

УДК 004.9

**Е.С. Сирота**, канд. мед. наук, с.н.с., ФГБУН "Центр информационных технологий в проектировании Российской академии наук" (Россия, 143000, Одинцово, Московская обл., ул. Маршала Жукова, 30а) (e-mail: info@ditc.ras.ru)

**М.И. Труфанов**, канд. техн. наук, с.н.с., ФГБУН "Центр информационных технологий в проектировании Российской академии наук" (Россия, 143000, Одинцово, Московская обл., ул. Маршала Жукова, 30а) (e-mail: info@ditc.ras.ru)

## **РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ И СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ПАЦИЕНТА ПО ДАННЫМ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО И КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФОВ**

*В работе представлены алгоритм и структурно-функциональная организация устройства для визуализации внутренних органов на основе построения объемной модели анализируемого пространства посредством анализа данных магнитно-резонансных и компьютерных томографов. Принцип обработки томографических изображений базируется на разделении органов и тканей внутрибрюшной полости на основе выделения их контуров на отдельных оптических срезах и последующем объединении контуров отдельных объектов на смежных оптических срезах в единые объекты. Для отнесения ткани к одному из априори заданных классов биологических объектов используется информация о распределении локальных спектральных характеристик участка изображения, уточняемая адаптивно с учетом параметров текущих обрабатываемых изображений. Разработанное решение позволяет осуществлять ввод данных, оценку статистических характеристик распределения шума, оценку яркости, оценку разрешающей способности приборов, обеспечивших получение томографических изображений; предварительную сегментацию объектов; вычисление порогов адаптивной пороговой обработки границ сегментов и построение контуров; анализ связности и непрерывности контуров на отдельных кадрах и на смежных кадрах; отображение объектов с использованием алгоритмов и библиотек трехмерной графики.*

*Отличительной особенностью предложенного метода является повышенная точность локализации объектов за счет предварительной декомпозиции объектов с учетом их локальных свойств и уточняющего вычисления порога, определяющего границы областей изображения, соответствующих различным биологическим структурам. Разработан макет программного обеспечения для проверки разработанных алгоритмов синтеза биологических объектов внутрибрюшного пространства. Выполненные экспериментальные исследования построения рабочей сцены внутрибрюшного пространства подтвердили адекватность созданных теоретических подходов и алгоритмического обеспечения. Предложено специализированное устройство, позволяющее реализовать предложенный алгоритм на аппаратном уровне. Разработанные технические решения могут быть использованы для подготовки и визуализации данных при диагностике и планировании операций в хирургии.*

**Ключевые слова:** обработка изображений; хирургия; модель; роботоассистированный; контурный анализ; сегментация.

**DOI:** 10.21869/2223-1560-2018-22-6-189-197

**Ссылка для цитирования:** Сирота Е.С., Труфанов М.И. Разработка алгоритмического обеспечения и специализированного устройства для визуализации внутренних органов пациента по данным магнитно-резонансного и компьютерного томографов // Известия Юго-Западного государственного университета. 2018. Т. 22, № 6(81). С. 189-197.

\*\*\*

### **Введение**

Основным направлением развития методов и средств совершенствования средств повышения качества проведения хирургических операций в различных областях медицины является внедрение информационных технологий для формиро-

вания признаков и решения задач диагностики [1-4]. Важной задачей в этой сфере является построение и визуализация объемных сцен, отображающих расположение внутренних органов и тканей и позволяющих врачу с большей наглядностью выполнить диагностику состояния паци-

ента или разработать план хирургического вмешательства [4-8].

К настоящему времени в некоторой степени развиты зарубежные средства автоматизации анализа томографических данных, позволяющие визуализировать анализируемое внутреннее пространство для диагностических целей. Однако, как правило, данные средства не удовлетворяют объективным потребностям по точности локализации органов, или требуют использования значительных вычислительных ресурсов. Кроме того, данные программные средства весьма дороги для российского потребителя.

Так, например, существует способ для генерации двумерных и трехмерных карт на основе данных магнитно-резонансного томографа [9], особенностью которого является извлечение данных о пикселях (вокселях) посредством анализа уровня сигнала магнитно-резонансных изображений. Недостатком данного метода является недостаточная точность трехмерной реконструкции внутренних органов.

Другим типичным представителем известных решений является способ и устройство [10] для автоматизированной обработки изображений мозга. Недостатками данного решения являются малое быстродействие устройства и низкая точность построения модели пространства, что весьма важно для синтеза качественной объемной модели для задач традиционной и роботизированной хирургии.

Анализ других зарубежных научно-технических источников в данной предметной области в целом подтверждает недостатки, представленные на примере двух вышеуказанных технических решений. Отечественные программные средства практически не развиты, или же

обеспечивают решение лишь частных задач [11, 12].

### **Постановка задачи**

Таким образом, очевидна необходимость создания алгоритмического, программного обеспечения и специализированного устройства, которые позволят реализовать посредством анализа томографических изображений качественную, с точки зрения точности локализации внутренних органов, визуализацию внутрибрюшного пространства.

### **Метод решения**

Предлагаемое решение позволяет синтезировать объемную модель внутрибрюшного пространства для задач диагностики и оперативного вмешательства. Отличительной особенностью разработанного алгоритма является возможность работы не только с томографическими данными, полученными магнитно-резонансным томографом, но и с компьютерным томографом. При этом, по сравнению с аналогами, разработанный алгоритм обеспечит более высокую точность локализации границ поверхностей внутренних органов.

Метод решения основан на анализе серий томографических изображений и визуализации изображений биологических объектов.

Разработанный метод включает следующие основные этапы обработки:

- ввод исходных данных и оценку статистических характеристик распределения шума, оценку яркости, оценку разрешающей способности приборов, обеспечивших получение томографических изображений;
- предварительную сегментацию объектов на каждом кадре для оценки

общего количества классов сегментированных объектов, которые далее будут использованы для декомпозиции областей изображений на отдельные ткани всех кадров. Это сократит объем вычислений и при этом позволит реализовать необходимую точность за счет того, что будут далее обработаны только те объекты, которые присутствуют на большей части кадров;

– вычисление порогов адаптивной пороговой обработки границ сегментов и

построение контуров, описывающих границы тканей и органов на изображениях;

– анализ связности и непрерывности контуров на отдельных кадрах и на смежных кадрах, определяющих изменение формы органа в объеме анализируемой области (как правило, внутрибрюшной полости);

– отображение объектов с использованием алгоритмов и библиотек трехмерной графики.

Рассмотрим более подробно блоки алгоритма обработки изображений (рис. 1).

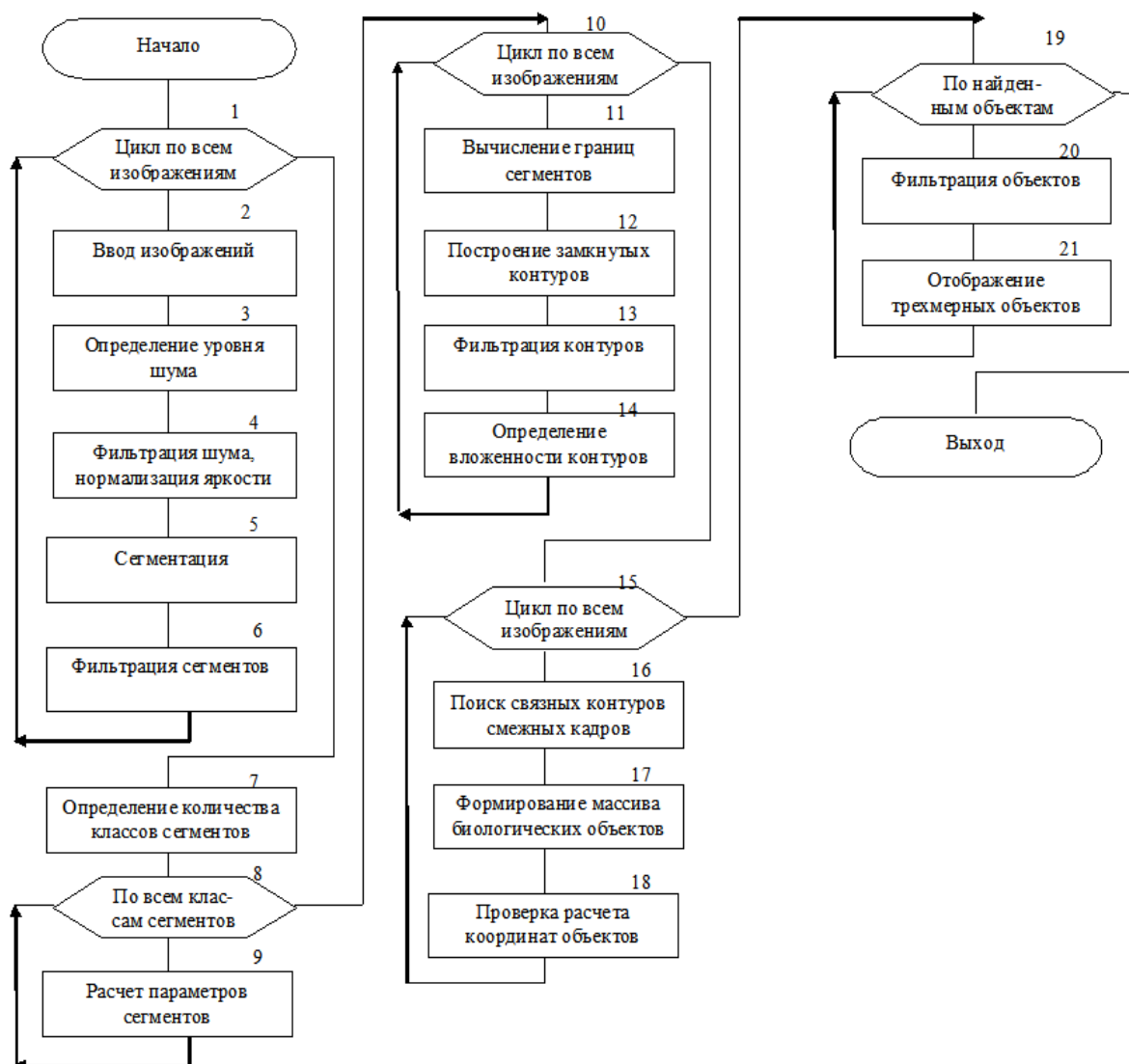


Рис. 1. Алгоритм анализа серий томографических изображений и визуализации изображений биологических объектов

Алгоритм представляет собой группы циклов обработки. Первый цикл – блоки 1-6, в данных блоках выполняется предварительная обработка изображений и вычисление необходимых для последующего анализа параметров изображений. В этих же блоках выполняется сегментация каждого кадра, необходимая для определения количества различных биологических объектов, что далее обеспечивает более точное определение их границ и дополнительное разделение объектов от помех.

Второй цикл – блоки с 7 по 9 – позволяет определить общее количество одинаковых сегментов по всей последовательности томографических изображений и рассчитать пороги, которые далее в третьем цикле обработки – в блоках 10-14 будут использованы для окончательной декомпозиции каждого кадра изображений биологических объектов. Также в третьем цикле в блоках 10-14 выполняется контурный анализ, целью которого является точное определение границ объектов. Четвертый цикл обработки с блока 15 по блок 18 позволяет определить смещение каждого объекта от кадра к кадру, проверить принадлежность контуров одному объекту и тем самым построить совокупность замкнутых контуров, которая фактически и представляет описание границ объемного объекта. Таким образом, к данному моменту обработки построен массив объемных объектов, определяемый их границами относительно выбранной точки анализируемого пространства. Далее в блоках 19-21 производится визуализация полученных объемных моделей биологических объектов.

Таким образом, представленный алгоритм обеспечивает построение массива

объемных объектов и визуализацию объектов. Рассмотрим далее специализированное устройство, которое обеспечивает реализацию разработанного алгоритма на аппаратном уровне, что позволяет создать портативное устройство.

#### **Структурно-функциональная организация специализированного устройства анализа серий томографических изображений и визуализации изображений биологических объектов**

Для реализации разработанного алгоритма предложено устройство, позволяющее реализовать на аппаратном уровне созданный алгоритм.

Устройство обеспечивает повышение точности формирования и визуализации трехмерной модели внутреннего анализируемого пространства в целях планирования хирургических операций и диагностики и обладает достаточной для практического использования скоростью отображения данных.

Разработанное устройство состоит из следующих блоков: входной модуль, буферное запоминающее устройство, модуль преобразователь, модуль преобразования, контроллер коммуникатор, оперативное запоминающее устройство, вычислительный контроллер, модуль коммуникации.

При работе устройства на вход коммуникатора (от внешнего источника) поступает команда считывания данных, представляющих набор исходных томографических изображений. Контроллер коммуникации подает сигнал во входной модуль, который кадр за кадром получает входную последовательность изображений и передает очередной кадр со своего входа-выхода на вход-выход модуля преобразователя.

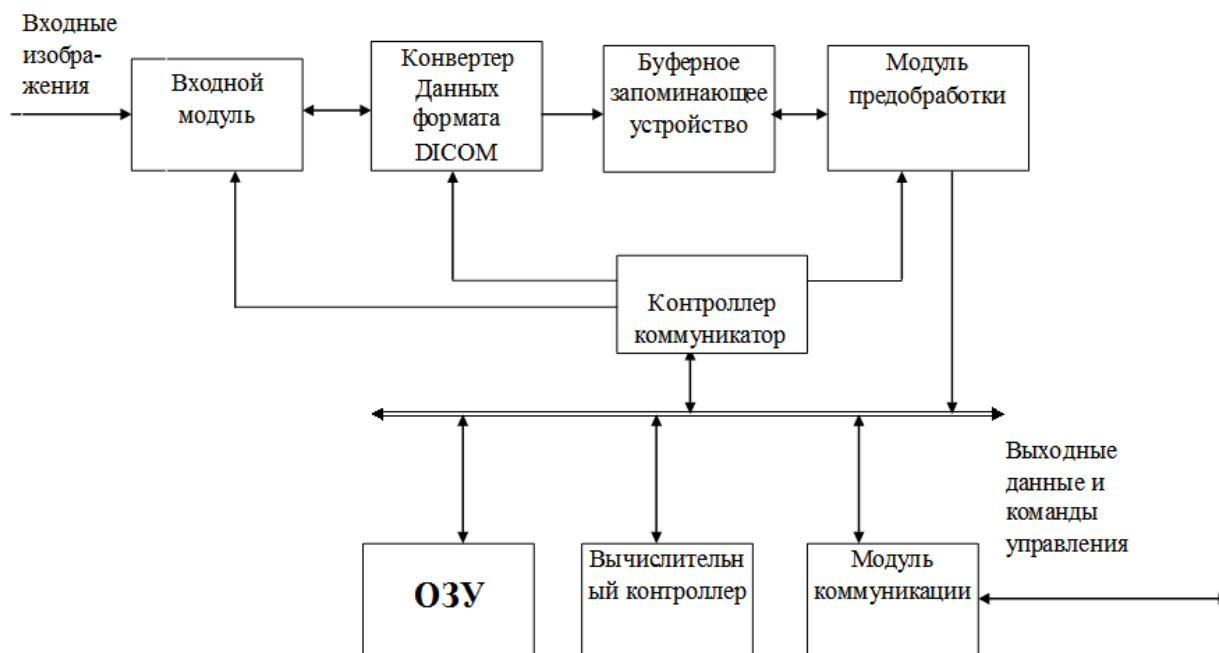


Рис. 2. Структурно-функциональная организация устройства для обработки томографических изображений

Модуль предобработки считывает из буферного ЗУ данные о распределении яркости оптического среза и выполняет операции, описанные в блоках 1-7 алгоритма (см. рис. 1), направленные на вычисление границ контуров объектов. По завершении обработки очередного кадра модуль предобработки передает уведомляющий сигнал о готовности начать обработку очередного кадра. В результате в ОЗУ хранятся вычисленные характеристики объектов каждого исходного оптического снимка для всей последовательности томографических данных.

Контроллер, получив ранее переданный от модуля предобработки сигнал о завершении анализа двумерных данных, приступает к построению объектов рабочей объемной сцены посредством анализа хранящихся в ОЗУ данных о двумерных оптических срезах в соответствии с блоками 7-18 алгоритма (см. рис. 1). Для каждого замкнутого объекта на исходном

изображении, контроллер на смежном кадре ищет объект, имеющий близкие по координатам точек контура объекты аналогичной формы и в случае успеха формирует вектор связей между двумя смежными кадрами, определяющими принадлежность контуров объекта единому биологическому объекту (блок 16, алгоритм рис. 1).

Вычисленные для каждого биологического объекта взаимосвязи границ контуров контроллер записывает в ОЗУ. По завершении обработки всех двумерных кадров контроллером в ОЗУ хранятся описания сформированных контроллером объемных объектов внутрибрюшного пространства.

### Результаты

На рисунках 3–4 представлены результаты синтеза рабочей сцены внутрибрюшного пространства на основе анализа данных магнитно-резонансного томографа согласно разработанному алгоритму.

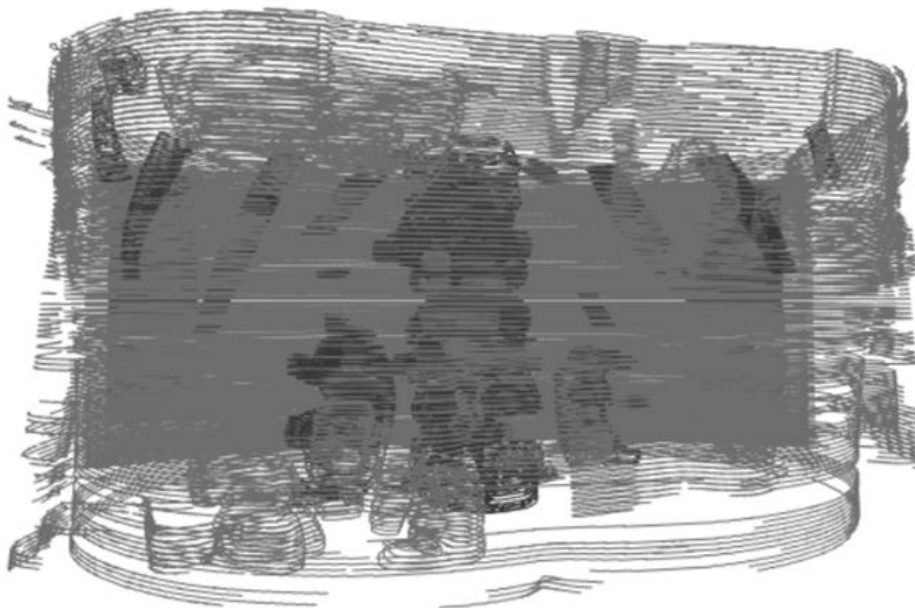


Рис. 3. Общий вид рабочей сцены

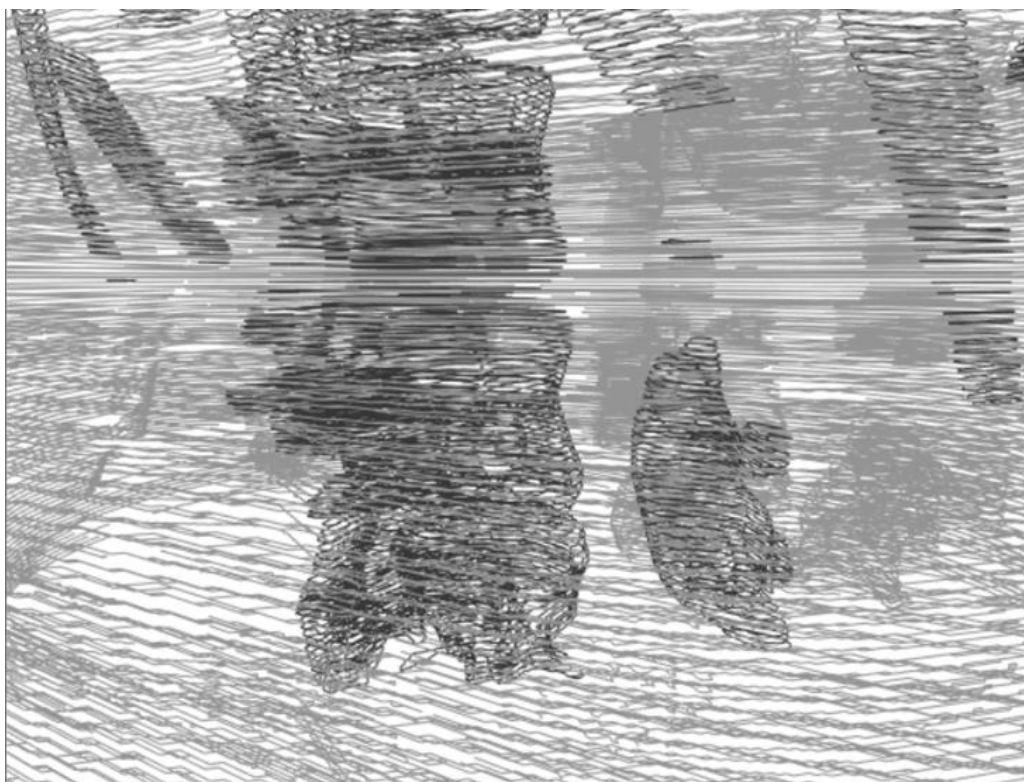


Рис. 4. Отдельные биологические объекты внутрибрюшного пространства

Каждый из биологических объектов может быть отдельно показан на изображении для дополнительного исследования его формы и пространственного местоположения.

#### **Заключение**

Таким образом, рассмотренные алгоритм и специализированное устройство позволяют повысить точность формиро-

вания трехмерной модели внутрибрюшного пространства, декомпозированного на отдельные органы и ткани за счет использования операций контурного векторного описания двумерных объектов и последующего синтеза на их основе трехмерных объемных объектов с учетом вычисленных координат границ контуров объектов и их локальных яркостных характеристик. Разработанные и представленные алгоритм и техническое решение могут быть использованы для подготовки и визуализации данных при диагностике и планировании операций в хирургии.

#### Список литературы

1. Виртуальные технологии в современной хирургии / П.В. Глыбочко, Ю.Г. Аляев, Л.М. Рапопорт, Д.Н. Фиев, И.П. Матюхов, Г.А. Мартиросян // Российские медицинские вести. 2014. Т. 19. № 1. С. 4-16.
2. Плесканос Л.В., Филист С.А. Формирование морфологических признаков сложноструктурируемых сигналов на основе гибридных ортогональных преобразований // Известия Юго-Западного государственного университета. 2012. № 5-2 (44). С. 33-38.
3. Филист С.А., Кассим К.Д.А., Руцкой Р.В. Гибридные решающие системы для прогнозирования послеоперационных осложнений у больных с доброкачественной гиперплазией предстательной железы // Известия Юго-Западного государственного университета. 2013. № 5 (50). С. 40-49.
4. Формирование признакового пространства для задач классификации сложноструктурируемых изображений на основе спектральных окон и нейросетевых структур / С.А. Филист, К.Д. Али Кассим, А.А. Кузьмин, О.В. Шаталова, Е.А. Алябьев // Известия Юго-Западного государственного университета. 2016. № 4 (67). С. 56-68.
5. J. Montagnat and H. Delingette, "Volumetric Medical Images Segmentation Using Shape Constrained Deformable Models," Proc. First Joint Con5 CVRMed-MRCAS '97, J. Troccaz, E. Grimson, and R. Mosges, eds. Mar. 1997.
6. J. Sharpe, U. Ahlgren, P. Perry, B. Hill, A. Ross, J. Hecksher-Sorensen, R. Baldock and D. Davidson. Optical projection tomography as a tool for 3D microscopy and gene expression studies. Science, 296: 541-545, 2002.
7.  $^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT visualisation of tumor seeding after percutaneous radiofrequency ablation of metastases / Zanotti-Fregonara, P., Hindié, E., Albertini, AF. et al. // Eur J Nucl Med Mol Imaging (2007) // European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. February 2007. Vol. 34, no. 2. P.305
8. Rowe S.P., Chu L.C. & Fishman, E.K. Cinematic rendering of small bowel pathology: preliminary observations from this novel 3D CT visualization method // Abdominal Radiology. November 2018. Vol. 43. Issue 11. P. 2928–2937.
9. Method of generating 2D or 3D maps of MRI T1 and T2 relaxation times. Заявка на патент на изобретение США № 20120223710, 6.09.2012 г.
10. Automatic 3d segmentation and cortical surfaces reconstruction from t1 MRI. Заявка США № 20160292847, 6.10.2016 г.
11. 3-d- технологии при операциях на почке. От хирургии виртуальной к реальной / Н.В. Петровский, Л.М. Рапопорт, Д.Н. Фиев, Р.Р. Харчилава, С.Б. Хохлачев, Д.Г. Цариченко, Е.В. Шпоть. М.: ООО ИГ "ГЭОТАР-Медиа", 2014. 291 с.

12. Трехмерное моделирование опухолевого процесса в почке с последующим планированием оперативного вмешательства на ней / П.В. Глыбочко, Ю.Г. Аляев, С.К. Терновой, Н.К. Дзеранов, С. Хохлачев, Н.Д. Ахвледиани,

Н.В. Петровский, Д.Н. Фиев // Бюллетень сибирской медицины. 2012. Т. 11. № S1. С. 38-40.

*Поступила в редакцию 21.11.18*

UDC 004.9

**E.S. Sirota**, Candidate of Medical Sciences, Senior Researcher, Design Information Technologies Center of Russian Academy of Sciences (Russia, 143000, Odintsovo, Moscow region, Marshal Zhukov str., 30a) (e-mail: info@ditc.ras.ru)

**M.I. Truphanov**, Candidate of Engineering Sciences, Senior Researcher, Design Information Technologies Center of Russian Academy of Sciences (Russia, 143000, Odintsovo, Moscow region, Marshal Zhukov str., 30a) (e-mail: info@ditc.ras.ru)

#### **DEVELOPMENT OF ALGORITHMIC SUPPORT AND A DEDICATED DEVICE FOR IMAGING THE INTERNAL ORGANS OF THE PATIENT ACCORDING TO MRI AND CT SCANNERS**

*In work the algorithm of restoration of the images damaged as a result of influence of noise of various nature is considered. The advantages and disadvantages of the existing approaches, as well as the prospects of using artificial neural networks, are noted. A double-layer neural network is used as an image restoration tool, and it is assumed that the location of the damaged pixels is known. A neuron is represented as a 3x3 array, where each element of the array has a pixel color value that corresponds to the value of that color in the palette. The neural network is trained on intact images, while the color difference of pixels acts as a learning criterion. For a more accurate restoration, it is recommended at the training stage to select images similar in color to damaged ones. At the recovery stage, neurons (3x3) are formed around the damaged pixels, so that the damaged pixel is located in the middle of the neuron data array. The damaged pixel is assigned a neuron value depending on the average value of the weights matrix. An algorithm for the restoration of pixels, as well as its software implementation. The simulation was carried out in the RGB palette separately for each channel. To assess the quality of the recovery were selected groups of images with varying degrees of damage. Unlike existing solutions, the algorithm has the simplicity of implementation. The research results show that regardless of the degree of damage (within 50%), about 70% of damaged pixels are restored. Further studies suggest a modification of the algorithm to restore images with enlarged areas of damage, as well as adapting it to restore three-dimensional images.*

**Key words:** image processing; surgery; model; robot-assisted; contour analysis; segmentation.

**DOI:** 10.21869/2223-1560-2018-22-6-189-197

**For citation:** Sirota E.S., Truphanov M.I. An Algorithm for the Restoration of Pixels Image Base on the Neural Network. Proceedings of the Southwest State University, 2018, vol. 22, no. 6(81), pp. 189-197 (in Russ.).

\*\*\*

#### **Reference**

1. Glybochko P.V., Aljaev Ju.G., Rapoport L.M., Fiev D.N., Matjuhov I.P., Martirosjan G.A. Virtual'nye tehnologii v

sovremennoj hirurgii. *Rossijskie medicinskie vesti*, 2014, vol. 19, no. 1, pp. 4-16.

2. Pleskanos L.V., Filist S.A. Formirovanie morfologicheskikh priznakov slozhnostrukturiruemih signalov na osnove gibrid-



nyh ortogonal'nyh preobrazovanij. *Izvestija Jugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta*, 2012, no. 5-2 (44), pp. 33-38.

3. Filist S.A., Kassim K.D.A., Ruc'koj R.V. Gibridnye reshajushhie sistemy dlja prognozirovanija posleoperacionnyh oslozhenij u bol'nyh s dobrokachestvennoj giperplaziej predstatel'noj zhelezy. *Izvestija Jugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta*, 2013, no. 5 (50), pp. 40-49.

4. Filist S.A., Ali Kassim K.D., Kuz'min A.A., Shatalova O.V., Aljab'ev E.A. Formirovanie priznakovogo prostranstva dlja zadach klassifikacii slozhnostrukturi-ruemyh izobrazhenij na osnove spektral'nyh okon i nejrosetevykh struktur. *Izvestija Jugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta*, 2016, no. 4 (67), pp. 56-68.

5. J. Montagnat and H. Delingette, "Volumetric Medical Images Segmentation Using Shape Constrained Deformable Models," Proc. First Joint Con5 CVRMed-MRCAS '97, J. Troccaz, E. Grimson, and R. Mosges, eds. Mar, 1997.

6. Sharpe J., Ahlgren U., Perry P., Hill B., Ross A., Hecksher-Sorensen J., Baldock R., Davidson D.. Optical projection tomography as a tool for 3D microscopy and gene expression studies. *Science*, 296, 541-545, 2002.

7. Zanotti-Fregonara P., Hindié E., Albertini AF. [et al.] 18F-FDG PET/CT visual-

isation of tumor seeding after percutaneous radiofrequency ablation of metastases. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* (2007). *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, February 2007, vol. 34, no. 2, p.305.

8. Rowe S.P., Chu L.C. & Fishman E.K. Cinematic rendering of small bowel pathology: preliminary observations from this novel 3D CT visualization method. *Abdominal Radiology*, november 2018, vol. 43, is. 11, pp 2928–2937.

9. Method of generating 2D or 3D maps of MRI T1 and T2 relaxation times. Zajavka na patent na izobretenie SShA № 20120223710, 6.09.2012 g.

10. Automatic 3d segmentation and cortical surfaces reconstruction from t1 MRI. Zajavka SShA № 20160292847, 6.10.2016 g.

11. Petrovskij N.V., Rapoport L.M., Fiev D.N., Harchilava R.R., Hohlachev S.B., Carichenko D.G., Shpot' E.V. 3-d- tehnologii pri operacijah na pochke. Ot hirurgii virtual'noj k real'noj. Moscow, 2014, 291 p.

12. Glybochko P.V., Aljaev Ju.G., Ternovoj S.K., Dzeranov N.K., Hohlachev S., Ahvlediani N.D., Petrovskij N.V., Fiev D.N. Trehmernoje modelirovanie opuholevogo processa v pochke s posledujushhim planirovaniem operativnogo vmeshatel'stva na nej. *Bjulleten' sibirskoj mediciny*, 2012, vol. 11, no. S1, pp. 38-40.