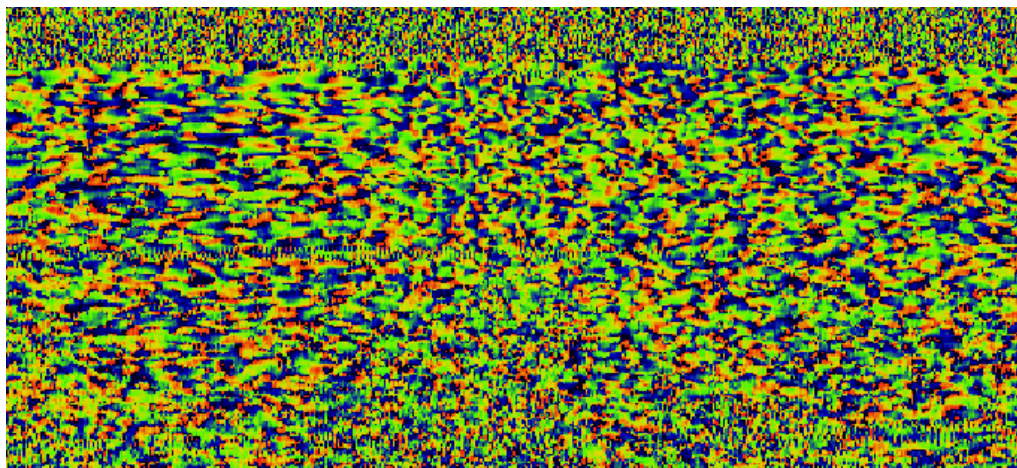
(б)

Рисунок 3 – Два последовательно полученных структурных ОКЭ-изображения кожных покровов человека *in vivo*

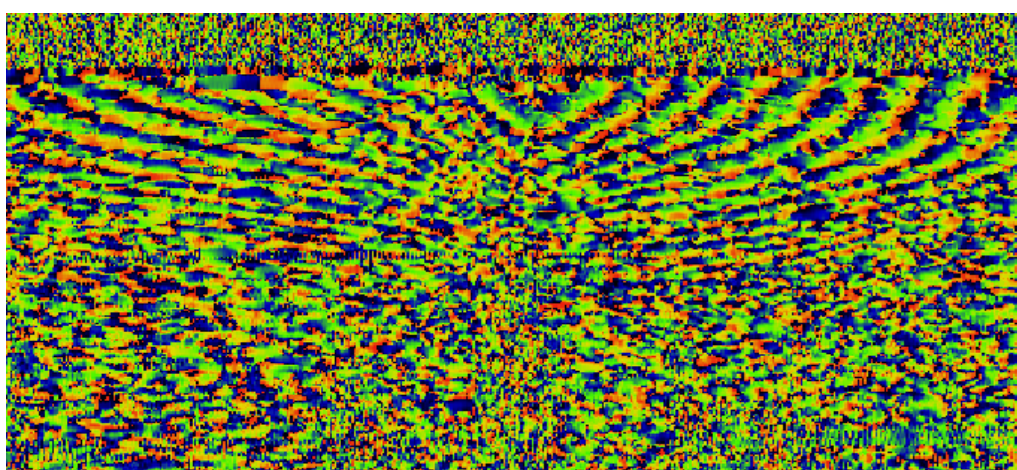
Figure 3 – Two sequentially obtained structural OCE B-scans of human skin *in vivo*

Важно отметить, что вышеуказанный метод и разработанное на его основе программное обеспечение четко разграничивают артефакты объемного движения, с одной стороны и ситуации оказания намеренного деформирующего воздействия на исследуемый объект самим зондом (для нужд эластографии). Для каждой пары из двух соседних оптических изображений, в ситуации наличия артефакта объемного движения, все точки «квенча» подвергаются приблизительно одинаковому по направлению и абсолютной величине сдвигу. «Поджатие» зондом, вызывает обратимые деформации, магнитуа которых от точки к точке варьирует в существенном диапазоне, так как зависит от механических свойств исследуемого объекта. К тому же, при отслеживании динамически изменяющегося профиля деформирующего воздействия предусмотрено срабатывание по специальному пороговому уровню.

Рутинные для любой диагностической процедуры перемещения сканирующего зонда также легко идентифицируются. Артефакты объемного движения чаще всего вызваны тремором, поэтому не имеют выраженного направления и представляют собой знакопеременные латеральные смещения (в том числе с малоугловым аксиальным доворотом). Для намеренных сканирующих движений, напротив, очевидно прослеживается траектория латерального движения [13].



(a)



(б)

Рисунок 4 – Межкадровое изменение фазы, соответствующее исходным комплексным сигналам ОКЭ-сканирования кожных покровов человека *in vivo* до (а) и после (б) «пересборки»
Figure 4 – Interframe phase difference corresponding to the original complex signals of the OCE-scanning of human skin *in vivo* before (a) and after (b) «reassembly»

Затраты машинного времени на считывание (из памяти), обработку данных и визуализацию полученных результатов в эксперименте по Рисункам 3 и 4 составили 2,5 миллисекунды, что соответствует режиму реального времени. При этом для общих и параллельных вычислений использовался ноутбук «Acer Nitro 5» на базе CPU «Intel i9-12900H» с тактовой частотой до 5 ГГц, 16 Гб оперативной (DDR4) и 12 Гб памяти GPU («GeForce RTX 3060»). Дополнительные эксперименты с непосредственной обработкой потока данных со сторонней системы для ОКТ и ОКЭ проходили в диалоговом режиме [14], а точность стабилизации оптических изображений в среднем составила удвоенное пространственное разрешение по соответствующей координатной оси.

Заключение

В работе представлен метод коррекции артефактов объемных движений для нужд ОКТ и ОКЭ, в том числе сменными волоконно-оптическими зондами [3]. Предложенный метод позволяет осуществлять сканирование исследуемых биообъектов без их совместной жесткой взаимной фиксации со сканирующим зондом. Топологические скелеты не чувствительны к локальным вариациям амплитуды интерференционного сигнала, вызванным спекл-шумами, однако эквивалентны оригинальным оптическим изображениям. Анализ объемных смещений по топологическим скелетам с последующей «пересборкой» исходных данных в среднем обеспечивает точность стабилизации оптических изображений, равную удвоенному пространственному разрешению по соответствующей координатной оси. Метод ориентирован на работу в режиме реального времени [10, 13], однако его быстродействие в любом случае находится в зависимости от используемой аппаратной части. Поэтому в общем случае речь идет о весьма комфортном для медицинского персонала диалоговом режиме работы.

Поскольку спекл-паттерны [14] свойственны не только для ОКТ, но также и для многих акустических систем, предложенный метод может быть полезен для коррекции артефактов объемных движений при ультразвуковых медицинских исследованиях.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Moiseev A.A., Ksenofontov S.Yu., Terpelov D.A., Kiseleva E.B., Yashin K.S., Sirotkina M.A., Gladkova N.D., Gelikonov G.V. Optical Coherence Angiography without Motion Correction Preprocessing. *Laser Physics Letters*. 2019;16(4). <https://doi.org/10.1088/1612-202X/aaf996>
2. Liu X., Hubbi B., Zhou X. Spatial Coordinate Corrected Motion Tracking for Optical Coherence Elastography. *Biomedical Optics Express*. 2019;10(12):6160–6171. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.006160>
3. Фролов С.В., Потлов А.Ю. Система эндоскопической оптической когерентной томографии с повышенной точностью позиционирования катетера. *Медицинская техника*. 2019;(1):5–8.
Frolov S.V., Potlov A.Yu. An Endoscopic Optical Coherence Tomography System with Improved Precision of Probe Positioning. *Biomedical Engineering*. 2019;53(1):6–10. <https://doi.org/10.1007/s10527-019-09866-4>
4. Krajancich B., Curatolo A., Fang Q., Zilkens R., Dessauvage B.F., Saunders C.M., Kennedy B.F. Handheld Optical Palpation of Turbid Tissue with Motion-Artifact Correction. *Biomedical Optics Express*. 2019;10(1):226–241. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.000226>
5. Hepburn M.S., Foo K.Y., Wijesinghe P., Munro P.R.T., Chin L., Kennedy B.F. Speckle-Dependent Accuracy in Phase-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Optics Express*. 2021;29(11):16950–16968. <https://doi.org/10.1364/OE.417954>
6. Parmar A., Singh K. Motion-Artifact-Free Single Shot Two-Beam Optical Coherence Elastography System. *Journal of Biomedical Optics*. 2024;29(2). <https://doi.org/10.1117/1.jbo.29.2.025003>
7. Gong Z., Johnstone M.A., Wang R.K. iStent Insertion Orientation and Impact on Trabecular Meshwork Motion Resolved by Optical Coherence Tomography Imaging. *Journal of Biomedical Optics*. 2024;29(7). <https://doi.org/10.1117/1.JBO.29.7.076008>
8. Wagner J., Robledo L., Pezold S., Eggenschwiler L., Hasler P., Goldblum D., Cattin P.C. Model-Based Motion Compensation for Corneal Topography by Optical Coherence

- Tomography. *OSA Continuum*. 2020;3(7):1967–1987. <https://doi.org/10.1364/OSAC.389898>
9. Ploner S.B., Kraus M.F., Moulton E.M., Husvogt L., Schottenhamml J., Alibhai A.Y., Waheed N.K., Duker J.S., Fujimoto J.G., Maier A.K. Efficient and High Accuracy 3-D OCT Angiography Motion Correction in Pathology. *Biomedical Optics Express*. 2021;12(1):125–146. <https://doi.org/10.1364/BOE.411117>
 10. Potlov A., Frolov S., Proskurin S. Features of Diffuse Photon Migration in Soft Biological Tissue. In: *Journal of Physics: Conference Series: Volume 1084: 4th International Scientific and Practical Conference on Virtual Simulation, Prototyping and Industrial Design 2017, VSPID 2017, 15–17 November 2017, Tambov, Russia*. Institute of Physics Publishing; 2018. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1084/1/012012>
 11. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V. Quantification of Tissue Optical Properties: Perspectives for Precise Optical Diagnostics, Phototherapy and Laser Surgery. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2016;49(50). <https://doi.org/10.1088/0022-3727/49/50/501001>
 12. Sirotkina M.A., Gubarkova E.V., Plekhanov A.A., Sovetsky A.A., Elagin V.V., Matveyev A.L., Matveev L.A., Kuznetsov S.S., Zagaynova E.V., Gladkova N.D., Zaitsev V.Y. *In vivo* Assessment of Functional and Morphological Alterations in Tumors under Treatment using OCT-Angiography Combined with OCT-Elastography. *Biomedical Optics Express*. 2020;11(3):1365–1382. <https://doi.org/10.1364/BOE.386419>
 13. Frolov S.V., Sindeev S.V., Liepsch D., Balasso A., Arnold P., Kirschke J.S., Prothmann S., Potlov A.Yu. Newtonian and non-Newtonian blood flow at a 90°-bifurcation of the cerebral artery: a comparative study of fluid viscosity models. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2018;18(5). <https://doi.org/10.1142/S0219519418500434>
 14. Потлов А.Ю. Фрактальный подход к численному моделированию фотонного транспорта в биологических тканях на основе метода статистических испытаний Монте-Карло. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2024;12(3). <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2024.46.3.022>
Potlov A.Yu. Fractal approach to Monte Carlo based numerical simulation of photon transport in biological tissues. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2024;12(3). (In Russ.). <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2024.46.3.022>

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Потлов Антон Юрьевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Биомедицинская техника» Тамбовского государственного технического университета, Тамбов, Российская Федерация.

e-mail: zerner@yandex.ru

ORCID: [0000-0001-9376-3688](https://orcid.org/0000-0001-9376-3688)

Anton Yu. Potlov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Biomedical Engineering Department of the Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation.

Статья поступила в редакцию 12.10.2024; одобрена после рецензирования 21.10.2024; принята к публикации 25.10.2024.

The article was submitted 12.10.2024; approved after reviewing 21.10.2024; accepted for publication 25.10.2024.