

**АЛГОРИТМ ПОВЫШЕНИЯ ТКАНЕВОГО КОНТРАСТА
ПРИ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СТРУКТУРЫ СИЛЬНО РАССЕЙВАЮЩИХ
СРЕД МЕТОДОМ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

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

*Кафедра «Биомедицинская техника», sergej.frolov@gmail.com;
ФГБОУ ВО «ТГТУ», Россия, Тамбов*

Ключевые слова: растровое усреднение; структурная реконструкция изображения; эндоскопическая оптическая когерентная томография.

Аннотация: Фантом кровеносного сосуда человека используется для исследования качества структурных изображений в эндоскопической ОКТ. В работе применены малоугловое растровое сканирование, усреднение и многоуровневая фильтрация. При сжатии структурного изображения при растровом усреднении повышается контраст структурного изображения за счет уменьшения уровня спекл-шумов. Сжатие файла является частью процесса построения изображения и проводится для каждого пиксела. Представлена графическая зависимость верхних строк А-сканов структурного изображения стенки фантома кровеносного сосуда.

Предложенный алгоритм позволяет получать высококачественные структурные изображения для гастроэнтерологии, урологии, гинекологии, сердечно-сосудистой диагностики *in vivo* с использованием обычной и эндоскопической ОКТ; характеризуется высокой скоростью обработки исходных данных и оптимальным размером файлов; снижает требования, предъявляемые к полосе пропускания детектора эндоскопической ОКТ-системы. Для вычислений использована рабочая станция HP Z640 Workstation с двумя шестиядерными процессорами E5-2620v3c, видеокарты 4GB NVIDIA Quadro K4200.

Введение

Эндоскопическая оптическая когерентная томография (ОКТ) – разновидность метода ОКТ, где сменное плечо образца используется как эндоскопический зонд [1]. Эндоскопическая ОКТ, как и традиционная, использует излучение ближнего инфракрасного диапазона и обладает пространственным разрешением на уровне микрона, а также высокой скоростью получения структурных изображений. Диагностическая ценность эндоскопической оптической когерентной томографии заключается в том, что методы эндоскопической визуализации обеспечивают диагностику только поверхностей слизистых оболочек органов, а методы оптической когерентной томографии позволяют получать структурные изображения слизистого слоя толщиной до 2,5 мм с высоким пространственным разрешением, то есть обследовать слизистые оболочки в глубину. Таким образом, эндоскопическая ОКТ позволяет не только обнаружить патологию (например, опухоль в желудке), но и оценить ее границы и глубину инвазии [1].

Качество структурных изображений в эндоскопической ОКТ [1, 2], как правило, несколько ниже, чем в традиционной. Трудности при позиционировании эндоскопического зонда в полостях и трактах исследуемого биообъекта приводят к неплотному контакту дистальной головки эндоскопического зонда и исследуемой ткани, и, как следствие из этого, качество структурных изображений снижается. Дистальная головка эндоскопического зонда в процессе обследования загрязняется органическими веществами (слизью, желудочным соком, кровью и т.д.), что также снижает качество структурных изображений. Длина плеча образца (эндоскопического зонда) в системах эндоскопической ОКТ может достигать нескольких метров. К тому же для проведения различных диагностических исследований эндоскопических зонды необходимо постоянно менять, что вызывает частичную потерю динамического диапазона полезного сигнала и, соответственно, снижение качества структурных изображений. Миниатюрные размеры дистальной головки эндоскопического зонда усложняют выбор оптических компонентов, тем самым делая аппаратные подходы к повышению качества структурных изображений в эндоскопической ОКТ технически сложными, и, следовательно достаточно дорогостоящими. Таким образом, программное повышение качества структурных изображений в эндоскопической ОКТ являются актуальным.

В работе реализуется алгоритм получения высококачественных структурных изображений в эндоскопической ОКТ. При растровом сканировании в плече образца метод обеспечивает минимизацию уровня спеклов [3].

Материалы и методы

Проведение исследований основано на использовании установки «ОКТ 1300-Е» фирмы ООО «Биомедтех» (г. Нижний Новгород), представляющей собой оптический волоконный интерферометр с электро-волоконным сканированием по глубине. Данная ОКТ-система имеет центральную длину волны зондирующего излучения 1 300 нм, сменные зонды прямого обзора диаметром 2,8 мм и длиной 3 м, глубину когерентного зондирования 1,5 мм, скорость сканирования 92 кГц и пространственное разрешение около 20 мкм.

Ключевые этапы разработанного алгоритма для повышения качества структурных изображений в эндоскопической ОКТ представлены на рис. 1 (исходные данные – оцифрованный сигнал с детекторов эндоскопической системы ОКТ). На первом шаге с детекторов ОКТ-системы получают исходные данные, которые



Рис. 1. Основные этапы алгоритма повышения качества структурных изображений эндоскопической ОКТ

представляют собой среднюю величину интенсивности излучения, полученного от биологического объекта. Это справедливо для время-разрешенной и спектральной ОКТ [4]. На следующем этапе алгоритма для фильтрации сигнала используется полосовой фильтр Баттерворта 3-го порядка, который обеспечивает сглаживание интерференционного сигнала и устраняет помехи на разных частотах. Далее проводится высокоэффективная пороговая фильтрация. Для этого интерференционный сигнал разделяется на равные по времени сегменты, для которых применяется быстрое преобразование Фурье с оконной функцией Хемминга. Спектрограмма получается путем объединения в функцию двух переменных амплитудных спектров, вычисленных на коротких сегментах. Затем выделяются огибающие демодулированного сигнала на основе преобразования Гильберта. Для сжатия динамического диапазона огибающие логарифмируются [3].

Растровые усреднения для соседних неперекрывающихся пространственных блоков-столбцов и блоков-строк изображения являются следующим и основным блоком предложенного алгоритма. Структурное изображение, построенное на основе огибающих демодулированного сигнала, разделяется на столбцы, которые образуют неперекрывающиеся пространственные блоки. Новое структурное изображение формируется путем попиксельного усреднения соседних блоков-столбцов. Данное изображение только по строкам состоит из неперекрывающихся пространственных блоков. Происходит также попиксельное усреднение соседних блоков-строк и формирование при этом полностью усредненного изображения. Процесс выполнения растровых усреднений контролируется по аналитически выведенной экспоненциальной зависимости размера результирующего изображения (байт) от числа усреднений

$$S = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\sum_{j=1}^m (P_{i,j} + 1) \right) + n}{\sum_{i=1}^n \left(\sum_{j=1}^{\left\lfloor \frac{m}{U} \right\rfloor} (P_{i,j}^* + 1) \right) + n}, \quad (1)$$

где S – показатель сжатия данных; $P_{i,j}$, $P_{i,j}^*$ – размер одного пикселя до и после усреднения соответственно, байт; n , m – соответственно число строк и столбцов в структурном изображении до проведения усреднений; U – число усредняемых неперекрывающихся пространственных блоков-строк или блоков-столбцов; i, j – индексы строки и столбца, являющиеся координатами пикселя в изображении после усреднения. Смысл данного этапа алгоритма заключается в подавлении спекл-шумов при одновременном снижении размера структурного изображения.

Ликвидация аддитивного и импульсного шумов на изображении проводится на этапе медианной фильтрации, который является следующим этапом алгоритма. Далее проводится визуализация полученного В-скана.

Результаты и обсуждение

Предложенный алгоритм повышения качества структурных изображений в эндоскопической ОКТ реализован в среде LabVIEW. Для проверки работоспособности алгоритма и программного обеспечения использовался фантом кровеносного сосуда человека [5, 6].

Если в эндоскопической ОКТ-системе используется растровый способ сканирования, настройки фильтров и показатели растровых усреднений установлены в соответствии с оптимальными, то на основе разработанного алгоритма получаются высококачественные изображения внутренней структуры биологической ткани. Основной вклад в повышение качества изображений вносит устранением фонового шума и снижение спекл-шумов. На рисунке 2 показано структурное изображение стенки фантома кровеносного сосуда до и после обработки по предложенному алгоритму. Размеры изображений $2,2 \times 1,1$ мм.

Время компьютерной обработки исходных данных составляет $0,02 \dots 0,18$ с в зависимости от выбранной сложности обработки. При этом для вычислений использована рабочая станция HP Z640 Workstation (с двумя шестиядерными процессорами E5-2620v3c, видеокартой 4GB NVIDIA Quadro K4200 и 32 GB DDR4-2133 оперативной памяти) [7, 8].

Для количественного подтверждения эффективности предложенного алгоритма приведен график роста значения отношения сигнал/шум с ростом числа растровых усреднений (являющихся ключевыми этапом предложенного алгоритма) (рис. 3). Графическая зависимость построена для 25-ти верхних строк каждого А-скана структурного изображения стенки фантома кровеносного сосуда. Из рисунка наблюдается более высокая эффективность усреднений неперекрывающихся пространственных блоков-столбцов (3 в 1) по отношению к эффективности

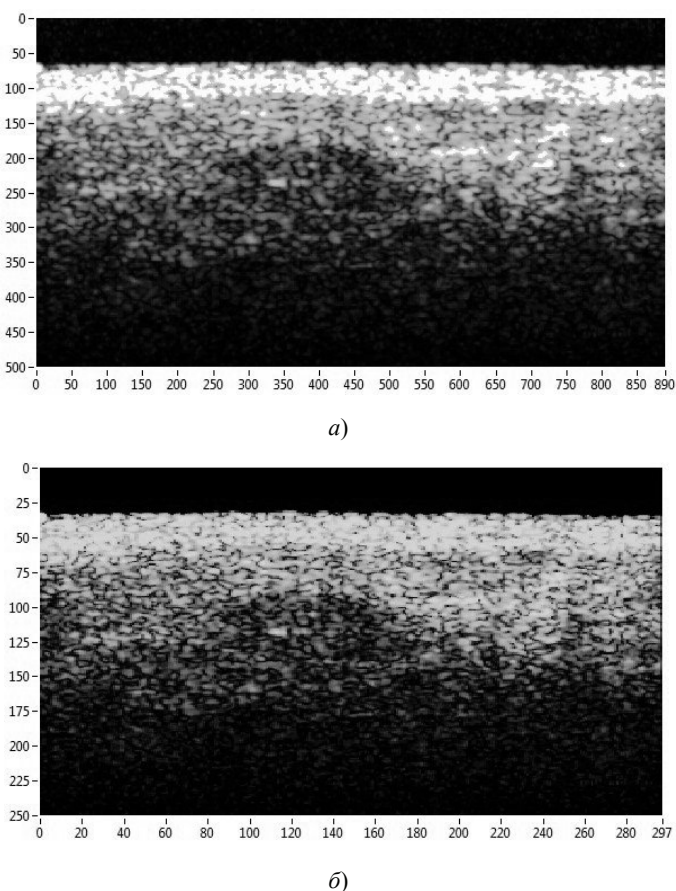


Рис. 2. Структурное изображение фантомной стенки кровеносного сосуда (а), то же изображение (б) после оптимального количества растровых усреднений

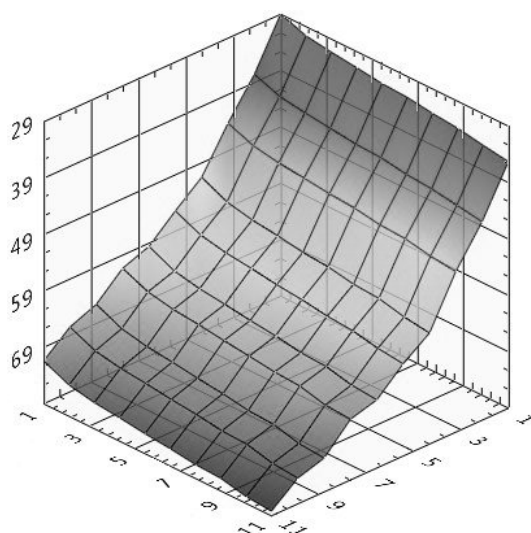


Рис. 3. Трехмерное представление зависимости отношения сигнал/шум от числа растровых усреднений неперекрывающихся пространственных блоков-столбцов и рядные блоки

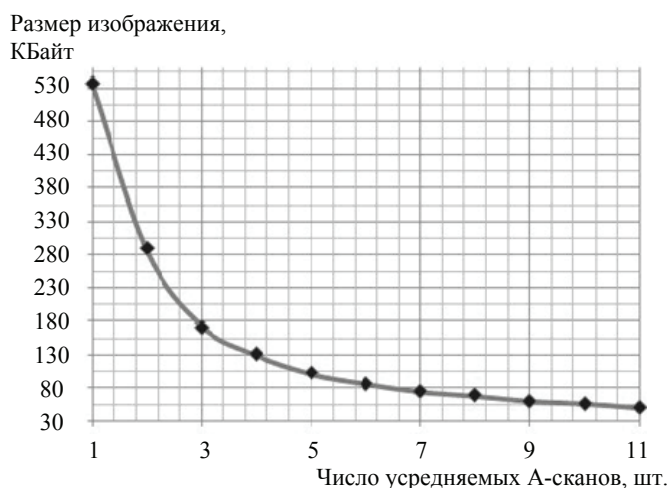


Рис.4. Размер изображения в зависимости от числа усредненных растров в случае формата файла bmp:

◆ – экспериментальные данные; — – результаты вычислений

усреднений неперекрывающихся пространственных блоков-строк (2 в 1). Это объясняется геометрией спеклов при растровом способе сканирования. Спеклы возникают перпендикулярно излучению, которое в данном случае зондирует исследуемый биообъект под разными углами [3, 7, 8].

На рисунке 4 показан график зависимости размера структурного изображения от количества растровых усреднений. Размеры файлов вычислены для структурного изображения стенки фантома кровеносного сосуда экспериментально и по формуле (1). Сравнение результатов показывает практически стопроцентное совпадение, что свидетельствует о корректности предложенного подхода.

Заключение

Представлен алгоритм повышения качества структурных изображений в эндоскопической ОКТ, отличающейся сочетанием многоуровневой фильтрации и растровых усреднений (при растровом способе сканирования) [5, 6]. Отмечено, что сжатие структурного изображения за счет растровых усреднений повышает его качество за счет уменьшения уровня спеклов и фазовых шумов низкокогерентного источника инфракрасного излучения системы ОКТ, так как сжатие является частью процесса построения изображения и проводится над значениями интенсивностей для каждой точки структурного изображения с ОКТ-системы [1, 2]. Спеклы при растровом сканировании возникают перпендикулярно излучению, которое в данном случае зондирует исследуемый биообъект под разными углами [3], что делает растровые усреднения особенно эффективными.

Предлагаемый алгоритм позволяет получать высококачественные структурные изображения для гастроэнтерологии, урологии, гинекологии, оториноларингологии, сердечно-сосудистой диагностики *in vivo* с использованием эндоскопической ОКТ. Кроме того, алгоритм характеризуется высокой скоростью обработки исходных данных и оптимальным размером результирующих структурных изображений; снижает требования, предъявляемые к полосе пропускания детектора эндоскопической ОКТ-системы; упрощает процессы сбора и обработки сырых данных. Разработанный алгоритм может быть использован в оптических когерентных томографах, а также системах УЗИ-диагностики [7, 8]. Возможным направлением дальнейшего развития полученных результатов является компрессионная эластография в эндоскопической ОКТ [9, 10].

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

Список литературы

1. Endoscopic Optical Coherence Tomography: Technologies and Clinical Applications / M. J. Gora, M. J. Suter, G. J. Tearney, X. Li // *Biomedical Optics Express*. – 2017. – Vol. 8, Issue 5. – P. 2405 – 2444.
2. Endoscopic High Resolution Autofluorescence Imaging and OCT of Pulmonary Vascular Networks / H. Pahlevaninezhad, A. M. Lee, G. Hohert, S. Lam // *Optics Letters*. – 2016. – Vol. 41, Issue 14. – P. 3209 – 3212.
3. Proskurin, S. G. Optical Coherence Tomography Imaging Depth Enhancement by Superficial Skin Optical Clearing / S. G. Proskurin, I. V. Meglinski // *Laser Physics Letters*. – 2007. – Vol. 4, No. 11. – P. 824 – 826. doi: 10.1002/lapl.200710056
4. Bashkatov, A. N. Optical Properties of Skin, Subcutaneous, and Muscle Tissues / A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. V. Tuchin // *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. – 2011. – Vol. 4, No. 1. – P. 9 – 38.
5. Assessment of Coronary Stent by Optical Coherence Tomography, Methodology and Definitions / E. A. Mehanna, G. F. Attizzani, H. Kyono [et al.] // *The International Journal of Cardiovascular Imaging*. – 2011. – Vol. 27 (2). – P. 259 – 269.
6. Sindeev, S. V. Mathematical Modeling of Hemodynamics in Patient-Specific Model of Cerebral Aneurysm / S. V. Sindeev, S. V. Frolov, J. S. Bauer // *Вестн. Тамб. гос. техн. ун-та* – 2015. – Т. 21, № 3. – С. 424 – 428. doi: 10.17277/vestnik.2015.03.pp.424-428
7. Modelling of a Structural Image of a Biological Object Obtained by Means of Optical Coherent Tomography using the Monte Carlo Method Based on the Voxel

Geometry of a Medium / S. V. Frolov, A. Yu. Potlov, D. A. Petrov, S. G. Proskurin // Quantum Electronics. – 2017. – Vol. 47 (4). – P. 347 – 354.

8. Monte-Carlo Simulation of OCT Structural Images of Human Skin using Experimental B-scans and Voxel Based Approach to Optical Properties Distribution / S. V. Frolov, A. Yu. Potlov, D. A. Petrov, S. G. Proskurin // Progress in Biomedical Optics and Imaging : Proceedings of Fourth International Symposium on Optics and Biophotonics (Saratov Fall Meeting 2016), 27 – 30 September, 2016, Saratov. – SPIE, 2017. – Vol. 10336.

9. Frolova, M. S. Regulations on Medical Devices in Different Countries / M. S. Frolova, S. V. Frolov, I. A. Tolstukhin // Вестн. Тамб. гос. техн. ун-та. – 2014. – Т. 20, № 4. – С. 726 – 733.

10. Larin, K. V. Optical Coherence Elastography – OCT at Work in Tissue Biomechanics / K. V. Larin, D. D. Sampson // Biomedical Optics Express. – 2017. – Vol. 8 (2). – P. 1172 – 1202.

An Algorithm for Increasing Tissue Contrast in Visualization of the Structure of Complex Scattering Media by Optical Coherent Tomography

S. V. Frolov, A. Yu. Potlov, T. A. Frolova, S. G. Proskurin

*Department of Biomedical Engineering, bmt@tstu.ru;
TSTU, Russia, Tambov*

Keywords: raster averaging; structural reconstruction of the image; endoscopic optical coherence tomography.

Abstract: A phantom of a human blood vessel is used to study the quality of structural images in endoscopic OCT. Small-angle raster scanning, averaging and multilevel filtering are used. Compression of the structural image with raster averaging increases the contrast of the structural image by reducing the level of speckle noise. File compression is part of the imaging process and is performed for each pixel. The graphical dependence of the upper lines of the A-scans of the structural image of the blood vessel phantom wall is presented.

The proposed algorithm allows obtaining high-quality structural images for gastroenterology, urology, gynecology, and *in vivo* cardiovascular diagnostics using conventional and endoscopic OCT; characterized by high processing speed of initial data and optimal file size; reduces the requirements for the detector bandwidth of the endoscopic OCT system. For calculations, an HP Z640 Workstation with two six-core E5-2620v3c processors and a 4GB NVIDIA Quadro K4200 video card was used.

References

1. Gora M.J., Suter M.J., Tearney G.J., Li X. Endoscopic Optical Coherence Tomography: Technologies and Clinical Applications, *Biomedical Optics Express*, 2017, vol. 8, issue 5, pp. 2405-2444.

2. Pahlevaninezhad H., Lee A.M., Hohert G., Lam S. Endoscopic High Resolution Autofluorescence Imaging and OCT of Pulmonary Vascular Networks, *Optics Letters*, 2016, vol. 41, issue 14, pp. 3209-3212.

3. Proskurin S.G., Meglinski I.V. Optical Coherence Tomography Imaging Depth Enhancement by Superficial Skin Optical Clearing, *Laser Physics Letters*, 2007, vol. 4, no. 11, pp. 824-826, doi: 10.1002/lapl.200710056
 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, vol. 4, no. 1, pp. 9-38.
 5. Mehanna E.A., Attizzani G.F., Kyono H., Hake M., Bezerra H.G. Assessment of Coronary Stent by Optical Coherence Tomography, Methodology and Definitions, *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 2011, vol. 27 (2), pp. 259-269.
 6. Sindeev S.V., Frolov S.V., Bauer J.S. Mathematical Modeling of Hemodynamics in Patient-Specific Model of Cerebral Aneurysm, *Transactions of the Tambov State Technical University*, 2015, vol. 21, no. 3, pp. 424-428, doi: 10.17277/vestnik.2015.03.pp.424-428
 7. Frolov S.V., Potlov A.Yu., Petrov D.A., Proskurin S.G. Modelling of a Structural Image of a Biological Object Obtained by Means of Optical Coherent Tomography using the Monte Carlo Method Based on the Voxel Geometry of a Medium, *Quantum Electronics*, 2017, vol. 47 (4), pp. 347-354.
 8. Frolov S.V., Potlov A.Yu., Petrov D.A., Proskurin S.G. Progress in Biomedical Optics and Imaging, Proceedings of Fourth International Symposium on Optics and Biophotonics (Saratov Fall Meeting 2016), 27 - 30 September, 2016, Saratov, SPIE, 2017, vol. 10336.
 9. Frolova M.S., Frolov S.V., Tolstukhin I.A. Regulations on Medical Devices in Different Countries, *Transactions of the Tambov State Technical University*, 2014, vol. 20, no. 4, pp. 726-733.
 10. Larin K.V., Sampson D.D. Optical Coherence Elastography - OCT at Work in Tissue Biomechanics, *Biomedical Optics Express*, 2017, vol. 8 (2), pp. 1172-1202.
-

Algorithmus zur Erhöhung des Gewebekontrasts bei der Visualisierung der Struktur von stark streuenden Medien durch optische Kohärenztomographie

Zusammenfassung: Das Phantom des menschlichen Blutgefäßes wird verwendet, um die Qualität von Strukturbildern in der endoskopischen OKT zu untersuchen. Es werden Kleinwinkel-Rasterabtastung, Mittelwertbildung und mehrstufige Filtration verwendet. Die Komprimierung des Strukturbildes mit Rastermittelung erhöht den Kontrast des Strukturbildes, indem der Pegel des Speckle-Rauschens verringert wird. Die Dateikomprimierung ist Teil des Bildgebungsprozesses und wird für jedes Pixel durchgeführt. Es ist die grafische Abhängigkeit der oberen Zeilen der A-Scans des Strukturbildes der Phantomwand des Blutgefäßes dargestellt.

Der vorgeschlagene Algorithmus ermöglicht es, qualitativ hochwertige Strukturbilder für Gastroenterologie, Urologie, Gynäkologie, kardiovaskuläre In-vivo-Diagnostik unter Verwendung konventioneller und endoskopischer OKT zu erhalten; zeichnet sich durch eine hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit der Quelldaten und eine optimale Dateigröße aus; reduziert die Anforderungen an die Bandbreite des endoskopischen OKT-Detektors. Für Berechnungen wurde eine HP Z640 Workstation mit zwei Sechs-Kern-E5-2620v3c-Prozessoren und einer 4 GB NVIDIA Quadro K4200-Grafikkarte verwendet.

Algorithme d'augmentation du contraste tissulaire lors de la visualisation de la structure des milieux fortement diffuseurs par la méthode de la tomographie de cohérence optique

Résumé: Le fantôme d'un vaisseau sanguin humain est utilisé pour évaluer la qualité des images structurales en endoscopie. Le bitmap à faible angle et le filtrage à plusieurs niveaux sont utilisés. Lors de la compression d'une image de structure, est augmenté le contraste de l'image de structure compte tenue de la réduction du niveau de bruit de chatoiement. La compression du fichier fait partie du processus de la création de l'image; elle est effectuée pour chaque pixel. Est présentée la dépendance graphique des lignes supérieures des A-scans de l'image structurale de la paroi du vaisseau sanguin fantôme.

L'algorithme proposé permet d'obtenir des images structurales de haute qualité pour la gastroentérologie, l'urologie, la gynécologie et le diagnostic cardiovasculaire *in vivo* à l'aide d'endoscopie conventionnelle; est caractérisé par une vitesse du traitement élevée des données et d'une taille de fichier optimale; réduit les exigences de bande passante du détecteur du système endoscopique. Pour le calcul, la station de travail HP Z640 Workstation est équipée de deux processeurs à six cœurs E5-2620v3c et d'une carte graphique NVIDIA Quadro k4200 de 4 Go.

Авторы: *Фролов Сергей Владимирович* – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Биомедицинская техника»; *Потлов Антон Юрьевич* – кандидат технических наук, доцент кафедры «Биомедицинская техника»; *Фролова Татьяна Анатольевна* – кандидат технических наук, доцент кафедры «Биомедицинская техника»; *Проскурин Сергей Геннадьевич* – доктор технических наук, профессор кафедры «Биомедицинская техника», ФГБОУ ВО «ТГТУ», г. Тамбов, Россия.

Рецензент: *Дивин Александр Георгиевич* – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Мехатроника и технологические измерения», ФГБОУ ВО «ТГТУ», г. Тамбов, Россия.