

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ В ЗАДАЧАХ ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ

Современные информационные технологии и средства ядерной медицины являются важнейшими составляющими прогресса в области высоких медицинских технологий. В частности, радионуклидная диагностика невозможна без высокопроизводительных вычислительных комплексов и адекватного математического и программного обеспечения задач своевременного принятия решений. Для оперативных задач медицинской диагностики представляет несомненный интерес корректный анализ яркости томографических изображений (томограмм) в различных участках органов человека.

Нами разработан пакет прикладных программ для расчета распределения яркости томографических данных типа SPECT/CT, полученных с оборудования GE Infinia Hawkeye в формате DICOM. Стандарт DICOM организует медицинскую информацию по 4 уровням: Patient (пациент); Study (дата осмотра); Series (серия изображений); Image (изображение) [6]. Каждый уровень может включать в себя элементы одного или нескольких представителей следующего уровня. В стандарте DICOM один файл может содержать как одно изображение, так и целую серию (Series). Логическая структура файлов формата DICOM состоит из информационного заголовка определяющего данные о пациенте, физике снимка, изображении и многих других параметров, организованных в группы. Во второй части DICOM файла располагается само изображение, как правило, с разрешением по цвету 16 бит (65 535 уровней) оттенков серого для томографических устройств (СТ, MRI и др.) или возможно цветных (RGB, а также ограниченной палитре) для некоторых типов ультразвуковых устройств и медицинских фотографий.

Программа «Гистограмма» позволяет оператору в интерактивном режиме получать гистограммы на любых участках изображений томограмм в формате DICOM для компьютеров класса PC в операционной среде Windows XP. Код программы написан на языке программирования пакета Matlab 7.0 [1,2,7].

Приложение Image Processing Toolbox пакета программ Matlab включает поддержку работы с данными файлов формата DICOM [7].

Задача программирования расчета яркостных характеристик томограмм сводилась к реализации следующих этапов: 1) выбор изображения для анализа яркостных характеристик; 2) сегментация зон диагностического интереса выбранного изображения с возможностью сохранения и загрузки данных на произвольном временном этапе работы оператора; 3) расчет распределения яркости в зонах сегментации изображения и сохранения результатов расчета; 4) вывод сегментированного изображения в постоянную память компьютера и на бумажные носители (рис.1).

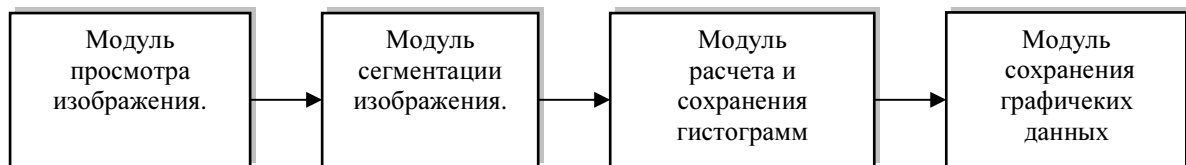


Рис. 1. Функциональная схема пакета программ «Гистограмма».

Процесс обработки конкретной томограммы начинается с использования модуля просмотра и выбора соответствующего изображения для последующей обработки - Viewer SPECT/CT. В функциональном отношении модуль просмотра изображений томограммы решает следующие задачи: 1) выбор каталога содержащего файлы томограммы в формате DICOM; 2) выбор файла томограммы; 3) вывод на дисплей DICOM информации в полном и сокращенном виде файла; 4) вывод на дисплей изображения файла; 5) передача выбранного изображения и соответствующей DICOM информации в модуль сегментации; 6) конвертация изображения в Tiff формат и сохранения его в постоянной памяти компьютера. Последний пункт является дополнительной функцией и не используется в процессе вычисления гистограмм.

Особенность графического интерфейса программы Viewer SPECT/CT заключается в том что на экране дисплея отображается одновременно три окна отражающие полную информацию об изображении томограммы (рис.2). Левое окно служит для выбора конкретного файла томограммы, центральное окно для отображения соответствующей DICOM информации в двух вариантах. Полный вари-

ант – вывод всех параметров (более 200), краткий вариант – 41 параметр. В правом окне находится изображение с соответствующим указателем номера над окном (если в файле несколько изображений). При этом имеется возможность настроить яркость изображения, а также отобразить его на экране дисплея в псевдоцветовой палитре. Таким образом, модуль Viewer SPECT/CT позволяет минимизировать время визуализации серии изображений томограммы оператором для выбора и последующей передачи конкретного изображения в модуль сегментации [3]. Для совместимости с широко распространенными графическими пакетами, такими как Photoshop и т.п. в модуле Viewer SPECT/CT предусмотрена опция конвертации изображения в TIFF формат и его сохранения в постоянной памяти.

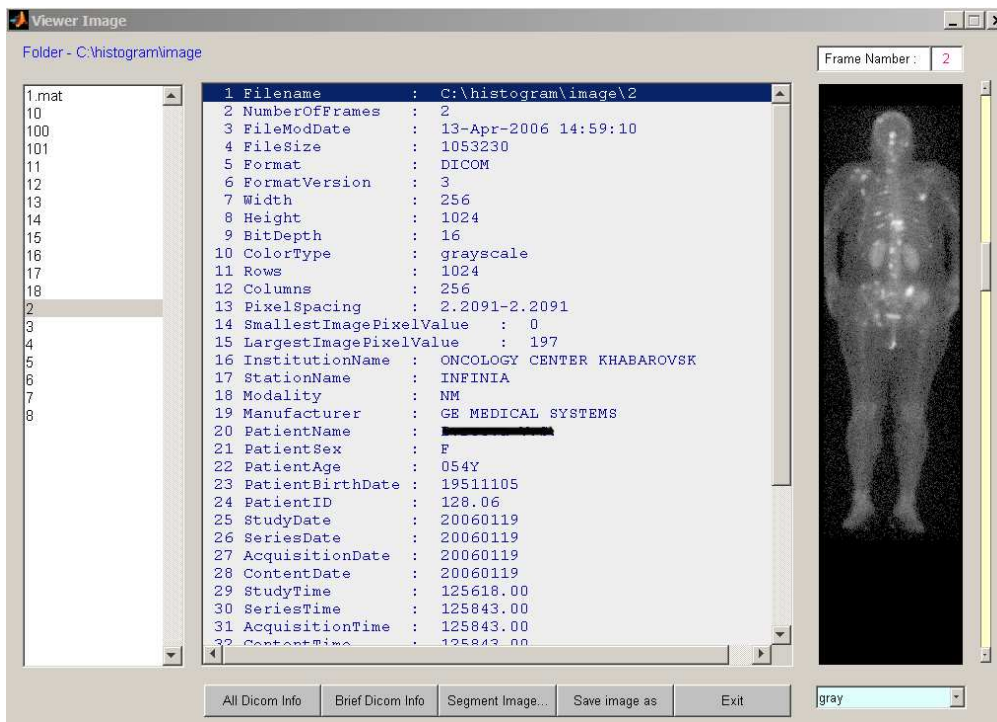


Рис 2. Графический интерфейс модуля Viewer SPECT/CT.

На следующем этапе обработке осуществляется сегментация зон диагностического интереса выбранного файла каждой томограммы (рис.3).

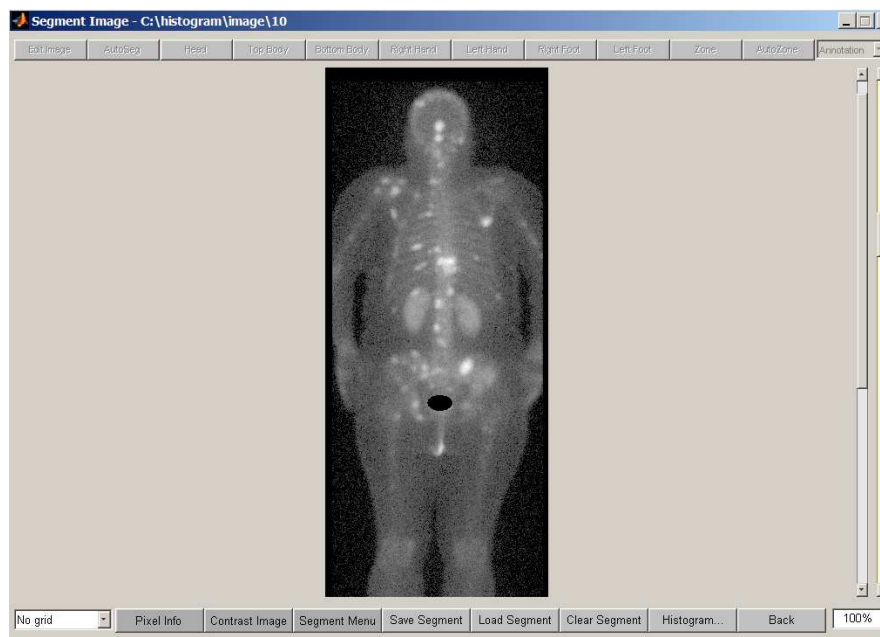


Рис 3. Графический интерфейс модуля сегментации файла томограммы
SPECT/CT

Модуль сегментации решает следующие задачи: 1) редактирование изображения; 2) настройка параметров контрастности изображения (рис.4); 3) сегментирования изображения оператором в «ручном» режиме (рис.5); 4) автоматического сегментирования на уровне органов организма (рис.6) и в произвольно выбранных участках изображения (рис.7); 5) сохранение и загрузка промежуточных результатов сегментации; 6) вспомогательные операции с контурами сегментации такие как перемещение, вращение, расширение, сжатие (рис. 8); 7) передача результатов сегментации в модуль расчета гистограмм. При этом обеспечивается настройка яркости, а также получение информации о значении яркости пикселя в произвольной точке изображения. Для создания оптимальной работы оператора существует возможность изменения масштаба изображения, а также наложения мерной сетки на изображение, позволяющей повысить точность сегментации. Сегментирование изображения оператором в ручном режиме основано на визуальном оконтуривании с помощью компьютерной мыши зон диагностического интереса. Реализация режима автоматического сегментирования на уровне органов организма основана на предварительной фильтрации изображения. Далее используется морфологическая обработка изображения и его бинаризация. Окончательное определение сегментов человеческого организма (голова, верхняя и ниж-

няя части туловища, руки, ноги) основано на алгоритмах сегментации бинарных изображений и анатомических соотношениях органов человеческого организма.

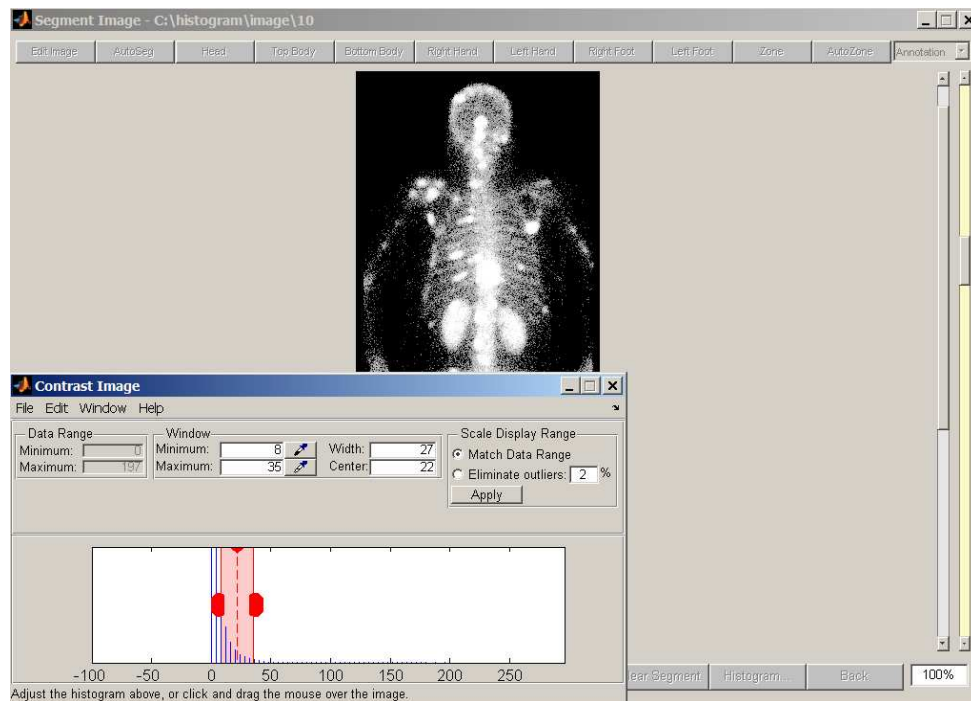


Рис. 4. Графическое окно настройки параметров контрастности изображения

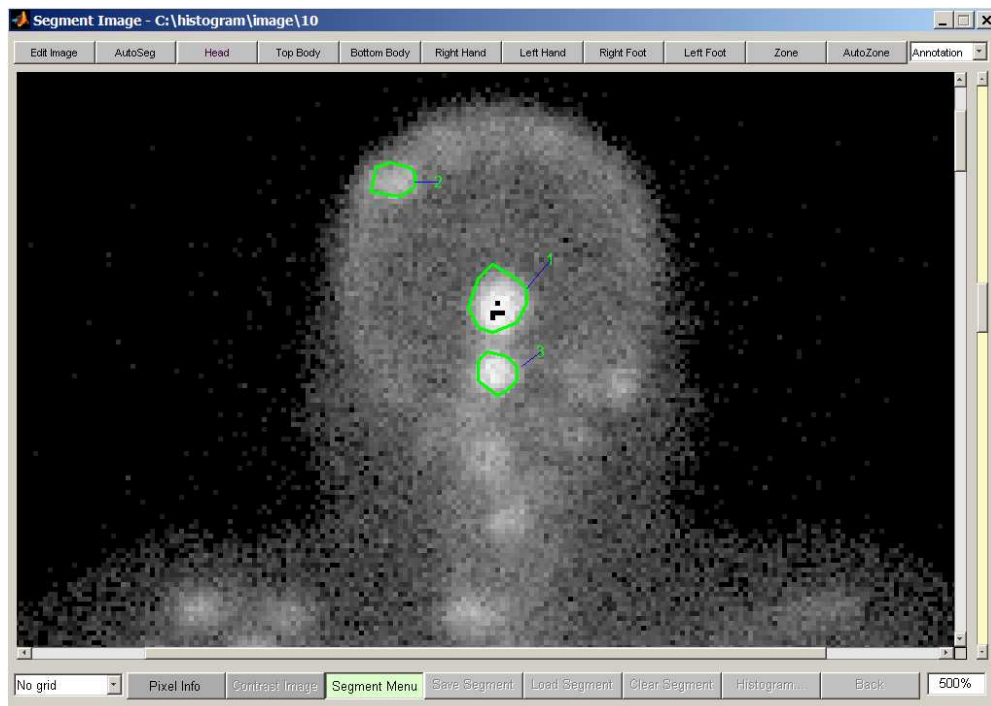


Рис.5. Графическое окно сегментации изображения в ручном режиме

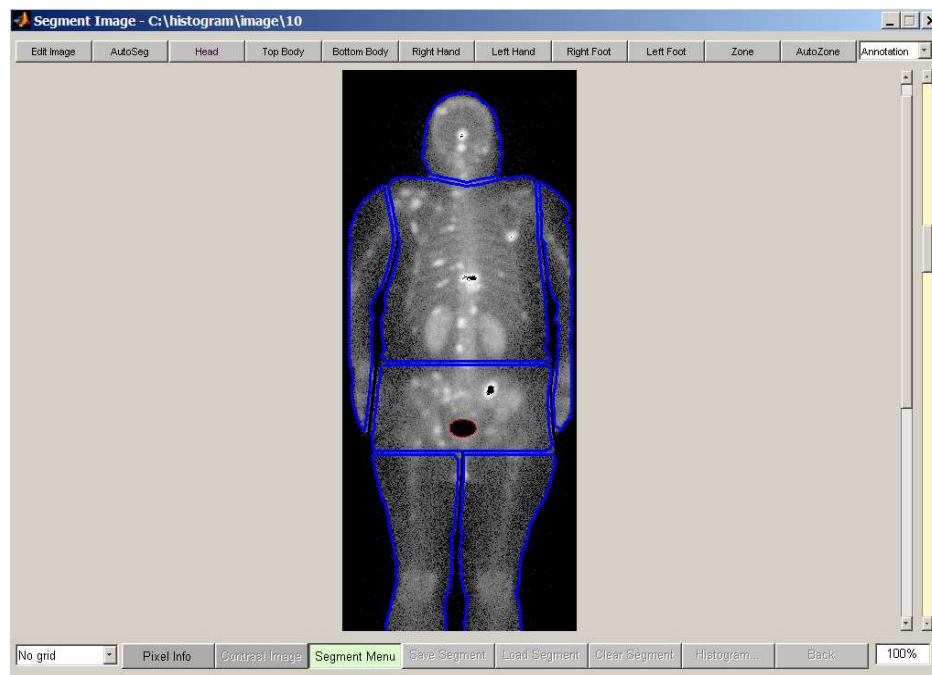


Рис.6. Графическое окно автоматической сегментации на уровне органов изображения.

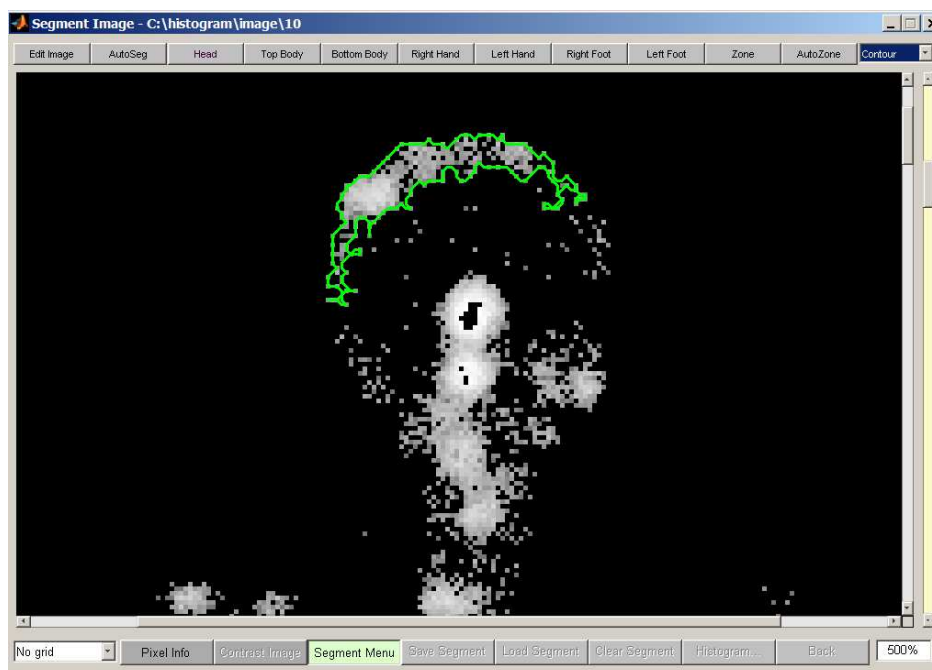


Рис.7. Графическое окно автоматической сегментации в участке головы, определенным оператором.

Автоматическая сегментация в произвольно выбранном оператором участке осуществляется щелчком компьютерной мыши в предполагаемых границах соответствующего участка. Далее применяются известные алгоритмы сегментации бинарных изображений в заданных границах яркости (определенных настройкой параметров контрастности изображения). Для большей гибкости процесса анализа

яркости в зонах диагностического интереса введено понятие зоны вычитания. Зоны вычитания - это сегментированные участки, которые исключаются при расчете распределения яркости. Сегментация зон вычитания может проводиться в двух режимах. В первом случае - это ручной режим, а во втором используется автоматический режим с использованием варианта алгоритма «роста регионов» [4].

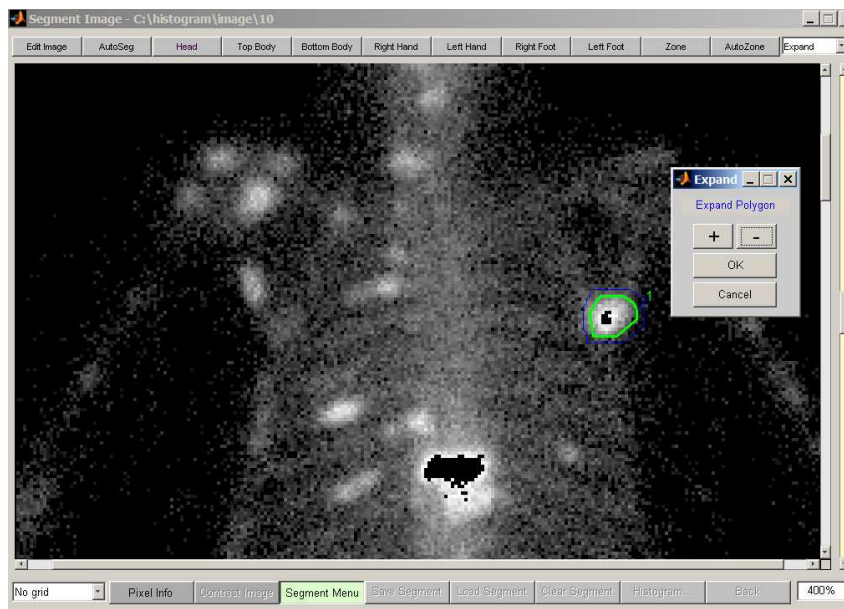


Рис.8. Графическое окно операции расширения контура сегментации.

На третьем этапе обработке используется модуль расчета распределения яркости с заданным шагом в заданном диапазоне в зонах сегментации.

В рамках этого модуля реализованы следующие задачи: 1) расчет распределения яркости в зонах сегментации, при этом задаются искомый диапазон яркости и импульса, а также шаг по яркости; 2) отображение результатов расчета на дисплее в числовом и графическом виде (рис.8,9); 3) сохранение результатов расчета и сегментированного изображения на жесткий диск и другие носители информации; 4) передача расчетных данных в модуль печати сегментированного изображения.

Параметр «Импульс» является функцией режима сканирования аппарата и яркости [7]. Графический интерфейс модуля расчета распределения яркости с заданным шагом и в определенном диапазоне в зонах сегментации позволяет в доступной для медицинского специалиста форме отображать результаты расчета яркости в виде графиков (рис.9).

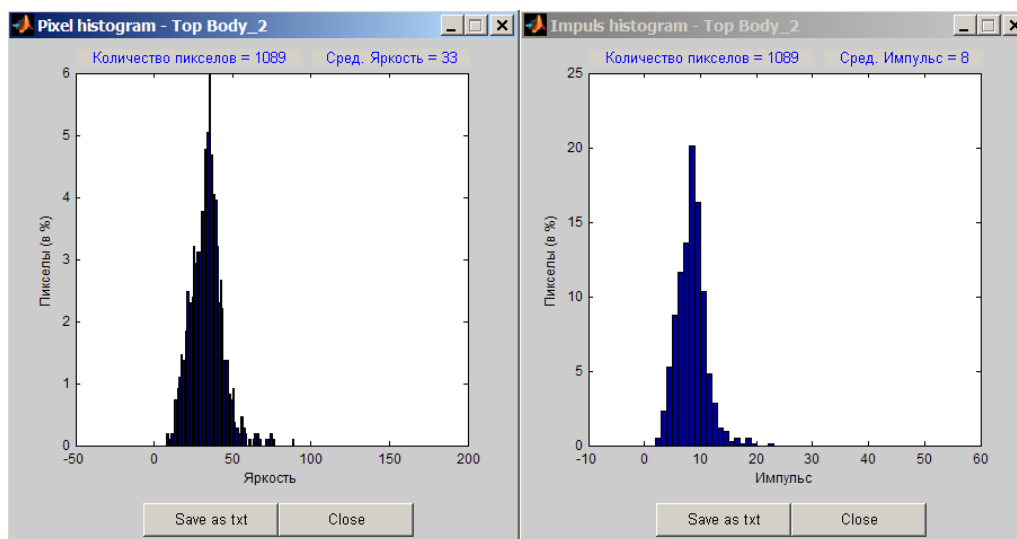


Рис.9. Графическое окно отображения результатов расчета яркости

Расчет распределения яркости проводится по следующему алгоритму: 1) задается значение яркостного диапазона; 2) выбирается шаг разбиения диапазона на равные интервалы; 3) для каждой зоны сегментации рассчитывается процент количество пикселей, попадающих в тот или иной интервал яркости от общего количества пикселей, принадлежащих данной зоне сегментации. На заключительном этапе обработки томограммы используется модуль сохранения на жесткий диск и печати всего сегментированного изображения или его увеличенных участков (рис. 10).

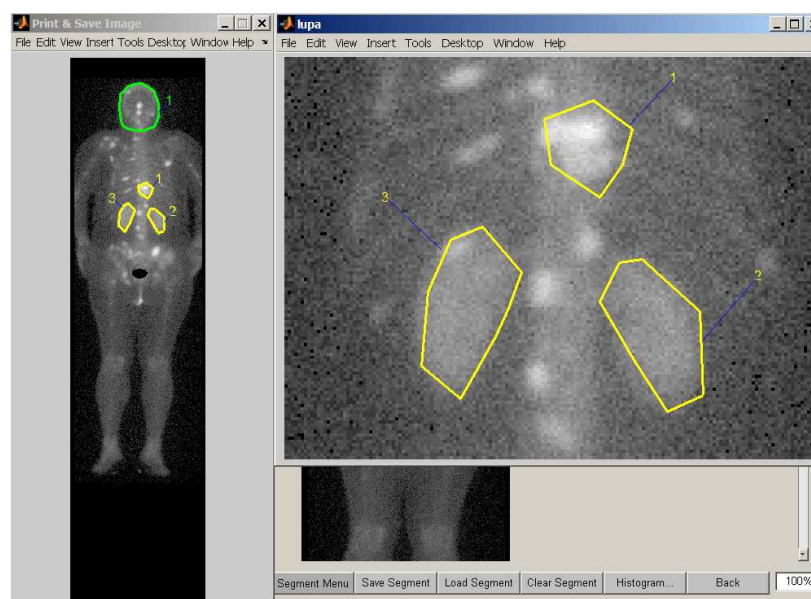


Рис. 10. Графические окна сохранения сегментированного изображения.

Таким образом, разработана система автоматизированной компьютерной диагностики скелетных метастазов по данным сцинтиграфии, основанная на

принципах распознавания образов и обладающая функциями экспертного анализа медицинских изображений. Система, развивающая вышеизложенные принципы, включает, помимо сегментации изображения скелета, расчет текстурных, гистограммных и морфометрических параметров, создание специализированной обучающей выборки. В основу формирования классифицирующей функции положен метод опорных векторов, а надежность классифицирующей функции определяется с помощью показателя ожидаемой латентной изменчивости классификатора [3,5]. Созданная КАД-система позволяет повысить диагностическую эффективность анализа сцинтиграмм и планарных сканограмм скелета на основе метода остеосцинтиграфии, а также может применяться и в иных задачах радионуклидной диагностики.

Литература

1. Ануфриев И.Е., Смирнов А.Б., Смирнова Е.Н. Matlab 7 в подлиннике. СПб.: БХВ-Петербург, 2005. 1104 с.
2. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. М.: Техносфера, 2006. 616 с.
3. Kosykh N.E., Gostuyshkin V.V., Savin S.Z., Voroztov I.V. Designing the systems of computer diagnostics of medical images // Proc. of The First Russia and Pacific Conference on Computer Technology and Applications (RPC 2010). Vladivostok, Russia. 6 - 9 September, 2010. 4 p.
4. Mancas M., Gosselin B., Maco B. Segmentation Using a Region Growing Thresholding // Document HTML. URL: http://tcts.fpms.ac.be/publications/papers/2005/spieEI05_mmbgbm.pdf (Дата обращения 12.01.13.)
5. Statistics, Mathematics & Analysis // Document HTML. URL: <http://www.businessdictionary.com/definition/predictor-variable.html> (Дата обращения 09.01.13.)
6. The official Dicom website // Document HTML. URL: <http://medical.nema.org/dicom> (Дата обращения 29.12.12.)
7. The official Matlab website // Document HTML. URL: <http://www.mathworks.com> (Дата обращения 29.12.12.)