

УДК: 616.61-002.3-053.2

Н.А. Николов, канд. техн. наук, **Д.А. Супрунюк**

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
ул. Политехническая 16, корпус 12 г. Киев, 03056, Украина.

Виртуальный фантом сцинтиграфического изображения почки с ^{99m}Tc -ДМСА

В данной работе рассматриваются проблема фантомного обеспечения гамма-камер. Приведены основные положения для генерации виртуального фантома сцинтиграфического изображения почки с ^{99m}Tc -ДМСА: пространственное распределение препарата в почках, тип и уровень шумов, форма почек. Результаты данной работы позволяют провести количественную оценку корректности работы методов сегментации сцинтиграфических изображений. Библ. 15, рис. 5.

Ключевые слова: фантом почки; гамма-камера; сцинтиграфическое изображение; нефросцинтиграфия; сегментация изображений; ^{99m}Tc -ДМСА.

Введение

Одним из информативных и перспективных методов исследования морфо-функционального состояния почек у детей и взрослых является нефросцинтиграфия с ^{99m}Tc -ДМСА (димеркаптосукцинатаоцет) [3, 7, 13]. ^{99m}Tc -ДМСА длительно фиксируется в почках [4, 6, 9], что позволяет четко визуализировать границы коркового слоя. Такие особенности фиксации препарата определяют использование ^{99m}Tc -ДМСА в качестве основного радиофармпрепарата (РФП) для выявления структурно-функциональных изменений почек [1, 2, 8]. Функциональное состояние паренхимы почек оценивается на основе процента включения ^{99m}Tc -ДМСА в почки, структурные изменения – на анализе пространственного распределения препарата и наличия участков гипофиксации РФП. Особое значение сцинтиграфия с ^{99m}Tc -ДМСА приобретает при мониторинговых исследованиях, оценке динамики заболевания почек и эффективности терапии. В первую очередь при таких исследованиях обращают внимание на появление новых очагов гипофиксации РФП, которые трактуются как участки склероза почечной ткани (за исключением онкологических нарушений). Считается, что такие изменения необратимы. Однако на практике нередко отмечается изменение про-

странственного распределения препарата и расположения очаговых изменений. То есть, количество очагов и их размеры могут не только увеличиваться, но и уменьшаться, некоторые очаги могут исчезать вовсе. Такие изменения необходимо трактовать не как склеротические, а как локальные изменения функционального состояния паренхимы. Для объективной оценки таких процессов требуется расчет удельного процента включения РФП в патологические участки, оценка формы очагов и их количества. Однако, программное обеспечение, реализованное на гамма-камерах, позволяет лишь визуально оценить распределение препарата в почках, то есть выполнить качественную оценку. Связано это с тем, что сцинтиграфические изображения по существу являются стохастическими, а очаги склероза не имеют четкой правильной формы, могут быть множественными и иметь размеры ниже разрешающей способности гамма-камер. Основополагающая техническая проблема для решения данных задач – разработка алгоритмов сегментации изображения [10].

Отладка алгоритмов сегментации и анализ производятся, как правило, на фантомных изображениях. Несмотря на большое количество алгоритмов сегментации изображений, описанных в литературе [10], наш многолетний опыт работы не позволяет говорить о решении задачи в практической радиологии. Среди физических фантомов почек следует отметить [5, 14, 12]. К основным недостаткам подобных фантомов можно отнести их крайне низкую распространенность и, как следствие, высокую цену. Между тем, алгоритмы сегментации изображений являются многопараметрическими, и эти параметры существенно зависят от индивидуальных особенностей гамма-камер. Другой недостаток – нефизиологичность: фантомы, как правило, моделируют или крупноочаговые изменения с правильными геометрическими формами, или состояние, близкое к норме. В то же время, общее функциональное состояние почек

может быть совершенно различным – гипо-, нормо- и гиперфункциональным, а очаги быть мелкоочаговыми, неправильной формы. Третий недостаток заключается в том, что даже на высококонтрастных скintiграфических изображениях сложно строго определить контур образования. Другими словами граница является нечеткой, диффузионного типа. Еще одним важным недостатком скintiграфических изображений является их оптическая природа, со всеми вытекающими отсюда искажениями: одни очаги включения РФП в зависимости от места расположения и уровня радиоактивности увеличиваются в размерах, другие – уменьшаются, третьи – искажаются по форме. Приведенные недостатки физических фантомов можно обойти, используя виртуальные фантомы, сгенерированные при помощи компьютерной техники.

В связи с этим целью данной работы стала разработка виртуального скintiграфического фантома почки с ^{99m}Tc-ДМСА для количественной оценки морфо-функционального состояния паренхимы почки.

Пространственное распределение ^{99m}Tc-ДМСА в почках

Для оценки пространственного распределения ^{99m}Tc-ДМСА в почках было проанализировано более 100 скintiграфических изображений детей и взрослых, полученных с гаммакамер ОФЭКТ-1 (Украина) и Infinia HawkeyeTM.

Основные результаты пространственного распределения РФП в почках в норме можно свести к следующим положениям:

- форма скintiграфического изображения почки с погрешностью 5-10 % описывается эллиптическим приближением;
- точки максимумов накопления РФП в перпендикулярном направлении по отношению

к главной большей оси почки располагаются с внешней медиальной стороны почки на расстоянии в соответствии с параболическим законом (рис. 1 а):

$$y = -ax^2 + bx - c, \tag{1}$$

где x – расстояние вдоль главной оси, отсчитываемое от середины, y – расстояние в перпендикулярном направлении от оси до точки максимума накопления РФП, a, b, c – параметры.

Коэффициент корреляции линии аппроксимации (1) с результатами измерений составляет $0,91 \pm 0,07$. Условно назовем эту линию – «Линией профиля максимумов»:

- наибольшее накопление препарата вдоль «линии профиля максимумов» в проекции центра оси (геометрического центра масс), точка О на рис. 2 а). Расстояние точки О до геометрического центра масс колеблется в диапазоне $1/4b - 2/6b$, где b – малая ось почки;
- распределение радиоактивности вдоль «линии профиля максимумов» так же описывается параболической функцией с коэффициентом корреляции $0,93 \pm 0,05$ точка (рис. 1 б);
- уменьшение радиоактивности от «линии профиля максимумов» до ближайшего края почки в перпендикулярном направлении по отношению к главной оси описывается выпуклой параболой с коэффициентом корреляции $0,94 \pm 0,06$, до дальнего края, т.е. внутренней медиальной поверхности почки – экспоненциальной функцией (коэффициент корреляции $0,87 \pm 0,08$:

$$y = a \exp(-kx^2), \tag{2}$$

где x – расстояние, y – радиоактивность, a и k – константы.

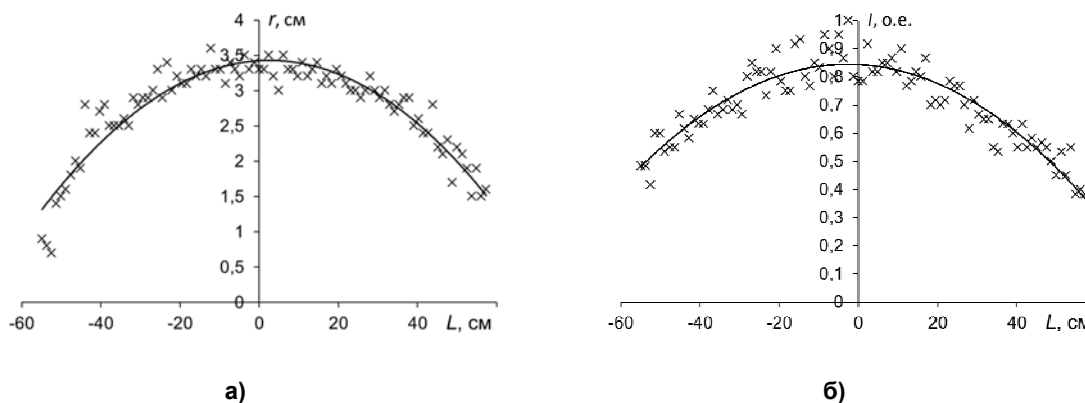


Рис. 1. Пример распределения РФП вдоль «линии профиля максимумов»: а) – расстояние от главной оси почки до «линии профиля максимумов», б) – распределение радиоактивности. Сплошная линия – параболическая аппроксимация измеренных данных

Следует отметить, что описание формы почек эллиптической функцией среди специалистов радиологов является дискуссионным вопросом. Физиологически почка больше имеет бобовидную форму. Однако, при оценке геометрических размеров почки описание бобовидной формы достаточно затруднено, что приводит к достаточно большим ошибкам или дисперсии измеряемых параметров. Использование эллиптического приближения существенно уменьшает разброс данных, дает возможность

более корректно оценивать изменение размеров почек при мониторинговых исследованиях и сравнивать результаты с другими методами лучевой диагностики [15]. Кроме того, погрешность 5 – 10 % эллиптического приближения в определении площади скинтиграфического изображения почки вполне приемлема для реализации виртуального фантома.

Схематически, основные закономерности, описанные выше, представлены на рис. 2.

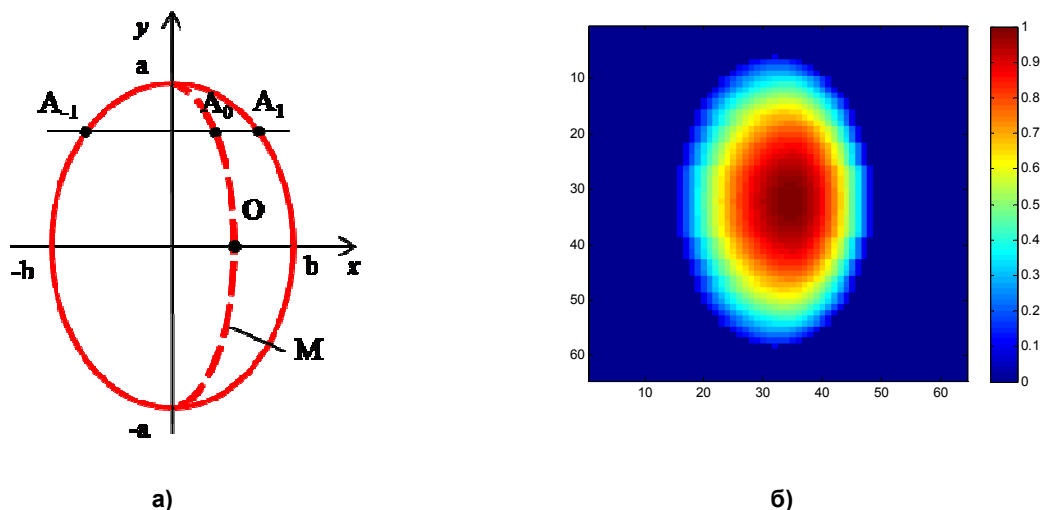


Рис. 2. Виртуальный фантом почки: а) – схематическое представление «линии профиля максимумов» (кривая М), б) – идеализированное виртуальное скинтиграфическое изображение почки

Для генерации виртуального фантома скинтиграфического изображения почки принимались следующие допущения и условия:

- максимальное значение радиоактивности в точке – 1 о.е.;
- радиоактивность контура почки равна константе (порядка 0,15- 0,2 о.е.);
- распределение радиоактивности вдоль «линии профиля максимумов» симметричное.

Данные приближения позволяют легко идентифицировать параметры соответствующих уравнений, описывающих распределение препарата.

Стохастические свойства скинтиграфических изображений почек с ^{99m}Tc -ДМСА

Как упоминалось выше, для скинтиграфических изображений, в частности почек, характерно большая зашумленность. Нередко, в зависи-

мости от количества введенного РФП, от той или иной патологии, от антропометрических данных пациента уровень шумов может быть соизмерим с уровнем полезного сигнала. С учетом низкой разрешающей способности скинтиграфических изображений именно это приводит к недостаточной точности стандартных методов сегментации очаговых изменений паренхимы органов. В связи с этим было проведено исследование, посвященное стохастическим свойствам скинтиграфических изображений почек с ^{99m}Tc -ДМСА [11]. Было показано, что распределение вероятности радиоактивного шума в почке может быть описано нормальным распределением. Данная особенность хорошо иллюстрируется вычитанием из исходного изображения достаточно сильно сглаженного медианным фильтром 5 порядка (рис. 3).

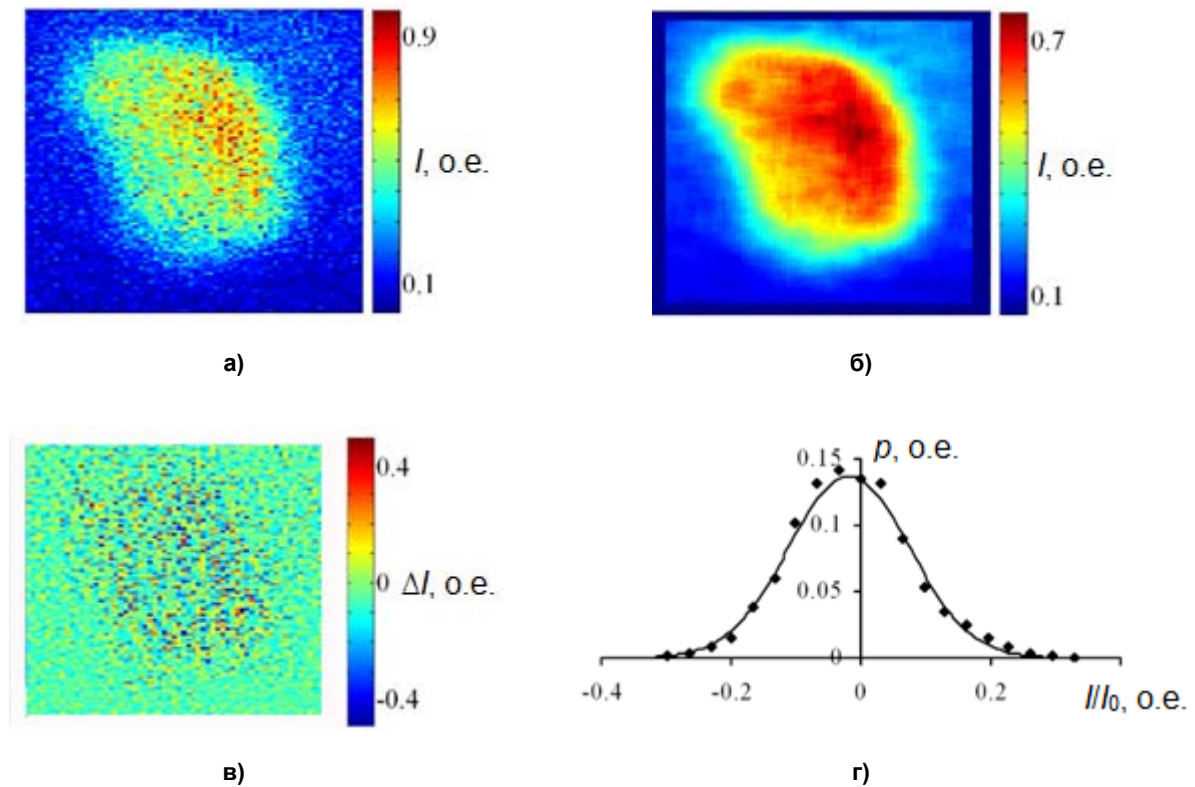


Рис. 3. Распределение шума в скintiграфических изображениях почек с ^{99m}Tc -ДМСА: а) – исходное изображение; б) – сглаженное исходное изображение; с) – разностное изображение; г) – распределение вероятности интенсивности шума в разностном изображении (♦ – экспериментальные данные, сплошная линия – аппроксимация Гауссовской функцией)

Дисперсия радиоактивного счета в зависимости от среднего значения в целом описывается линейной функцией (рис. 4). Максимальная интенсивность шума наблюдается в точке максимального накопления препарата. Это приводит к тому, что при сглаживании скintiграфических изображений максимальный радиоактивный счет в точке уменьшается от 1 до 0,6-0,85 в зависимости от количества функциони-

рующей паренхимы. Существенные отклонения от линейности закономерности дисперсия - средний уровень накопления РФП наблюдаются на границе раздела: паренхима почечной окружающей ткани или паренхима почек – крупноочаговый дефект накопления РФП. Именно эта особенность была отлична для изображений, полученных с разных гамма-камер ОФЭКТ-1 и Infinia HawkeyeTM.

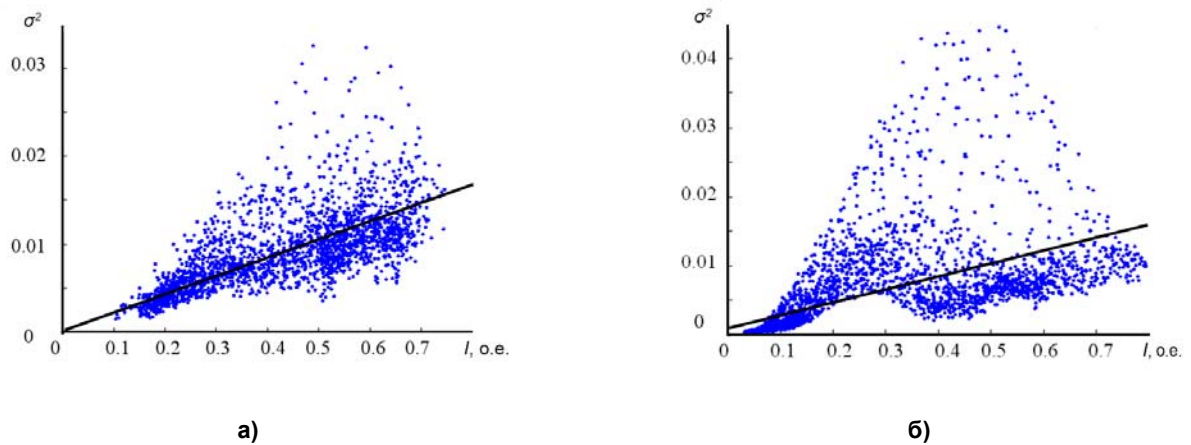


Рис. 4. Типичные зависимости дисперсии от среднего значения радиоактивного счета в почках для двух разных пациентов при крупноочаговых изменениях в паренхиме при достаточной функциональной способности почки в целом, полученные на гамма-камере: а) – ОФЭКТ-1, б) – Infinia HawkeyeTM

Программное обеспечение для генерации виртуального фантома почки

Представленные данные о пространственном распределении ^{99m}Tc -ДМСА в почках и распределении шумов дали основание разработать алгоритм генерации виртуального фантома поч

ки. Алгоритм был реализован в системе MatlabR2013b, интерактивный интерфейс соответствующего программного обеспечения представлен на рис. 5.

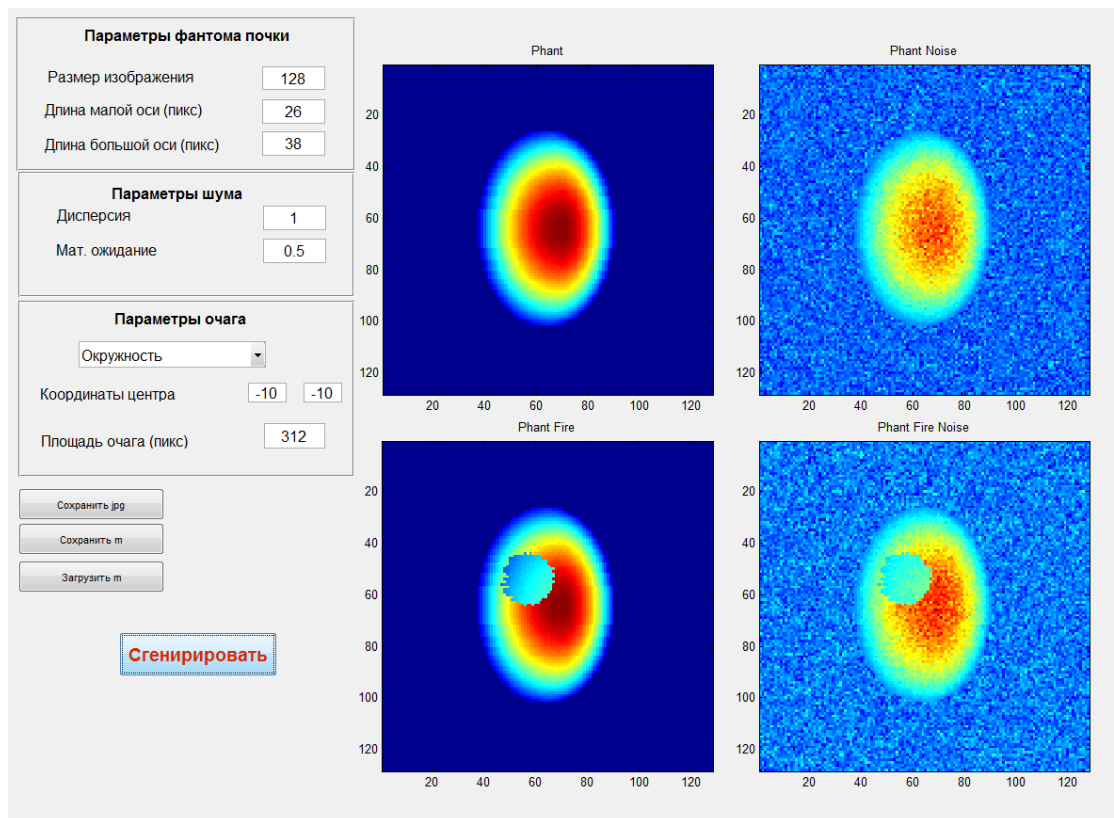


Рис. 5. Экранная форма программного обеспечения для генерации виртуального фантома почки

Интерфейс программы имеет три основных блока:

- форма идеализированного скинтиграфического изображения почки;
- параметры шума;
- параметры очагов гипофиксации РФП.

В качестве примера использования виртуального скинтиграфического фантома почки с ^{99m}Tc -ДМСА приведем результаты сегментации изображений, представленных на рис. 5, на основе фильтра Собеля. Полученные данные показали достаточно хорошие результаты сегментации незашумленных изображений. Погрешность сегментации как почки целиком, так и очага не превысила 5-10 %. При сегментации изображений с шумом погрешность резко возросла. Без предварительного сглаживания фантомного изображения фильтр Собеля не выделял контур почки, погрешности выделения участка ги-

пофиксации РФП составили 6 % ложноположительных результатов, 30 % ложноотрицательных. После процедуры сглаживания фантомных изображений погрешность определения площади почки составила 7 %, участка гипофиксации РФП – 10 % ложноположительных, 27 % ложноотрицательных.

Таким образом, разработанный виртуальный скинтиграфический фантом почки позволяет реализовать адекватные условия для количественной оценки качества различных методов сегментации изображений.

Выводы

1. Для оценки качества работы алгоритмов сегментации скинтиграфических изображений необходима разработка виртуальных фантомов, которые адекватно характеризуют пространст-

венное распределение препарата в том или ином органе или системе. Виртуальные фантомы, в отличие от физических, дают строгую привязку к координатам зон диагностического интереса на изображениях.

2. Нормальное пространственное распределение ^{99m}Tc -ДМСА в паренхиме почек характеризуется достаточно строгими геометрическими соотношениями: максимальное накопление препарата в перпендикулярном направлении от главной эллиптической оси почки описывается параболическими функциями; точка максимума радиоактивности отмечается в проекции геометрического центра масс почки.

3. Распределение шумов на скintiграфическом изображении почек описывается нормальным распределением Гаусса. При этом, чем больше уровень накопления препарата, тем больше увеличивается дисперсия шума. Это приводит к тому, что при сглаживании изображений максимальный радиоактивный счет уменьшается от 10 до 40 % в зависимости от интегральной функциональной способности почки.

4. Представленные данные позволили разработать и реализовать алгоритм генерации виртуального фантома скintiграфического изображения почки с ^{99m}Tc -ДМСА, который позволяет адекватно оценивать эффективность методов сегментации.

Список использованных источников

1. Acute renal cortical scintigraphy in children with a first urinary tract infection / A. Biggi, L. Dardanelli, G. Pomerio [et al.] // *Pediatr. Nephrol.* – 2001. – Vol. 16, № 9. – Pp. 733–738.
2. DMSA study performed during febrile urinary tract infection : a predictor of patient outcome ? / V. Camacho, M. Estorch, G. Fraga [et al.] // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* – 2004. – Vol. 31. – № 6. – Pp. 862–866.
3. Effects of background subtraction on differential kidney function measured by static scintigraphy with DMSA and dynamic scintigraphy with MAG3 / N. Giroto, A. Smokvina, S. Grbacivankovich, V. Licul // *Nuklearmedizin.* – 2008. – Vol. 47. – № 1. – Pp. 43–47.
4. Inter observer Reproducibility in Reporting on ^{99m}Tc -DMSA Scintigraphy for Detection of Late Renal Sequelae / D.L. Guevara, P. Franken, C. De Sadeleer [et al.] // *J. Nucl. Med.* – 2001. – Vol. 42, № 4. – Pp. 564–566.
5. *Heikkinen J.* New automated physical phantom for renography / J. Heikkinen // *J NuclMed.* – 2004. – Vol. 45. – № 7. – Pp. 495–499.
6. *Heldrich F.J.* UTI: diagnosis and evaluation in symptomatic pediatric patients / F.J. Heldrich, M.A. Barone, E. Spiegler // *Clin. Pediatr.* – 2000. – Vol. 39, № 8. – Pp. 461–472.
7. Quantitative analysis of ^{99m}Tc -DMSA during acute pyelonephritis is for prediction of long-term renal scarring / A. Hitzel, A. Liard, J.N. Dacher [et al.] // *J. Nucl. Med.* – 2004. – Vol. 45, № 2. – Pp. 285–289.
8. Color and power Doppler sonography versus DMSA scintigraphy in acute pyelonephritis and in prediction of renal scarring / A. Hitzel, A. Liard, P. Vera [et al.] // *J. Nucl. Med.* – 2002. – Vol. 43. – № 1. – Pp. 27–32.
9. Imaging studies after a first febrile urinary tract infection in young children / A. Hoberman, M. Charron, R.W. Hickey [et al.] // *N. Engl. J. Med.* – 2003. – Vol. 16. – Pp. 195–202.
10. An Automated System for Analysis of Renal Scintigraphy Images / M. Landgren, K. Sjustrandyz, L. Edenbrandt // *SCIA 2011.* – LNCS 6688. – Pp. 489–500.
11. *Nikolov N.A.* Stochastic Properties of Nephro scintigraphic Images with ^{99m}Tc -DMSA / N.A. Nikolov, D.A. Supruniuk, A.N. Smetaniuk // *Proceedings of the IEEE XXXIII International Scientific Conference "Electronics and Nanotechnology".* – 2013. – P. 246–250.
12. Advertising materials of international trading company PTW-Freiburg [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.ptw.de/quality_control_nm.html.
13. Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Renal Cortical Scintigraphy in Children 2.0. Society of Nuclear medicine procedure guidelines manual 2001. – 2002. – Pp. 157–160.
14. Радионуклидные исследования с динамическим фантомом почки / Г.А. Зубовский, М.И. Девышев, Е.В. Иванов [и др.] // *Медицинская радиология.* – 1983. – Т. 28, Вып. 6. – С. 77–81.
15. Комп'ютерний метод вимірювання розмірів нирок при аналізі скintiграфічних зображень / М.О. Ніколов, В.Ю. Кундін, Н.М. Степанова, С.П. Тихолоз // *Променева діагностика, променева терапія.* – 2006. – № 4. – С. 70–74.

Поступила в редакцию 20 сентября 2014 г.

УДК: 616.61-002.3-053.2

М.О. Ніколов, канд. техн. наук, **Д.О. Супрунюк**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна, 16, корпус 12, Київ, 0305, Україна.

Віртуальний фантом сцинтиграфічного зображення нирки з ^{99m}Tc -ДМСА

У даній роботі розглянута проблема фантомного забезпечення гамма-камер. Наведені основні положення для генерації віртуального фантома сцинтиграфічного зображення нирки з ^{99m}Tc -ДМСА: просторовий розподіл препарату в нирках, тип та рівень шумів, форма нирок. Результати даної роботи дозволяють провести кількісну оцінку коректності роботи методів сегментації сцинтиграфічних зображень. Бібл. 15, рис. 5.

Ключові слова: фантом нирки; гамма-камера; сцинтиграфічне зображення; нефросцинтиграфія; сегментація зображень; ^{99m}Tc -ДМСА.

UDC: 616.61-002.3-053.2

N.A. Nikolov, Ph.D., **D.A. Supruniuk**

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute",
Str. Polytechnique, 16, Kyiv, 0305, Ukraine.

Virtual phantom of scintigraphic image of the kidney with ^{99m}Tc -DMSA

This work dedicated to problem of phantoms for gamma-camera. It is shown basis points for generating virtual phantom of scintigraphic image of the kidney with ^{99m}Tc -DMSA: spatial distribution of preparation in kidney, type and level of noise, shape of kidney. The results of this work allow performing a quantitative evaluation of correctness work of segmentation methods for scintigraphic images. Reference 15, figures 5.

Keywords: phantom of kidney; gamma-camera; scintigraphic image; nefro scintigraphy; image segmentation; ^{99m}Tc -DMSA.

Reference

1. Biggi A., Dardanelli L., Pomero G., Cussino P., Noello C., Sernia O., Spada A., Camuzzini G. (2001), "Acute renal cortical scintigraphy in children with a first urinary tract infection". *Pediatr. Nephrol.* Vol. 16, no 9, pp. 733–738.
2. Camacho V., Estorch M., Fraga G., Mena E., Fuertes J., Hernández M.A., Flotats A., Carrió I. (2004), "DMSA study performed during febrile urinary tract infection: a predictor of patient outcome?". *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* Vol. 31, no 6, pp. 862–866.
3. Giroto N., Smokvina A., Grbaclvankovich S., Licul V. (2008), "Effects of background subtraction on differential kidney function measured by static scintigraphy with DMSA and dynamic scintigraphy with MAG3". *Nuklearmedizin.* Vol. 47, no 1, pp. 43–47.
4. Guevara D. L., Franken P., DeSadeleer C., Ham H, Piepsz A. (2001), "Inter observer Reproducibility in Reporting on ^{99m}Tc -DMSA Scintigraphy for Detection of Late Renal Sequelae". *J. Nucl. Med.* Vol. 42, no 4, pp. 564–566.
5. Heikkinen J. (2004), "New automated physical phantom for renography". *J NuclMed.* Vol. 45, no. 7, pp. 495–499.
6. Heldrich F.J., Barone M.A., Spiegler E. (2000), "UTI: diagnosis and evaluation in symptomatic pediatric patients". *Clin. Pediatr.* Vol. 39, no 8, pp. 461–472.

7. *Hitzel A., Liard A., Dacher J. N., Gardin I, Ménard JF, Manrique A, Véra P.* (2004), "Quantitative analysis of ^{99m}Tc -DMSA during acute pyelonephritis for prediction of long-term renal scarring". *J. Nucl. Med.* Vol. 45, no 2, pp. 285–289.
8. *Hitzel A., Liard A., Vera P., Manrique A., Ménard J.F., Dacher J.N.* (2002), "Color and power Doppler sonography versus DMSA scintigraphy in acute pyelonephritis and in prediction of renal scarring". *J. Nucl. Med.*, Vol. 43, no 1, pp. 27–32.
9. *Hoberman A., Charron M., Hickey R.W., Baskin M., Kearney D., Wald E.R.* (2003), "Imaging studies after a first febrile urinary tract infection in young children". *N. Engl. J. Med.* Vol. 16, pp. 195–202.
10. *Landgren M., Sjuostrandyz K., Edenbrandt L.* (2011), "An Automated System for Analysis of Renal Scintigraphy Images". SCIA 2011, LNCS. Pp. 489–500. <http://www2.maths.lth.se/vision/publdb/reports/pdf/landgren-sjostrand-et-al-ssba-12.pdf>
11. *Nikolov N.A., Supruniuk D.A., Smetaniuk A.N.* (2013), "Stochastic Properties of Nephro scintigraphic Images with ^{99m}Tc -DMSA". Proceedings of the IEEE XXXIII International Scientific Conference "Electronics and Nanotechnology". Kiev, Ukraine, pp. 246–250.
12. "Advertising materials of international trading company PTW-Freiburg". http://www.ptw.de/quality_control_nm.html.
13. (2002), "Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Renal Cortical Scintigraphy in Children 2.0. Society of Nuclear medicine procedure guidelines manual 2001". Pp. 157–160.
14. *Zubovsky G.A., Devishev M.I., Ivanov E.V.* (1983), "Radionuclide studies with dynamic phantom". *Medical radiology*, Vol. 28, no. 6, pp. 77–81. (Rus)
15. *Nikolov N.A., Kundin V.Yu., Stepanov N.M., Tyholoz S.P.* (2006), "The computer method of measuring size of the kidneys at analysis of scintigraphic images". *Radio diagnosis, radio therapy*, no. 4, pp. 70-74. (Ukr)