

Реконструкция структурных изображений эндоскопической оптической когерентной томографии посредством учета спекл-паттернов

С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова

Тамбовский государственный технический университет

Аннотация: В представленной работе рассматривается метод реконструкции структурных изображений в эндоскопической оптической когерентной томографии на основе учета спекл-паттернов путём использования операций морфологической эрозии и расширения. Предложенный алгоритм снижения уровня спекл-шумов для повышения качества визуализации в эндоскопической оптической когерентной томографии был практически реализован в среде LabVIEW. Отличительными особенностями предложенного алгоритма является морфологическая обработка В-сканов, фильтрация посредством свертки перед морфологической обработкой В-сканов и многоуровневая фильтрация А-сканов и состоящих из них В-сканов. Серия компьютерных экспериментов показала устойчивое повышение отношения сигнал/шум и контраста получаемых структурных изображений при использовании разработанного алгоритма. Предлагаемый алгоритм снижения уровня спекл-шумов на структурных изображениях может быть использован в медицинских технологиях для визуализации внутренней структуры полостей и трактов организма.

Ключевые слова: спекл-шум, оптическая когерентная томография, эндоскопические системы, структурное изображение, морфологическая эрозия, уменьшение спеклов, глубина зондирования когерентности.

Введение

При визуализации с использованием эндоскопической оптической когерентной томографии (ЭОКТ) внутренних структур исследуемого биологического объекта [1-3] имеется наличие спекл-шумов [2, 4] в получаемых структурных изображениях. Спекл-шумы проявляются в виде спекл-паттернов, которые характеризуются пятнистостью, и не относятся к оптической структуре биологической ткани, а являются следствием особенностей метода ЭОКТ [4].

Геометрия спеклов на структурных изображениях биологической ткани, исследуемой с помощью ЭОКТ системы, определяется характеристиками используемых для получения этих изображений технических средств. Сканирование оптическим излучением изучаемого образца создает условия для образования вторичных сферических волн [5] и

их интерференции. При наличии неоднородностей в оптических свойствах исследуемого объекта создается ситуация 2π -неопределенности, т.е. изменение фазы вторичных волн превышает значение 2π . Детектор ЭОКТ принимает часть проинтерферировавших волн. Далее сигнал обрабатывается и на структурных изображениях появляется спекл-структура [6]. На возникновение спеклов влияют характеристики пучка излучения, особенности сканирования и детектирования: временная когерентность, поляризация излучения, длина волны, геометрия зондирующего пучка, апертура детектора и т.п. [7,8]. Так как характеристики устройства ЭОКТ и особенности сканирования определяют морфологические особенности спекл-шумов, то структурные изображения исследуемого образца, полученные на одной системе ЭОКТ будут во многом схожими. Разработка методов обработки изображений для повышения их качества и информативности является актуальной проблемой [9,10]. Использование морфологической обработки в составе алгоритмов получения структурных изображений в ЭОКТ способствует решению задач медицинской визуализации и является целесообразным.

Целью представленной работы является повышение качества структурных изображений в ЭОКТ посредством учета спекл-паттернов на основе использования операций морфологической эрозии и расширения.

Материалы и методы

Предлагаемая последовательность действий для получения структурных изображений в ЭОКТ со сниженным уровнем спекл-шумов представлена на рис.1.

Рассмотрим ключевые этапы алгоритма на рис. 1. подробнее.

Задаются входные характеристики, к которым относятся маски операций, ограничение интенсивности интерференционного сигнала, число итераций, и т.п. Значения входных параметров считываются из файла или

задаются в ручном режиме. Далее считывается из файла или поступает с детекторов ЭОКТ системы группа А-сканов [5, 6], которая определяет внутреннюю структуру биологической ткани.

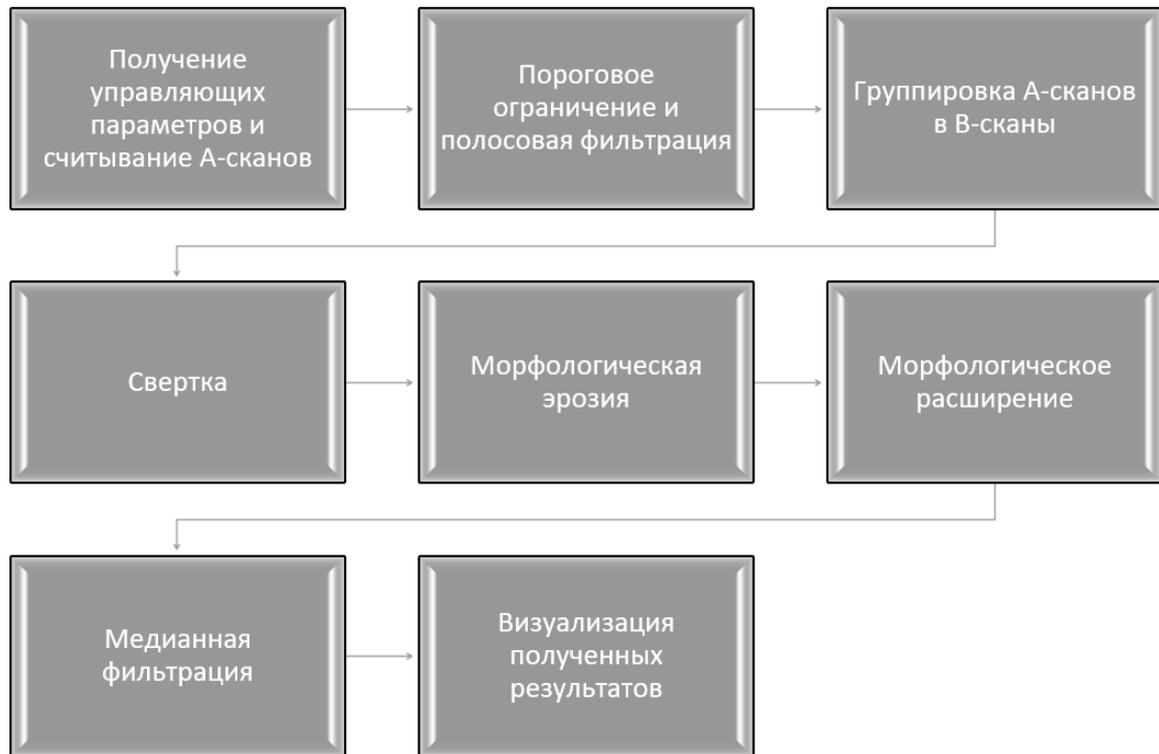


Рис. 1. – Основные этапы алгоритма уменьшения спекл-шума на структурных изображениях эндоскопической ОКТ

Для удаления фазовых шумов низкокогерентного источника излучения [11] и спекл-шумов проводится предварительная обработка с группой А-сканов путем полосовой фильтрации и ограничения интерференционного сигнала с заданным порогом интенсивности. Далее на основе А-сканов, полученных на основе ЭОКТ системы [12], формируется двумерное или трехмерное структурное изображение внутренней структуры биологического объекта, т.е. создается группа В-сканов.

Спекл-шумы на структурных изображениях, полученных с использованием ЭОКТ систем, характеризуются сложной геометрией границ, а также наличием мелких замкнутых структур. Для повышения

эффективности алгоритма реконструкции на структурном изображении повышается контраст границ спекл-паттернов [12,13] на основе выполнения операции свертки, которая обеспечивает при визуализации повышение контраста мелких деталей. Эффективным методом является использование матрицы конволюции в виде [8, 12]:

$$Kernel(7 \times 7) = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & 60 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Ядро свертки (1) связана с характеристиками используемой для получения группы А-сканов ЭОКТ системы [5]: пространственное разрешение получаемых структурных изображений, характеристики аппаратной фильтрации детектируемых сигналов, частота дискретизации.

К первому этапу относится морфологическая обработка с повышенным контрастом спекл-структур структурного изображения, полученного на ЭОКТ системе. Морфологическая обработка заключается в проведении операции морфологической эрозии изображения OCT_{st} структурным элементом SP , который характеризует формы и размеры характерные для спекл-паттернов:

$$OCT^{st-e} = OCT_{st} - SP = \{z \in OCT_{st} | SP_z \subseteq OCT_{st}\} \quad (2)$$

Операция морфологической эрозии обеспечивает на структурном изображении значительное снижение количества и площади спекл-структур. Эта операция выполняется итерационно с изменением на каждом шаге размера и структуры маски.

Вторым этапом морфологической обработки является операция морфологического расширения:

$$OCT_M = OCT^{st-e} \oplus RS = \bigcup_{b \in RS} OCT_b^{st-e} \quad (3)$$

Противоположные действия операции морфологической эрозии (2) выполняет операция морфологического расширения (3), которая обеспечивает заполнение пикселей, обнуленных при выполнении предыдущей операции (2), и проводится для разных значений входных параметров также как и операция (2) итерационно.

Далее после операции морфологического расширения выполняется операция сглаживания на основе медианного фильтра, который снижает аддитивные и импульсные шумы на структурном изображении [6, 13]. Полученное структурное изображение после операции сглаживания является конечным и используется для визуализации внутренних структур биологической ткани в медицинской диагностике.

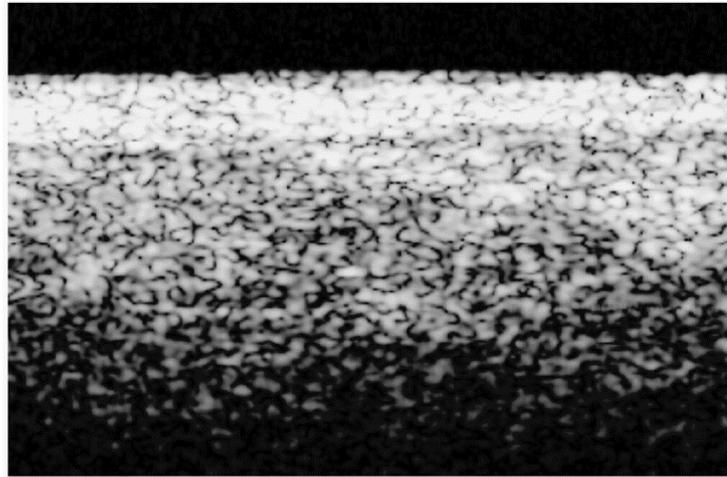
Результаты и обсуждение

Предложенный алгоритм повышения качества структурных изображений в ЭОКТ посредством снижения уровня спекл-шумов был практически реализован в среде LabVIEW.

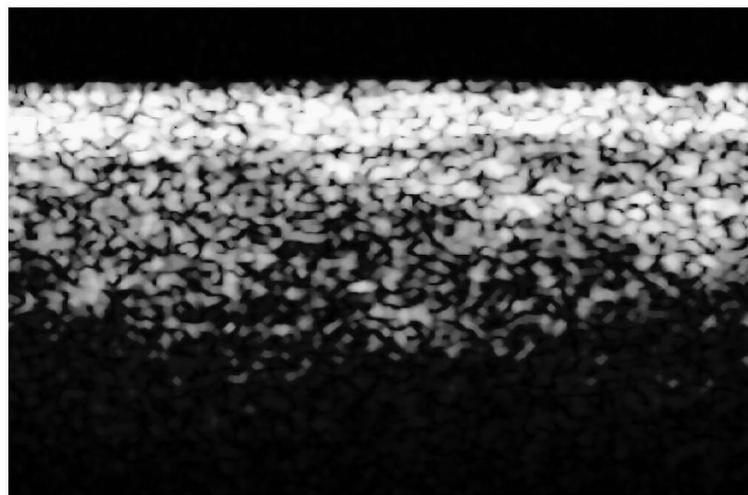
На рис. 2. показаны структурные изображения, полученных с помощью одной и той же эндоскопической ОКТ системы без использования предложенного алгоритма (рис. 2а) и с его использованием (рис. 2б). Повышение отношения сигнал/шум составило более 19%, а повышение контраста структурного изображения в ЭОКТ составило более 27%.

Получаемые на конкретной системе ЭОКТ структурные изображения характеризуются одинаковыми свойствами спекл-шумов. Используя особенности выбранной ЭОКТ системы, удаление на структурных изображениях спекл-шумов и заполнение обнуленных пикселей

аппроксимированным полезным сигналом позволяет повысить качество медицинской визуализации [12].



(a)



б)

Рис. 2. – Структурные изображения фантомной стенки кровеносного сосуда, полученные в результате стандартной обработки исходных данных (а) и в результате описанного алгоритма (б)

Перед морфологической обработкой проводится фильтрация, которая на В-сканах делает более контрастными границы спекл-структур. Эта операция выполняется с помощью обработки специально подобранным ядром свертки и позволяет повысить качество алгоритма морфологической

эрозии за счет более эффективного обнаружения границ с повышенным контрастом.

Дополнительно повышает качество метода за счёт предварительного снижения шума многоуровневая фильтрация А-сканов на основе применения порогового ограничения интерференционного сигнала и полосовой фильтрации. На заключительном этапе обработки изображений использование медианного фильтра с заданным рангом обеспечивает коррекцию полученных в результате морфологической обработки В-сканов. Предложенная комбинация фильтров повышает эффективность метода реконструкции структурных изображений в ЭОКТ [12].

Выводы

Был представлен оригинальный подход к получению структурных изображений в эндоскопической ОКТ. Повышение качества получаемых структурных изображений достигается посредством снижения уровня спекл-шумов. Отличительными особенностями предложенного алгоритма являются многоуровневая фильтрация и сочетание использования операций морфологической эрозии и расширения.

Фильтрация посредством свертки позволила повысить контраст спекл-структур на В-сканах. Маска операции морфологической эрозии была подобрана таким образом, чтобы соответствовать более контрастным, чем обычно спекл-паттернам на структурных изображениях внутренней структуры биологического объекта. После чего операция морфологической эрозии позволила обнаружить и удалить (обнулить) спекл-структуры. Операция морфологического расширения обеспечила повышение информативности изображений внутренних структур исследуемой биологической ткани за счет добавленных пикселей, которые заменили удалённые пиксели спекл-паттернов.

Серия компьютерных экспериментов показала устойчивое повышение отношения сигнал/шум и контраста получаемых структурных изображений при использовании разработанного алгоритма. В рассмотренном примере, эти параметры соответственно увеличились на 19% и 27%.

Предлагаемый алгоритм реконструкции структурных изображений может быть использован в системах ЭОКТ для визуализации внутренней структуры полостей и трактов организма. Дальнейшая работа будет направлена на подбор оптимальных масок для операций морфологической эрозии и расширения.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

Литература

1. Chen H., Fu S., Wang H. Speckle attenuation by adaptive singular value shrinking with generalized likelihood matching in optical coherence tomography// Journal of Biomedical Optics. 2018. Vol. 23(3), 036014. URL: spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-biomedical-optics/volume-23/issue-03/036014/Speckle-attenuation-by-adaptive-singular-value-shrinking-with-generalized-likelihood/10.1117/1.JBO.23.3.036014.full
2. Pahlevaninezhad H., Lee A.M., Hohert G. Endoscopic high-resolution autofluorescence imaging and OCT of pulmonary vascular networks// Optics Letters. 2016. Vol. 41(14). pp. 3209–3212. URL: osapublishing.org/ol/viewmedia.cfm?uri=ol-41-14-3209&seq=0
3. Zimnyakov D. A., Tuchin V. V. Optical tomography of tissues// Quantum Electron. 2002, Vol.32. №10. pp. 849–867. URL: iopscience.iop.org/article/10.1070/QE2002v032n10ABEH002307
4. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues // Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2011. №4. pp. 9–38.

5. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Color mapping of one specific velocity of a biological fluid flows with complex geometry using optical coherence tomography// Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE. 2018. 10716, 107160A.
 6. Li X., Yin J., Hu C. High-resolution coregistered intravascular imaging with integrated ultrasound and optical coherence tomography probe// Applied Physics Letters. 2010. Vol. 97(13), 133702. URL: pdfs.semanticscholar.org/60c4/a48d4a4199c711aa17e358787dc5b6c4cb4c.pdf?_ga=2.79512467.684931595.1605188955-975589407.1604581134
 7. Larin K.V., Sampson D.D. Optical coherence elastography – OCT at work in tissue biomechanics // Biomedical Optics Express. 2017. Vol. 8(2). 1172–1202. URL: osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-8-2-1172&id=357746
 8. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Features of diffuse photon migration in soft biological tissue// Journal of Physics: Conference Series. 2018. 1084, 012012. URL: iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1084/1/012012/pdf
 9. Воронин В.В., Сизякин Р.А., Франц В.А. и др. Алгоритм реконструкции изображений на основе анализа локальных бинарных окрестностей // Инженерный вестник Дона. 2013. № 3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2013/1857
 10. Бондарь О.В., Чмутин А.М., Чмутин М.А. Алгоритм управления контрастом насыщенностей цифровых изображений и его программная реализация // Инженерный вестник Дона. 2020. № 5. URL: ivdon.ru/uploads/article/pdf/IVD_32__4_Bondar__Chmutin_Chmutin_red.pdf_521cd7bb93.pdf
 11. Zhang A., Xi J., Sun J., Li X. Pixel-based speckle adjustment for noise reduction in Fourier-domain OCT images// Biomedical Optics Express. 2017. Vol.
-

8(3), 1721-1730. URL: osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-8-3-1721&id=360273

12. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. An algorithm for improving the quality of structural images of turbid media in endoscopic optical coherence tomography// Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE. 2018. 10716, 1071609.

References

1. Chen H., Fu S., Wang H. Journal of Biomedical Optics. 2018. Vol. 23(3), 036014. URL: spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-biomedical-optics/volume-23/issue-03/036014/Speckle-attenuation-by-adaptive-singular-value-shrinking-with-generalized-likelihood/10.1117/1.JBO.23.3.036014.full

2. Pahlevaninezhad H., Lee A.M., Hohert G. Optics Letters. 2016. Vol. 41(14). pp. 3209–3212. URL: osapublishing.org/ol/viewmedia.cfm?uri=ol-41-14-3209&seq=0

3. Zimnyakov D. A., Tuchin V. V. Quantum Electron. 2002, Vol.32. №10. pp. 849–867. URL: iopscience.iop.org/article/10.1070/QE2002v032n10ABEH002307

4. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2011. №4. pp. 9–38.

5. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE. 2018. 10716, 107160A.

6. Li X., Yin J., Hu C. Applied Physics Letters. 2010. Vol. 97(13), 133702. URL: pdfs.semanticscholar.org/60c4/a48d4a4199c711aa17e358787dc5b6c4cb4c.pdf?_ga=2.79512467.684931595.1605188955975589407.160458114

7. Larin K.V., Sampson D.D. Biomedical Optics Express. 2017. Vol. 8(2). 1172–1202. URL: osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-8-2-1172&id=357746



8. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Journal of Physics: Conference Series. 2018. 1084, 012012. URL: iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1084/1/012012/pdf
9. Voronin V.V., Sizjakin R.A., Franc V.A. i dr. Inzenernyj vestnik Dona (Rus), 2013, № 3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2013/1857
10. Bondar' O.V., Chmutin A.M., Chmutin M.A. Inzenernyj vestnik Dona, 2020, № 5. URL: ivdon.ru/uploads/article/pdf/IVD_32__4_Bondar__Chmutin_Chmutin_red.pdf_521cd7bb93.pdf
11. Zhang A., Xi J., Sun J., Li X. Biomedical Optics Express. 2017. Vol. 8(3), 1721-1730. URL: osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-8-3-1721&id=360273
12. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Progress in Biomedical Optics and Imaging. Proceedings of SPIE. 2018. 10716, 1071609.