

DOI: 10.5862/JCSTCS.247.5

УДК 004.932.2

Н.И. Лиманова, С.Г. Атаев

АЛГОРИТМ ПРОГРАММНОЙ ПАРАМЕТРИЗАЦИИ ОБЪЕКТОВ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ И ЕГО ПРАКТИЧЕСКАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

N.I. Limanova, S.G. Ataev

COMPUTER-AIDED PARAMETRIZATION ALGORITHM FOR TOMOGRAPHIC OBJECTS AND ITS PRACTICAL REALIZATION

Компьютерная томография используется в медицине для решения широкого спектра диагностических задач. Вместе с развитием средств получения снимков активно ведутся разработки в области создания систем компьютерной диагностики. В настоящее время существует ряд методов улучшения визуализации снимков и реконструкции 3D-моделей изучаемых объектов. Это позволяет упростить чтение изображений, но не приводит к автоматическому вычислению параметров исследуемых объектов. Кроме того, существует класс задач параметризации небольших образований или полостей, которые находятся внутри изучаемых объектов и занимают небольшую часть снимка. Известные способы автоматизированной обработки снимков не позволяют выполнять идентификацию и параметризацию подобных объектов. В статье предложены алгоритм и его программная реализация, дающие возможность проводить визуализацию малых объектов, представленных на снимках компьютерной томографии, программно определять их границы и вычислять параметры данных объектов с высокой точностью, что способствует совершенствованию диагностики заболеваний и сокращению количества повторных томографических исследований.

АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ; ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ; КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ; СИСТЕМЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ; ПАРАМЕТРИЗАЦИЯ; АЛГОРИТМ; ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ.

Nowadays X-ray computed tomography is widely used in medicine for solving various diagnostic problems. At the same time there is a large group of software whose function is to automate diagnostic processes, also known as computer-aided diagnosis software. However, there are still some processes which have not been automated yet. This concerns the parameters for calculating small objects of examination, such as pathological tumors, sinuses and so on, which occupy only a small part of the tomographic image. The known methods of automated image processing do not allow carrying out identification and parametrization of such objects. This study has proposed the algorithm and its software implementation allowing to visualize small objects in tomographic images, detect the boundaries of these objects and calculate their parameters with a high precision. This data can help medical professionals to make the diagnosis more precisely and faster and to reduce the number of repeated tomographic tests.

IMAGE ANALYSIS; IMAGE PROCESSING; X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY; COMPUTER-AIDED DIAGNOSIS; PARAMETER EVALUATION; ALGORITHM; APPLICATION SOFTWARE.

В настоящее время компьютерная томография (КТ) используется в медицине для

решения широкого спектра диагностических задач [1]. Вместе с развитием средств

получения томографических снимков активно ведутся разработки в области создания систем компьютерной диагностики (computer-aided diagnosis), позволяющие повысить скорость и точность диагностического процесса. Врачи-радиологи только начинают применять системы компьютерной диагностики в повседневной практике, однако разработка принципов создания подобных систем – активно развивающаяся сфера исследований [2, 3].

В ряде случаев на практике требуется определять числовые параметры объектов на снимках (например, определять объёмы полостей). Пока подобные подсчеты проводятся вручную с помощью косвенных вычислений, что не может конкурировать по точности с методами программной параметризации объектов.

Изобретение многослойной КТ позволило повысить скорость и информативность медицинских исследований. Набор слоёв многослойного томографического снимка позволяет получить исчерпывающие данные о внутреннем строении объекта в пространстве. На сегодняшний день существует ряд методов улучшения визуализации снимков КТ [4, 5] и реконструкции 3D-моделей изучаемого объекта [6–8]. Это позволяет упростить чтение снимков, но не приводит к автоматическому вычислению параметров исследуемых объектов. Другие известные методы интерпретируют слои снимка по отдельности. Примером такого подхода является классификация лёгочных узлов на доброкачественные и злокачественные [9–11]. Это оправдано в тех случаях, когда выполняется классификация объектов, т. е. определяются их качественные признаки принадлежности к какому-либо типу [12, 13].

Для решения задачи параметризации объекта необходима комплексная информация о его строении, для получения которой требуется анализировать в совокупности все слои, содержащие изображение данного объекта. При автоматизированной обработке снимков лёгких и мозга [14–16] для их сегментации [17] и исследования применяются методы «трешолдинга» (разграничения снимка по принципу яркости

пикселей) и анализа гистограмм [18, 19]. Однако существует класс задач параметризации небольших объектов, которые, в отличие от лёгких и мозга, занимают только малую часть снимка. Для подобных объектов указанные выше способы автоматизированной обработки являются неприменимыми. Как правило, такие объекты имеют ярко выраженные границы, обусловленные разницей плотностей тканей внутри исследуемого объекта и за его пределами.

В настоящем исследовании проводится разработка алгоритма программной параметризации для верхнечелюстных пазух, однако данный алгоритм может применяться и для исследования других объектов, обладающих описанными выше свойствами.

Рассмотрим разработанный алгоритм программной параметризации на примере задачи исследования верхнечелюстных пазух. Параметризация малых объектов компьютерной томографии (в данном случае верхнечелюстных пазух) достигается путём выполнения подзадачи поиска границ целевого объекта на всей совокупности срезов томографического снимка, содержащего объект, с последующим анализом полученных данных для определения необходимого параметра.

Каждый слой проекции томограммы даёт точное значение плотности ткани, отображаемой соответствующими пикселями на снимке, которые имеют градации цвета от светлых до тёмных оттенков серого. Чем светлее оттенок серого, тем плотнее ткань в пределах пикселя [20]. Таким образом, информация совокупности вокселей (воксел – аналог пикселя для трёхмерного пространства: область, проецирующаяся на пиксел томографического среза), относящихся к целевому объекту снимка, даёт исчерпывающие сведения о свойствах объекта в каждой точке пространства и делает возможным их дальнейший анализ и исследование.

Так как разрешающая способность современных мониторов не отображает весь диапазон градаций плотностей исследуемого объекта, каждый томографический снимок имеет свой собственный диапазон плотностей, отображаемый с помощью оттенков, находящихся между чёрным и

белым цветами («шкала Хаунсфилда»). Данный диапазон зависит от специфики исследуемых объектов, и точная информация о плотности тканей за пределами этого диапазона теряется [20]. Границы диапазона задаются двумя значениями: центром диапазона и его шириной. Чисто белому цвету пиксела соответствует ткань, превосходящая по плотности диапазон отображения, чисто чёрному цвету — ткань, менее плотная, чем диапазон отображения. Промежуточные оттенки серого цвета пиксела проецируют значения плотности из интервала отображения и позволяют делать выводы о точном значении плотности ткани, находящейся в конкретной точке пространства. Пример слоя томографического снимка приведен на рис. 1. Значение ST на снимке показывает толщину среза данного томографического снимка.

Показатели W (Width) 90 и C (Center) 40 указывают на то, что центр отображаемого снимком диапазона плотностей — 40 HU (Hounsfield Unit, единица Хаунсфилда), а ширина этого диапазона — 90 HU. Следовательно, ткани, находящиеся в интервале от -5 HU до 85 HU, отображаются на снимке как оттенки серого, и точная информация об их плотности сохраняется [21].

Рассмотрим функционирование пред-

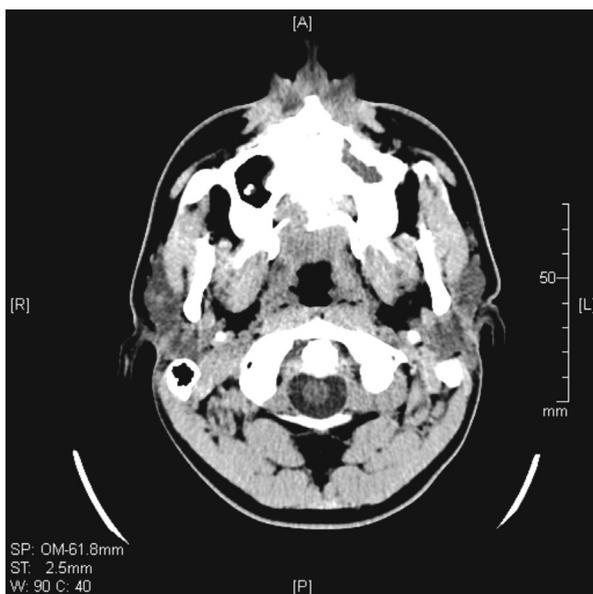


Рис. 1. Пример слоя томографического снимка

ложенного алгоритма определения границ исследуемого объекта на примере исследования верхнечелюстных пазух. Его работа начинается с загрузки в программу пользователем упорядоченных слоёв томографического снимка и идентификации исследуемого объекта. Объем выборки слоёв снимка зависит от размера исследуемого объекта и его специфики. Для черепных образований и полостей оптимальной считается толщина среза от 2 до 3 мм [1]. Следовательно, для анализа исследуемых полостей, линейный размер по оси получения срезов которых не превышает 60 мм, выборка составляет 24 слоя, полученных с шагом 2,5 мм.

В программу вводится также значение толщины среза слоев и указывается граничное значение яркости пикселей в интервале между нулем и единицей (т. е. чёрным и белым цветами, соответственно), которое служит критерием проверки принадлежности пикселей к выбранному объекту в процессе дальнейшей работы алгоритма. В список пикселей на данном слое, относящихся к целевому объекту, добавляется стартовый пиксел. В дальнейшем каждый из пикселей на границе целевой области проверяется на удовлетворение критерию принадлежности исследуемому объекту. В случае удовлетворения критерию проверяемый пиксел пополняет список относящихся к целевой области пикселей. Если пиксел не удовлетворяет значению критерия, он заносится в список пикселей, относящихся к границе исследуемого объекта. Поиск пикселей в рамках стартового слоя заканчивается в момент, когда все граничные пиксели рассмотрены, и дальнейшего расширения исследуемой области не происходит.

Далее следует проверка возможности расширения исследуемой области на соседние слои. Для этого в алгоритме поиск пикселей для каждого нового соседнего слоя проводится повторно. На каждом из этих слоёв процедура поиска начинается с заполнения списка пикселей в соответствии с наличием на соседних слоях граничных пикселей, относящихся к исследуемому объекту, и проходит аналогично соответствующей процедуре на стартовом слое. В тот момент, когда на рассматриваемом

слое не оказывается пикселей, удовлетворяющих критерию принадлежности, расширение области на соседние слои в данном направлении завершается. Как только завершается расширение области на соседние слои в обоих направлениях, поиск новых пикселей объекта заканчивается.

В результате работы алгоритма формируются два множества пикселей, одно из которых относится к исследуемому объекту, а второе состоит из пикселей, составляющих его границы. Толщина границ исследуемого объекта гарантированно не превышает размера одного пиксела.

Анализ совокупности пикселей объекта позволяет определять объём и распределение плотностей содержимого верхнечелюстных пазух. Распределение плотностей исследуемого объекта дает возможность делать выводы о его свойствах.

На рис. 2 изображен интерфейс разработанного программного обеспечения, демонстрирующий результаты определения объёма целевого объекта. Интерфейс позволяет переключаться между слоями снимка, выделять цветом проекции изучаемого объекта на соответствующий слой. Инстру-

ментально переключение между слоями реализуется с помощью строк таблицы, расположенной в левой части формы. Каждая строка таблицы соответствует слою снимка. Программный комплекс позволяет определять параметры выбранного объекта: площади и объемы послойных срезов и объём объекта в целом. Данные характеристики определяются по количеству пикселей, входящих в область исследуемого объекта. Объёмы объекта – послойный и суммарный – определяются как произведение единичного объёма воксела на количество пикселей в слое и в объекте соответственно. А площадь послойного среза определяется как произведение площади одного пиксела на количество пикселей на срезе.

Как видно из рис. 2, в таблице слева приведены послойные характеристики выбранного на снимке малого объекта, в поле «Результат» справа показан вычисленный с помощью программы объём выбранного объекта в целом. В данном случае объём составил 7,77 мл.

Рис. 3 демонстрирует работу алгоритма. На рисунке приведены фрагменты восьми слоёв томографического снимка, на ко-



Рис. 2. Внешний вид интерфейса программного обеспечения

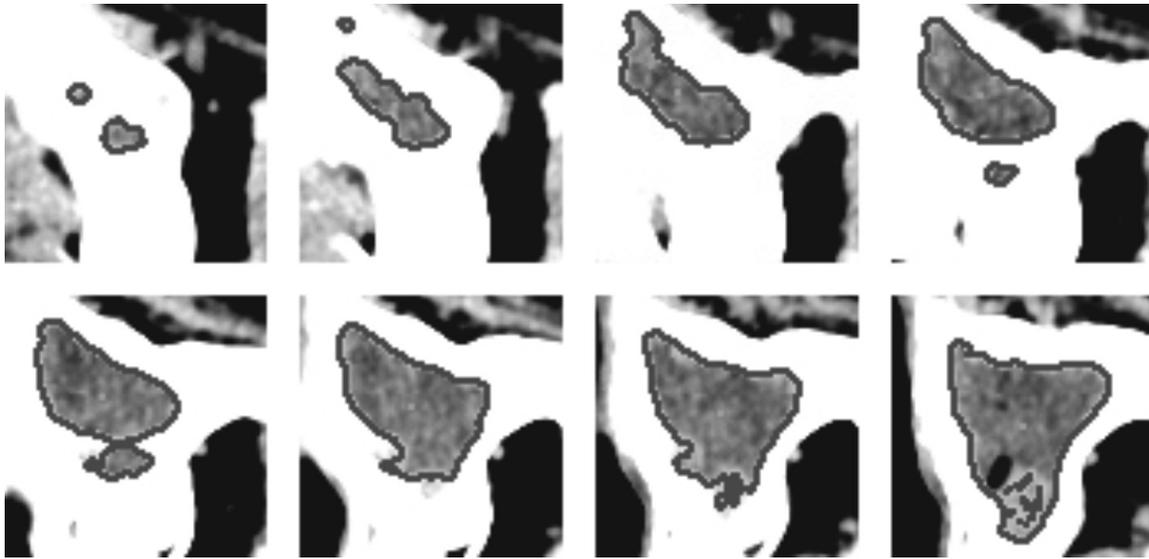


Рис. 3. Зоны исследуемого объекта на слоях томографического снимка

торых показан исследуемый объект. Программная идентификация принадлежащих объекту пикселей на всех слоях позволяет учитывать любые неоднородности его структуры. Причем исследуемый объект может иметь самую сложную конфигурацию. Именно поэтому использование разработанного алгоритма позволяет в десять раз повысить точность исследований по сравнению с косвенными вычислениями.

Потенциальным источником погрешности при вычислении объёма исследуемого объекта предлагаемым методом является дискретность пикселей на слоях томографического снимка. Пиксели, составляющие границу объекта, могут частично относиться к объекту, но не более чем наполовину. Оценим относительную погрешность вычислений как отношение половины количества граничных пикселей к общему количеству пикселей в объекте:

$$\delta_v = \frac{N_b}{2N_o} 100 \%,$$

где δ_v — относительная погрешность, N_b — количество пикселей, составляющих границу объекта, а N_o — количество пикселей, принадлежащих объекту. Относительная погрешность оценивалась на 50 объектах томографических снимков и не превышала 4,2 %. В общем случае отно-

сительная погрешность будет уменьшаться с возрастанием объёма исследуемого объекта.

Алгоритм определения границ объекта, описанный выше, пригоден для выполнения комплексных задач. В качестве примера рассмотрим вариант с комбинацией двух областей захвата, начинающихся из одной точки, с различными значениями критерия граничной яркости. На рис. 4 изображена

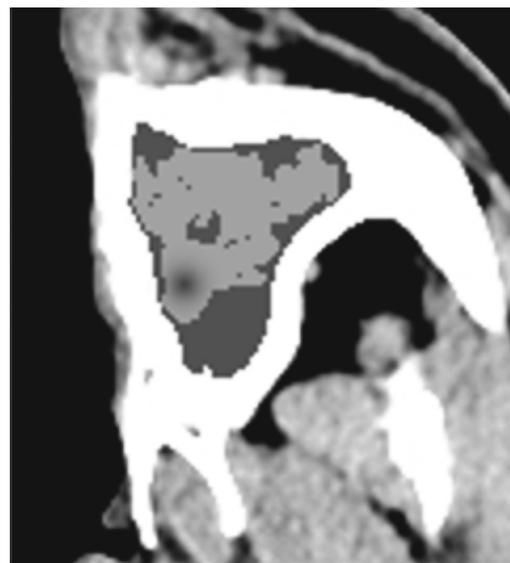


Рис. 4. Зоны исследуемого объекта на слое томографического снимка

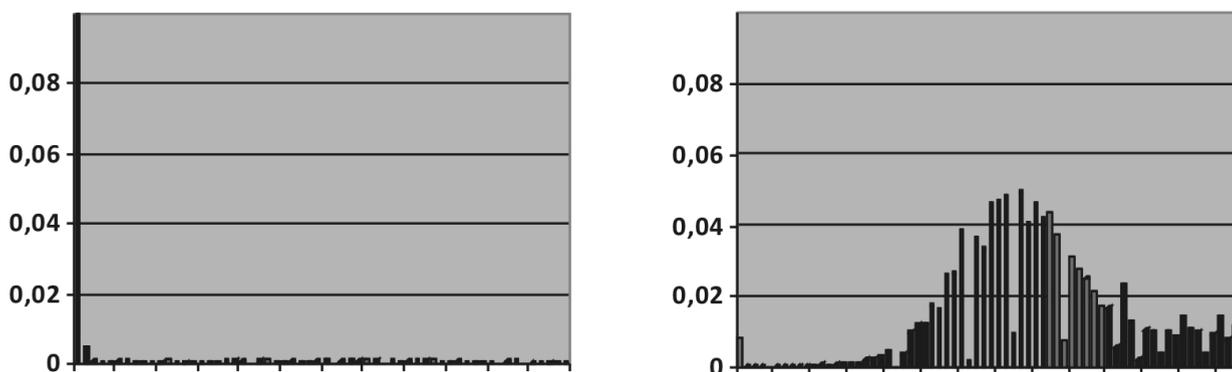


Рис. 5. Гистограммы распределения плотностей для двух верхнечелюстных пазух на интервале от -5HU до 55HU слева – без деформации; справа – деформированная

верхнечелюстная пазуха, определение границ которой было проведено в два этапа из одной и той же стартовой точки с различным значением критерия яркости.

Путем вычитания из множества пикселей первой области множества пикселей второй было получено множество пикселей, описывающих отличные от нормы наросты во внутричерепной полости, плотность ткани которых меньше плотности границ полости, но больше плотности воздуха.

Разработанный алгоритм и его программная реализация дают возможность выполнять визуализацию плотностей исследуемых объектов. На рис. 5 показаны гистограммы распределения плотностей для двух верхнечелюстных пазух. Анализ гистограмм позволяет сделать выводы о свойствах объектов. Разброс значений плотностей содержимого рассматриваемой в статье правой верхнечелюстной пазухи, приведенный на гистограмме, изображенной в правой части рис. 5, свидетельствует о ее неоднородном строении и вероятной деформации. Для сравнения в левой части рисунка изображена гистограмма недеформированной левой верхнечелюстной

пазухи, плотность содержимого которой в основном меньше -5HU , что соответствует чёрному цвету на снимке и крайнему левому столбцу гистограммы (значение в крайнем левом столбце левой гистограммы приближенно равно 0,93).

Применение разработанного алгоритма позволяет автоматизировать процесс анализа послойных снимков компьютерной томографии. Комбинирование зон захвата дает возможность определять границы объектов, имеющих более сложную структуру. Результаты, демонстрируемые разработанным алгоритмом, были оценены докторами Самарской областной клинической больницы имени В.Д. Середавина как достоверные. По мнению заведующего отделением, главного специалиста по детской челюстно-лицевой хирургии Министерства здравоохранения Самарской области А.С. Серегина выполненная работа будет способствовать совершенствованию диагностики стоматологических и оториноларингических заболеваний и сокращению количества повторных томографических исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hofer M. CT Teaching manual: a systematic approach to CT reading. Thieme, 2007. 224 с.
2. Van Ginneken B., Schaefer-Prokop CM., Prokop M. Computer-aided diagnosis: how to move from the laboratory to the clinic // Radiology.

2011. Vol. 261. Iss. 3. Pp. 719–732. doi: 10.1148/radiol.11091710.

3. Doi K. Current status and Future Potential of Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging // The British Journal of Radiology. 2005. Vol. 78.



Рр. 3–19. doi:10.1259/bjr/82933343

4. **Seletchi E., Dului O.** Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography // Romanian Journal of Physics. 2007. Vol. 1. Pp. 764–774. [Электронный ресурс] / URL: http://www.nipne.ro/rjp/2007_52_5-6/0667_0667.pdf (Дата обращения: 19.06.2015).

5. **Boussion N., Fayad H., Le Pogam A., Pradier O., Visyikis D.** Image Processing Methods in CT for Radiotherapy Applications // Theory and Applications of CT Imaging and Analysis. InTech. 2011. Pp. 127–142. [Электронный ресурс] / URL: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/14772.pdf> (Дата обращения: 20.06.2015).

6. **Maher M., Kalra M., Sahani D., Perumpillichira J., Rizzo S., Saini S., Mueller P.** Techniques, Clinical Applications and Limitations of 3D Reconstruction in CT of the Abdomen // Korean Journal of Radiology. 2004. Vol. 5. Iss. 1. Pp. 55–67. doi: 10.3348/kjr.2004.5.1.55

7 **Kim H.C., Park S.H., Park S.I., Shin H.C., Park S.J., Kim H.H., Kim Y.T., Bae W.K., Kim I.Y.** Three-dimensional reconstructed images using multidetector computed tomography in evaluation of the biliary tract // Abdominal Imaging. 2014. Vol. 29. Iss. 4. Pp. 472–478. doi: 10.1007/s00261-003-0123-x

8. **Xu F., Mueller K.** Real-time 3D computed tomographic reconstruction using commodity graphics hardware // Physics in Medicine and Biology. 2007. Vol. 52. Iss. 12. Pp. 3405–3419. doi:10.1088/0031-9155/52/12/006

9. **El-Baz A., Beache G., Gimel'farb G., Suzuki K., Okada K., Elnakib A., Soliman A., Abdollahi B.** Computer-aided diagnosis systems for lung cancer: challenges and methodologies // International Journal of Biomedical Imaging. 2013. Vol. 2013. Pp. 1–46. doi: 10.1155/2013/942353

10. **Chen H., Xu Y., Ma Y., Ma B.** Neural network ensemble-based computer-aided diagnosis for differentiation of lung nodules on CT images: Clinical evaluation // Academic Radiology. 2010. Vol. 17. Iss. 5. Pp. 595–602. doi: 10.1016/j.acra.2009.12.009

11. **Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A.** Computer-aided diagnosis of rheumatoid arthritis with optical tomography, Part1: feature extraction // Journal of biomedical optics. 2013. Vol. 18. Iss. 7. Pp. 123–137. doi: 10.1117/1.JBO.18.7.076001

12. **Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A.** Computer-

aided diagnosis of rheumatoid arthritis with optical tomography. Part 2: Image classification // Journal of biomedical optics. 2013. Vol. 18. Iss. 7. Pp. 138–150. doi: 10.1117/1.JBO.18.7.076002

13. **Chen H., Wang X.H., Ma D.Q., Ma B.R.** Neural network-based computer-aided diagnosis in distinguishing malignant from benign solitary pulmonary nodules by computed tomography // Chinese Medical Journal. 2007. Vol. 120. Iss. 14. Pp. 1211–1215. [Электронный ресурс] / URL: http://124.205.33.103:81/ch/reader/create_pdf.aspx?file_no=200771851284230&2016_id=2007&quarter_id=14&falq=1 (Дата обращения: 20.06.2015).

14. **Hussien R., Supriyanto E., Anati N., Azmira N., Illani N., Mahfooz R.** Digital processing for Computed Tomography Images: Brain Tumor Extraction and Histogram Analysis // Mathematics and Computers in Contemporary Science. WSEAS Press, 2013. Pp. 119–128.

15. **Homma N.** CT Image Based Computer-Aided Lung Cancer Diagnosis // Theory and Applications of CT Imaging and Analysis. In Tech. 2011. Pp. 3–14. [Электронный ресурс] / URL: <http://www.intechopen.com/books/theory-and-applications-of-ct-imaging-and-analysis/ct-image-based-computer-aided-lung-cancer-diagnosis> (Дата обращения: 20.06.2015).

16. **Zhou C., Chan H.-P., Sahiner B.** Computer-aided detection of pulmonary embolism in computed tomographic pulmonary angiography (CTPA): Performance evaluation with independent data sets // Medical Physics. 2009. Vol. 36. Iss. 8. Pp. 3385–3396. doi:10.1118/1.3157102

17. **Gonzalez R., Woods E.** Digital Image Processing. Prentice Hall, 2007. 976 p.

18. **Pratt W.** Digital Image Processing: PIKS Scientific Inside. Wiley-Interscience, 2007. 812 p.

19. **Seletchi E., Sutac V.** Image Analysis in X-ray Computed Tomography // The 1st Internat. Conf. on Virtual Learning. ICVL. 2006. Pp. 187–194. [Электронный ресурс] / URL: http://fmi.unibuc.ro/cniv/2006/disc/icvl/documente/pdf/met/16_seletchi.pdf (Дата обращения: 21.06.2015).

20. **Romans L.** Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text. LWW, 2010. 400 p.

21. **Kelley L., Petersen C.** Workbook for Sectional Anatomy for Imaging Professionals. Mosby, 2012. 256 p.

REFERENCES

1. **Hofer M.** *CT Teaching manual: a systematic approach to CT reading*. Thieme, 2007, 224 p.
2. **Van Ginneken B., Schaefer-Prokop C.M., Prokop M.** Computer-aided diagnosis: how to move from the laboratory to the clinic, *Radiology*, 2011, Vol. 261, Issue 3, Pp. 719–732. doi: 10.1148/radiol.11091710
3. **Doi K.** Current status and Future Potential of Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging, *The British Journal of Radiology*, 2005, Vol. 78, Pp. 3–19. doi:10.1259/bjr/82933343
4. **Seletchi E., Dului O.** Image Processing and Data Analysis in Computed Tomography, *Romanian Journal of Physics*, 2007, Vol. 1, Pp. 764–774. Available: http://www.nipne.ro/rjp/2007_52_5-6/0667_0667.pdf (Accessed: 19.06.2015).
5. **Boussion N., Fayad H., Le Pogam A., Pradier O., Visyikis D.** Image Processing Methods in CT for Radiotherapy Applications, *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis*, InTech, 2011, Pp. 127–142. Available: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/14772.pdf> (Accessed: 20.06, 2015).
6. **Maher M., Kalra M., Sahani D., Perumilichira J., Rizzo S., Saini S., Mueller P.** Techniques, Clinical Applications and Limitations of 3D Reconstruction in CT of the Abdomen, *Korean Journal of Radiology*, 2004, Vol. 5, Issue 1, Pp. 55–67. doi: 10.3348/kjr.2004.5.1.55
7. **Kim H.C., Park S.H., Park S.I., Shin H.C., Park S.J., Kim H.H., Kim Y.T., Bae W.K., Kim I.Y.** Three-dimensional reconstructed images using multidetector computed tomography in evaluation of the biliary tract, *Abdominal Imaging*, 2014, Vol. 29, Issue 4, Pp. 472–478. doi: 10.1007/s00261-003-0123-x
8. **Xu F., Mueller K.** Real-time 3D computed tomographic reconstruction using commodity graphics hardware, *Physics in Medicine and Biology*, 2007, Vol. 52, Issue 12, Pp. 3405–3419. doi: 10.1088/0031-9155/52/12/006
9. **El-Baz A., Beache G., Gimel'farb G., Suzuki K., Okada K., Elnakib A., Soliman A., Abdollahi B.** Computer-aided diagnosis systems for lung cancer: challenges and methodologies, *International Journal of Biomedical Imaging*, 2013, Vol. 2013, Pp. 1–46 doi: 10.1155/2013/942353
10. **Chen H., Xu Y., Ma Y., Ma B.** Neural network ensemble-based computer-aided diagnosis for differentiation of lung nodules on CT images: Clinical evaluation, *Academic Radiology*, 2010, Vol. 17, Issue 5, Pp. 595–602. doi: 10.1016/j.acra.2009.12.009
11. **Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A.** Computer-aided diagnosis of rheumatoid arthritis with optical tomography, Part1: feature extraction, *Journal of biomedical optics*, 2013, Vol. 18, Issue 7, Pp. 123–137. doi: 10.1117/1.JBO.18.7.076001
12. **Montejo L., Jia J., Kim H., Netz U., Blaschke S., Müller G., Hielscher A.** Computer-aided diagnosis of rheumatoid arthritis with optical tomography, Part 2: Image classification, *Journal of biomedical optics*, 2013, Vol. 18, Issue 7, Pp. 138–150. doi: 10.1117/1.JBO.18.7.076002
13. **Chen H., Wang X.H., Ma D.Q., Ma B.R.** Neural network-based computer-aided diagnosis in distinguishing malignant from benign solitary pulmonary nodules by computed tomography, *Chinese Medical Journal*, 2007, Vol. 120, Issue 14, Pp. 1211–1215. Available: http://124.205.33.103:81/ch/reader/create_pdf.aspx?file_no=200771851284230&year_id=2007&quarter_id=14&falq=1 (Accessed: 20.06.2015).
14. **Hussien R., Supriyanto E., Anati N., Azmira N., Illani N., Mahfooz R.** Digital processing for Computed Tomography Images: Brain Tumor Extraction and Histogram Analysis, *Mathematics and Computers in Contemporary Science*, WSEAS Press, 2013, Pp. 119–128.
15. **Homma N.** CT Image Based Computer-Aided Lung Cancer Diagnosis, *Theory and Applications of CT Imaging and Analysis. In Tech*, 2011, Pp. 3–14. Available: <http://www.intechopen.com/books/theory-and-applications-of-ct-imaging-and-analysis/ct-image-based-computer-aided-lung-cancer-diagnosis> (Accessed: 20.06.2015).
16. **Zhou C., Chan H.-P., Sahiner B.** Computer-aided detection of pulmonary embolism in computed tomographic pulmonary angiography (CTPA): Performance evaluation with independent data sets, *Medical Physics*, 2009, Vol. 36, Issue 8, Pp. 3385–3396. doi:10.1118/1.3157102
17. **Gonzalez R., Woods E.** *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 2007, 976 p.
18. **Pratt W.** *Digital Image Processing: PIKS Scientific Inside*. Wiley-Interscience, 2007, 812 p.
19. **Seletchi E., Sutac V.** Image Analysis in X-ray Computed Tomography, *The 1st International Conference on Virtual Learning. ICVL*, 2006, Pp. 187–194. Available: http://fmi.unibuc.ro/cniv/2006/disc/icvl/documente/pdf/met/16_seletchi.pdf (Accessed: 21.06.2015).
20. **Romans L.** *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. LWW, 2010, 400 p.
21. **Kelley L., Petersen C.** *Workbook for Sectional Anatomy for Imaging Professionals*. Mosby, 2012, 256 p.

ЛИМАНОВА Наталия Игоревна – профессор кафедры программного обеспечения и управления в технических системах факультета информационных технологий Поволжского государственного университета телекоммуникаций и информатики, доктор технических наук.

443010, Россия, г. Самара, ул. Л. Толстого, д. 23.

E-mail: Nataliya.I.Limanova@gmail.com

LIMANOVA Nataliia I. *Volga State University of Telecommunications and Informatics.*

443010, Leo Tolstoy Str. 23, Samara, Russia.

E-mail: Nataliya.I.Limanova@gmail.com

АТАЕВ Сергей Геннадьевич – аспирант кафедры программного обеспечения и управления в технических системах факультета информационных технологий Поволжского государственного университета телекоммуникаций и информатики.

443010, Россия, г. Самара, ул. Л. Толстого, д. 23.

E-mail: sergeyataev@gmail.com

ATAEV Sergey G. *Volga State University of Telecommunications and Informatics.*

443010, Leo Tolstoy Str. 23, Samara, Russia.

E-mail: sergeyataev@gmail.com