

## ЭКСПЕРТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ КОМПЬЮТЕРНОГО АВТОМАТИЗИРОВАННОГО АНАЛИЗА СЦИНТИГРАММ СКЕЛЕТА С ВИЗУАЛЬНОЙ ОЦЕНКОЙ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЙ

Бурков С.М.<sup>1</sup>, Косых Н.Э.<sup>2</sup>, Савин С.З.<sup>1</sup>, Свиридов Н.М.<sup>1</sup>

**Цель исследования.** является построение экспертной системы для компьютерного автоматизированного анализа сцинтиграмм скелета с визуализацией оценки качества медицинских изображений.

**Материалы и методы.** Метастатическое поражение скелета является одним из частых злокачественных новообразований. Посредством компьютерного автоматизированного анализа изучены планарные остеосцинтиграммы скелета больных, находящихся как в полной ремиссии, так и в фазе прогрессирования заболевания с метастазами в скелет. Для этого была разработана экспертная система, предназначенная для анализа планарных сцинтиграфических снимков скелета человека в двух проекциях (передней и задней), выполненных на одном и том же оборудовании: гамма-камере производства GE INFINIA HAWKEYE 4. В системе используются два режима обработки областей: режим обучения и нормальный режим. В нормальном режиме система классифицирует области по типу «норма/патология», используя настроенный заранее классификатор. Для реализации возможности оперативной настройки классификатора предусмотрен режим обучения экспертной системы. В КАД-системе использованы два классификатора, показавших лучшие результаты для передней и задней проекций соответственно. Оба классификатора настроены методом опорных векторов без учёта локализаций объекта интереса (ОИ) и по результатам тестирования имеют относительную частоту верной классификации 0.71 и 0.78 для передней и задней проекций соответственно.

**Результаты.** Рассмотрен ряд показательных результатов обработки нескольких реальных сцинтиграфических изображений при помощи созданной КАД-системы. Все рассмотренные примеры были выбраны случайным образом из тестовой и обучающей выборки. Выявлено, что в реальной врачебной практике излишняя оптимистичность классификаторов не идёт на пользу пациента и может послужить причиной скрытой патологии при диагностике.

**Выводы.** Анализ результатов обработки КАД-системой сцинтиграмм скелетов реальных пациентов с визуальной оценкой качества изображений (от хорошего до плохого) не позволил выявить явной зависимости результатов классификации от визуального качества изображений. В целом система показала хороший результат, однако для внедрения в учреждения здравоохранения требует дальнейшего совершенствования.

Ключевые слова: планарная остеосцинтиграмма, экспертная система, компьютерный автоматизированный анализ, скелетные метастазы, объект интереса (ОИ), очаг гиперфиксации радиофармпрепарата (ОГФ РФП).

Контактный автор: Савин С.З., e-mail: savin.sergei@mail.ru

Для цитирования: Бурков С.М., Косых Н.Э., Савин С.З., Свиридов Н.М. Экспертная система для компьютерного автоматизированного анализа сцинтиграмм скелета с визуальной оценкой качества изображений. REJR 2018; 8(3):227-248. DOI:10.21569/2222-7415-2018-8-3-227-248.

Статья получена: 10.06.18

Статья принята: 06.07.18

## THE EXPERT SYSTEM FOR COMPUTER-AIDED ANALYSIS OF OSTEOSCINTIGRAMS WITH VISUAL ASSESSMENT OF IMAGE QUALITY

Burkov S.M.<sup>1</sup>, Kosyh N.J.<sup>2</sup>, Savin S. Z.<sup>1</sup>, Sviridov n.M.<sup>1</sup>

**Purpose.** The aim of the work is to build an expert system for computer-aided analysis of skeleton scintigrams with visualization of medical image quality assessment.

**Materials and methods.** Metastatic lesion of the skeleton is one of the most frequent tumor. The planar osteoscintigrams of the skeleton of patients who are in complete remission and in the phase of progression of the disease with metastases to the skeleton were studied by means of computer-aided analysis. For this purpose, an expert system was developed for the analysis of planar scintigraphic images of the human skeleton in two projections (front and back), made on the same equipment: gamma camera production GE INFINIA HAWKEYE 4. The system uses two modes of processing areas: learning mode and normal mode. In normal mode, the system classifications region of the type "normal/pathological" using pre-configured classifier. To allow operational settings of the classifier of the mode of training of the expert system. In the CAD-system, two classifiers were used, which showed better results for the anterior and posterior projections, respectively. Both classifiers are configured by the method of reference vectors without taking into account the localization of the OI and the test results have a relative frequency of correct classification 0.71 and 0.78 for the anterior and posterior projections, respectively.

**Results.** A number of illustrative results of processing of several real scintigraphic images by means of the created CAD-system are considered. All considered examples were chosen randomly from the test and training samples. It is shown that in real medical practice excessive optimism of classifiers does not benefit the patient and can serve as the reason of undeclared pathology at diagnostics.

**Conclusion.** Analysis of the results of CAD-system processing of scintigrams of skeletons of real patients with visual assessment of image quality (from good to bad) did not reveal the obvious dependence of the classification results on the visual quality of images. In General, the system has shown a good result, but for the introduction of health care institutions requires further improvement.

Keywords: plane osteoscintigraphy, expert system, computer automated analysis (CAD), skeletal metastases, the object of interest (OI), the focus of hyperfixation radiopharmaceutical (FMG RFP).

Corresponding author: Savin S.Z. e-mail: savin.sergei@mail.ru

For citation: *Burkov S.M., Kosyh N.J., Savin S. Z., Sviridov N.M. The expert system for computer-aided analysis of osteoscintigrams with visual assessment of image quality. REJR 2018; 8 (3):227-248. DOI:10.21569/2222-7415-2018-8-3-227-248.*

Received: 10.06.18

Accepted: 06.07.18

Одним из частых злокачественных новообразований является метастатическое поражение скелета [1]. При целом ряде новообразований проведение специальных методов противоопухолевой терапии позволяет существенно продлить жизнь больных с костными метастазами. Однако при этом важным условием является раннее выявление метастатического поражения [2].

Одним из методов диагностики костных метастазов является радионуклидное исследование скелета – планарная остеосцинтиграфия [3, 4]. Пациенту вводят радиофармпрепарат (РФП), состоящий из молекулы-вектора и радиоактивного маркера (изотопа), молекула-вектор поглощается определённой структурой организма (орган, ткань, жидкость), радиоактивная метка испускает гамма-лучи, которые

регистрируются гамма-камерой [5].

В случае с костной тканью РФП, представленный фосфатными комплексами, соединёнными с  $^{99m}\text{Tc}$ , аккумулируется преимущественно в поражённых участках ткани, связываясь с кристаллами гидроксиапатита, которые в большом количестве присутствуют в зонах патологической регенерации кости. Такая патологическая регенерация наблюдается при костных метастазах, но может присутствовать при травмах и некоторых заболеваниях скелета. Поэтому результаты радионуклидных исследований скелета во многом являются неспецифичными, что существенно затрудняет постановку точного диагноза и выбор соответствующего метода лечения [6]. В целом диагностика скелетных метастазов, даже при нынешних высоких технологиях, является сложной задачей, качество решения которой напрямую зависит

1 - Pacific National University.

2 - General and clinical surgery, The Far-Eastern State Medical University of Ministry of health of the Russian Federation. Khabarovsk, Russia.

от «человеческого фактора» [7].

Диагностическая точность остеосцинтиграфии может быть улучшена при параллельном использовании компьютерных технологий анализа изображений [8, 9]. В связи с чем разработка экспертной системы в виде КАД-системы, которая, если и не выполнит всю диагностику за специалиста, то обязательно привлечёт его внимание к тому или иному очагу гиперфиксации (ОГФ) РФП, крайне актуальна. Правильно построенная система может повысить качество диагностики. Применение подобных систем, например, в области маммографии, позволяет повысить точность диагностики на 20% [5, 10]. Однако на данный момент работ по созданию КАД-систем для анализа планарных сцинтиграмм крайне мало, и они носят скорее исследовательский характер [2, 11, 12]. Таким образом, задача построения КАД-системы для анализа планарных сцинтиграмм скелета не является до конца решённой, несмотря на ее практическую актуальность.

**Цель работы:** построение экспертной системы для компьютерного автоматизированного анализа сцинтиграмм скелета с визуализацией оценки качества медицинских изображений.

#### **Материалы и методы.**

Нами была разработана экспертная система, предназначенная для анализа планарных сцинтиграфических снимков скелета человека в двух проекциях (передней и задней), выполненных на одном и том же оборудовании: гамма-камере производства GE INFINIA HAWKEYE 4 [13 - 16]. Применение единого типа медицинского оборудования позволяет сократить затраты, связанные с приемом, хранением данных и подготовкой к обработке [17]. Изображения, полученные в ходе обследования пациента, хранятся в файлах в формате DICOM [18]. Этот формат является отраслевым стандартом и весьма обширен, но для практического использования применительно к данному оборудованию достаточно изучения несколько его частей [19]. DICOM-файл имеет теговую структуру с указанием длины данных тега, что позволяет пропускать незнакомые теги, это очень важная особенность: согласно спецификациям, в формате могут встречаться пользовательские теги, не входящие в стандарт, поэтому их интерпретация может быть затруднена, теговая же структура позволяет легко пропустить такой блок данных.

Помимо самих изображений, в файле хранится служебная информация об обследовании, пациенте, лечащем враче, медицинском учреждении и прочее. Для рассматриваемого оборудования каждый DICOM-файл содержит изображения сразу двух проекций тела человека практически в полный рост в виде двух кадров: первый слайд – передняя проекция, второй –

задняя. Всего было обработано 98 файлов обучающая и 149 – тестовая выборка.

Само изображение такой проекции – растровое, каждый пиксель хранит в себе информацию об интенсивности излучения в виде 16-ти битного целого числа, в котором для рассматриваемого оборудования значимыми являются только первые 12 бит. Каждый пиксель изображения может быть представлен 4096 уровнями яркости. Размер кадра изображения 128 точек в ширину на 1024 точки по высоте.

Таким образом, исходной информацией для построения экспертной системы являются сцинтиграфические изображения, поступающие для анализа от медицинского оборудования, а также стандарты и форматы представления изображений.

Проведенные ранее исследования позволили выделить общие принципы построения КАД-систем для анализа медицинских изображений [20 - 23]. Подобную систему можно разделить на функциональные блоки (табл. №1).

Система должна поддерживать ввод изображения как из DICOM-файла, так и из архива. Под этой функцией понимается загрузка изображения и представление его в виде, удобном для дальнейшей обработки. Далее необходимо провести процесс сегментации изображения, если оно ещё не обрабатывалось. Этот процесс целесообразно разбить на два этапа: оконтуривание скелета и оконтуривание непосредственно самих областей интереса. На следующем шаге вычисляются числовые характеристики «областей интереса» (ОИ), они потребуются для дальнейшей работы системы [24, 25].

Обработка полученных областей интереса зависит от выбора режима работы. В системе используются два режима обработки областей: режим обучения и нормальный режим. В нормальном режиме система классифицирует области по типу «норма/патология», используя настроенный заранее классификатор. Для реализации возможности оперативной настройки классификатора предусмотрен режим обучения системы. В этом режиме эксперт оценивает области интереса и помечает их, как входящие или не входящие в обучающую выборку. Далее на основе обучающей выборки (в режиме обучения) строится классификатор. Завершает процесс обработки сохранение результата обработки изображения в архив.

Как видно из таблицы №1, практически на каждом шаге (этапе) обработки функции системы необходима соответствующая визуализация в виде дружественного графического интерфейса. Особо важную роль играет визуализация изображения во время сегментации, поскольку необходимо как можно более точно выделить все области интереса, что иногда затрудняется плохим качеством изображений.

**Таблица №1. Схема работы САД-системы.**

Визуализация	Ввод изображения и предварительная подготовка данных для обработки	
	Сегментация изображения	
	Вычисление числовых характеристик областей интереса	
	Обработка в зависимости от режима	
	Нормальный режим	Режим обучения
	Оценка классификатором	Оценка экспертом
		Создание классификатора
Сохранение в архиве		

Задача построения комплекса включает разработку и создание алгоритмических и программных средств обработки изображений на каждом этапе, создание средств формирования изображений (визуализации), обеспечивающих заданные требования к качеству изображения.

Ранее была сформулирована задача построения КАД-системы для анализа планарных сцинтиграмм и проведена её декомпозиция на ряд подзадач [26]. Это выделение ОИ – контура скелета и очага гиперфиксации (ОГФ), определение набора числовых характеристик ОИ (создание признакового пространства), выбор методов построения классификаторов, соответствующих выделенным ранее этапам обработки изображений в медицинских информационных системах (МИС). Показано, что автоматическое выделение контура скелета – очень сложная вычислительная задача, поэтому разумно применить ручное оконтуривание [16]. Для автоматического выделения очагов гиперфиксации был создан корректный алгоритм, хорошо работающий на большинстве изображений [22]. А в тех случаях, когда он даёт сбой, есть возможность применить ручное выделение ОГФ. В качестве признакового пространства использован набор из гистограммных, текстурных и морфометрических параметров, что дало возможность повысить качество проведения. В качестве основного классификатора решено использовать линейный классификатор на основе метода опорных векторов с простым стохастическим алгоритмом настройки [27 - 30]. В нашей КАД-системе использованы классификаторы, показавшие лучшие результаты для передней и задней проекций соответственно [26]. Оба классификатора настроены методом опорных векторов без учёта локализаций ОИ и по результатам тестирования имеют относительную частоту верной классификации 0.71 и 0.78 для передней и задней проекций соответственно.

**Результаты исследований и обсуждение.**

Рассмотрим некоторые наиболее показательные результаты обработки нескольких реальных сцинтиграфических изображений при помощи созданной КАД-системы. Все рассмотренные примеры были выбраны случайным образом из тестовой и обучающей выборок. Выделение скелета на всех сцинтиграммах вручную

проводил эксперт. Большинство очагов гиперфиксации (ОГФ) были выделены при помощи автоматической сегментации и оценены экспертом по принципу «норма/патология». Те случаи, где эксперт затруднялся с постановкой диагноза, КАД-системой не обрабатывались. Для очагов изображений, не входящих в обучающую выборку, были рассчитаны значения функции уверенности [31]. Диапазон её значений приведён в описаниях к изображениям. В исходных изображениях более яркие пиксели соответствуют более интенсивному излучению РФП в тканях. Для удобства восприятия изображений в полутоновом исполнении все цвета исходных изображений инвертированы. В цветной версии изображений патологические очаги окрашены в голубой, а здоровые – в сиреневый цвет. В полутоновом варианте все патологические ОГФ имеют более тёмный тон по сравнению со здоровыми очагами. Каждый пример представляет собой 6 изображений, первые 3 – передняя проекция, последующие 3 – задняя. На всех рисунках слева направо располагаются исходные изображения, результаты сегментации и оценки экспертом, результат оценки классификатором.

Визуально по качеству данное изображение можно оценить как среднее. Это изображение не входило в обучающую выборку, однако классификатор передней проекции уверенно справился со своей задачей. В результате из семи очагов все очаги были распознаны верно (рис.1). Следует также отметить значения функции уверенности, близкие к 1.

В случае задней проекции (рис. 2) патологический очаг ошибочно принят классификатором за здоровый. Всего обнаружено 5 очагов, а в результате уровень верного распознавания ОГФ составляет 0,8. В целом по пациенту результат получился весьма оптимистичный. Функция уверенности имела в среднем низкое значение 0,2-0,45.

Следующий пример, с точки зрения визуальной оценки качества изображения, можно оценить как хороший. Данный пример входил в обучающую выборку, однако классификаторы всё равно допустили ошибки. В случае передней проекции (рис. 3) из 9 очагов 2 ошибочно приняты за здоровые, при этом остальные очаги распознаны, верно. Таким образом, имеем

частоту верной классификации на уровне 0,78.

На задней проекции было выявлено 4 ОГФ, 3 из которых были, верно, распознаны классификатором как здоровые. Однако один патологический очаг был неверно классифицирован как здоровый, в результате частота верной классификации 0,75. В итоге применительно к данному пациенту классификаторы часто пропускали патологические ОГФ, относя их к здоровым.

Стоит заметить, что в реальной врачебной практике такая излишняя оптимистичность классификаторов не идёт на пользу пациента и может послужить причиной не выявления патологии при диагностике.

С точки зрения визуальной оценки следующее изображение можно оценить, как удовлетворительное. Данное изображение не входило в обучающую выборку. На передней проекции (рис. 5) было выделено 9 ОГФ, из них 2 было помечено экспертом как патологические. Классификатор, верно, распознал 7 очагов, включая один патологический, в итоге частота верной классификации по передней проекции составила 0,78. Значение функции уверенности колебалось от 0,2 до 0,8.

На задней проекции (рис. 6) было выделено 7 очагов, из них 3 эксперт оценил, как патологические. Классификатор допустил ошибки по всем патологическим очагам, в итоге относительная частота верной классификации 0,43, что недопустимо при реальной диагностике. При этом функция уверенности имела низкие значения, в среднем менее 0,2.

Следующий пример можно оценить как изображения хорошего визуального качества. Данное изображение не входило в обучающую выборку. На передней проекции (рис. 7) было зафиксировано 50 очагов гиперфиксации РФП, из них только 6 эксперт оценил как здоровые. Классификатор же, верно, распознав все здоровые очаги, допустил множество ошибок в случае патологических.

В результате такой классификации 32 очага из 50 классифицированы неверно, что даёт частоту верной классификации 0,36 – совершенно неприемлемый результат.

Схожий результат можно увидеть на задней проекции (рис. 8). Здесь было выявлено около 40 очагов фиксации РФП, каждый из которых был признан экспертом как патология. Классификатор правильно оценил лишь половину выявленных очагов, что является опять же неприемлемым результатом.

В целом качественное с точки зрения визуальной оценки изображение было классифицировано системой очень плохо. Функция уверенности в основном была выше 0,5 на верных очагах и ниже на ошибочных.

Изображение, представляющее следую-

щий пример, по качеству визуально можно оценить как среднее. Данный пример входил в обучающую выборку. На передней сцинтиграмме (рис. 9) было выявлено 22 очага гиперфиксации РФП, из них только 8 эксперт оценил как здоровые. Классификатор допустил 5 ошибок, неверно классифицировав патологические очаги.

В результате относительная частота верной классификации для передней проекции составила 0,77, что с одной стороны не плохой результат, но, с другой стороны, классификатор слишком оптимистичен.

На задней проекции (рис. 10) было выявлено 33 очага, 9 из которых получили статус здоровых от эксперта. Классификатор неверно оценил 7 очагов, 5 из которых неверно признал здоровыми, а 2 – патологическими. В результате частота верной классификации приближается к 0,79. В целом результат обработки примера можно считать удовлетворительным.

Изображения следующего примера можно признать изображениями удовлетворительного качества с точки зрения визуального восприятия. Данный пример входил в обучающую выборку, однако имеют место ошибки классификации. Так, в случае передней проекции (рис. 11) из 30 очагов гиперфиксации РФП неверно классифицированы 5 очагов, что даёт частоту верной классификации порядка 0,83.

Что касается характера ошибок классификатора, то они практически сбалансированы – 3 патологических очага неверно признаны здоровыми, и соответственно 2 здоровых признаны патологическими.

На задней проекции (рис. 12) было выявлено 17 очагов, 7 из которых были признаны экспертом патологиями. Классификатор, верно, распознал 9 очагов. В представленном случае в основном имели место ложнопатологические очаги. Таких очагов было выявлено 6, но также были выявлены 2 ложно здоровые очага. В итоге уровень верных классификаций низок – 0,52, что неприемлемо для применения на практике.

Последний пример не входил в обучающую выборку. Изображение визуально можно оценить как плохое. Однако классификатор передней проекции, верно, распознал все 9 очагов (рис. 13). Это очень хороший результат для изображения подобного качества. Функция уверенности преимущественно принимала значения выше 0,4.

Достаточно мало ошибок допустил и классификатор задней проекции (рис. 14) – из 7 очагов неверно классифицировано 2. Один здоровый очаг был помечен классификатором как патология, один патологический очаг ошибочно принят за здоровый. Частота верной классификации при этом составила порядка 0,78. Несмотря на плохое качество изображения, клас-

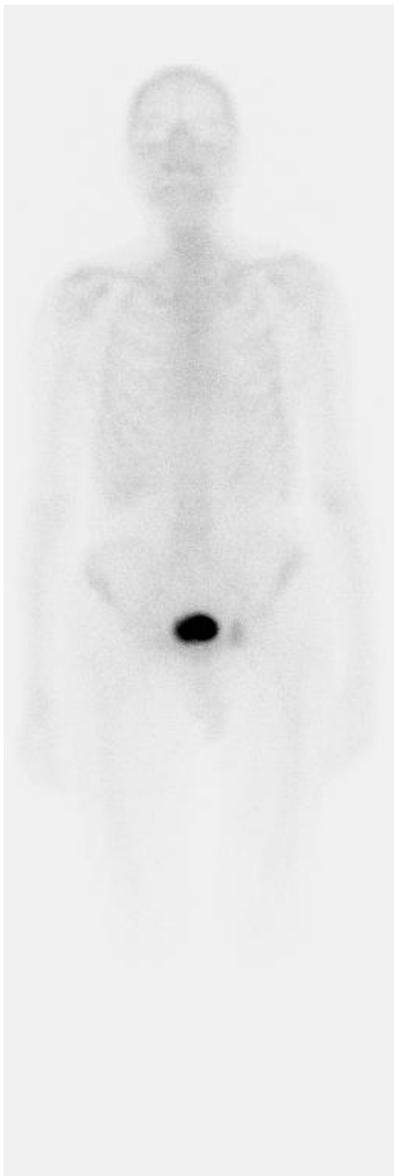


Рис. 1 а (Fig. 1 a)

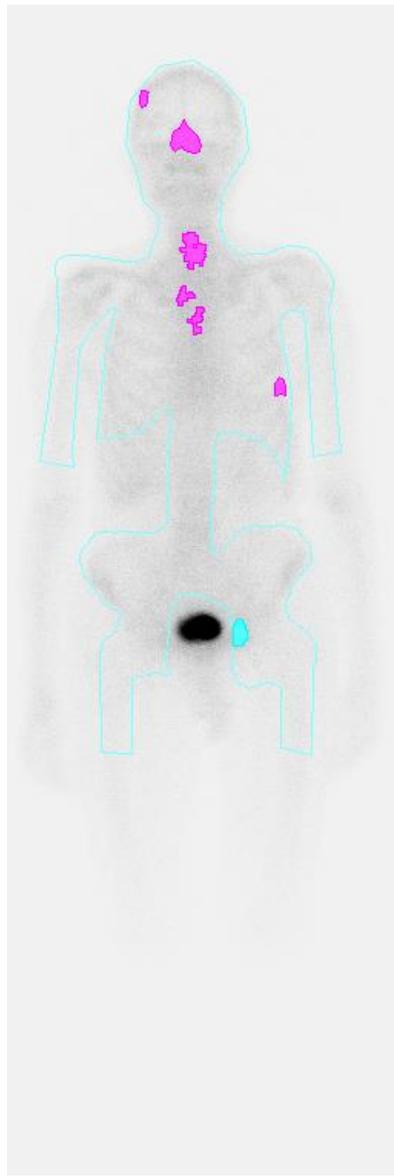


Рис. 1 б (Fig. 1 в)

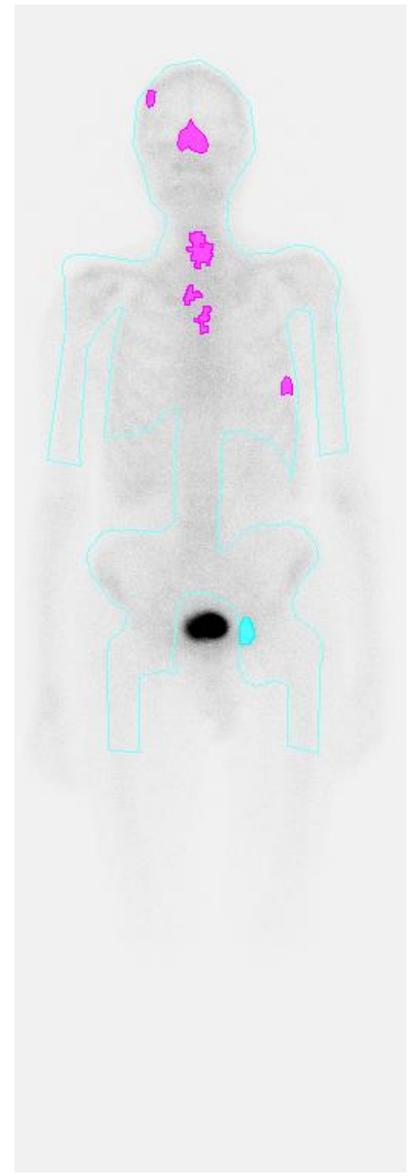


Рис. 1 в (Fig. 1 с)

**Рис. 1. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. пример №1. а – исходное изображение, в – результаты сегментации и оценки экспертом, с – результат оценки классификатором. все очаги распознаны верно.

**Fig. 1. Scintigraphy.**

Frontal view. Example No. 1. a - the original image, b - results of segmentation and evaluation by an expert, c - the result of evaluation by the classifier. all the lesions are recognized correctly.

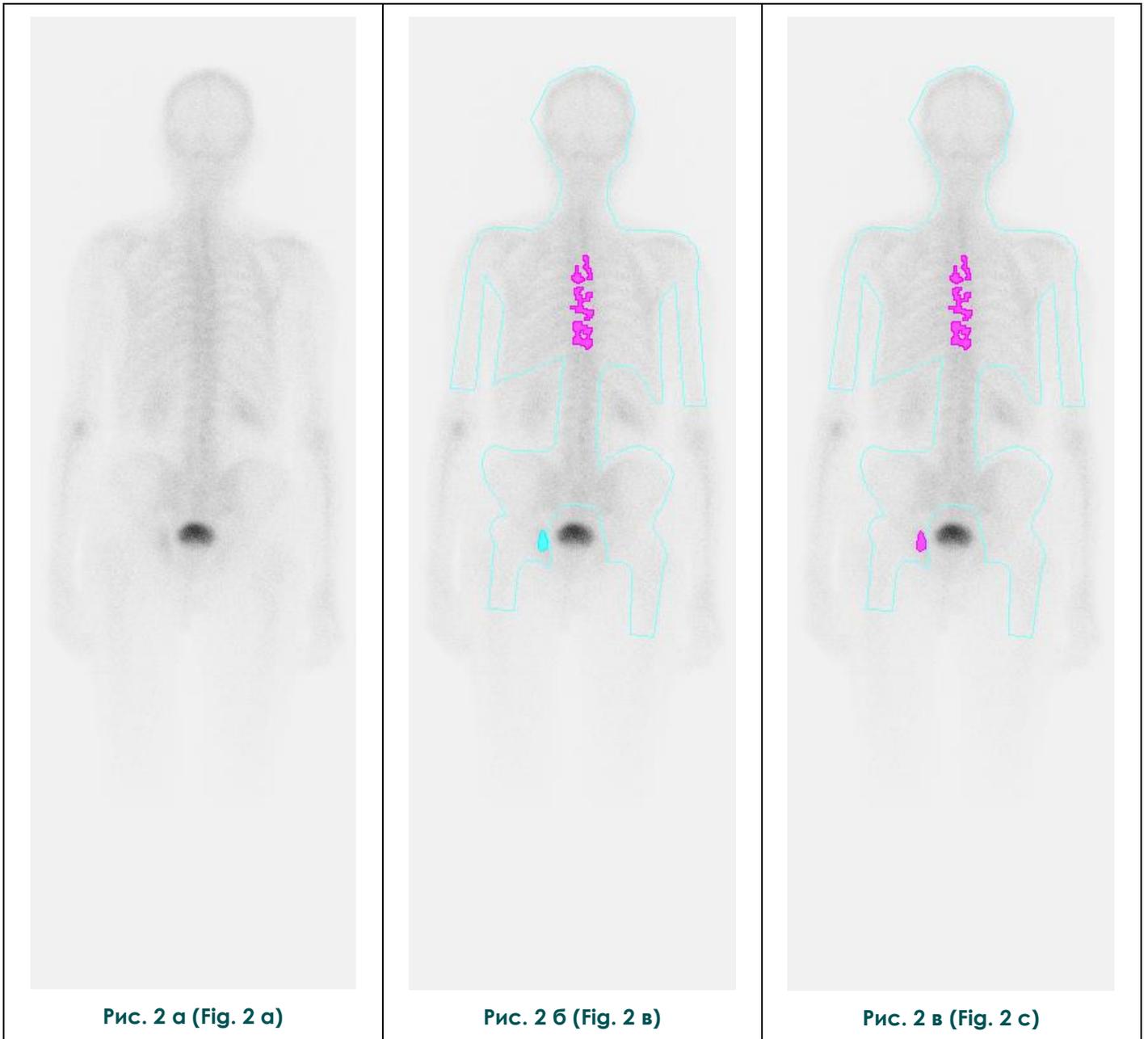


Рис. 2 а (Fig. 2 а)

Рис. 2 б (Fig. 2 в)

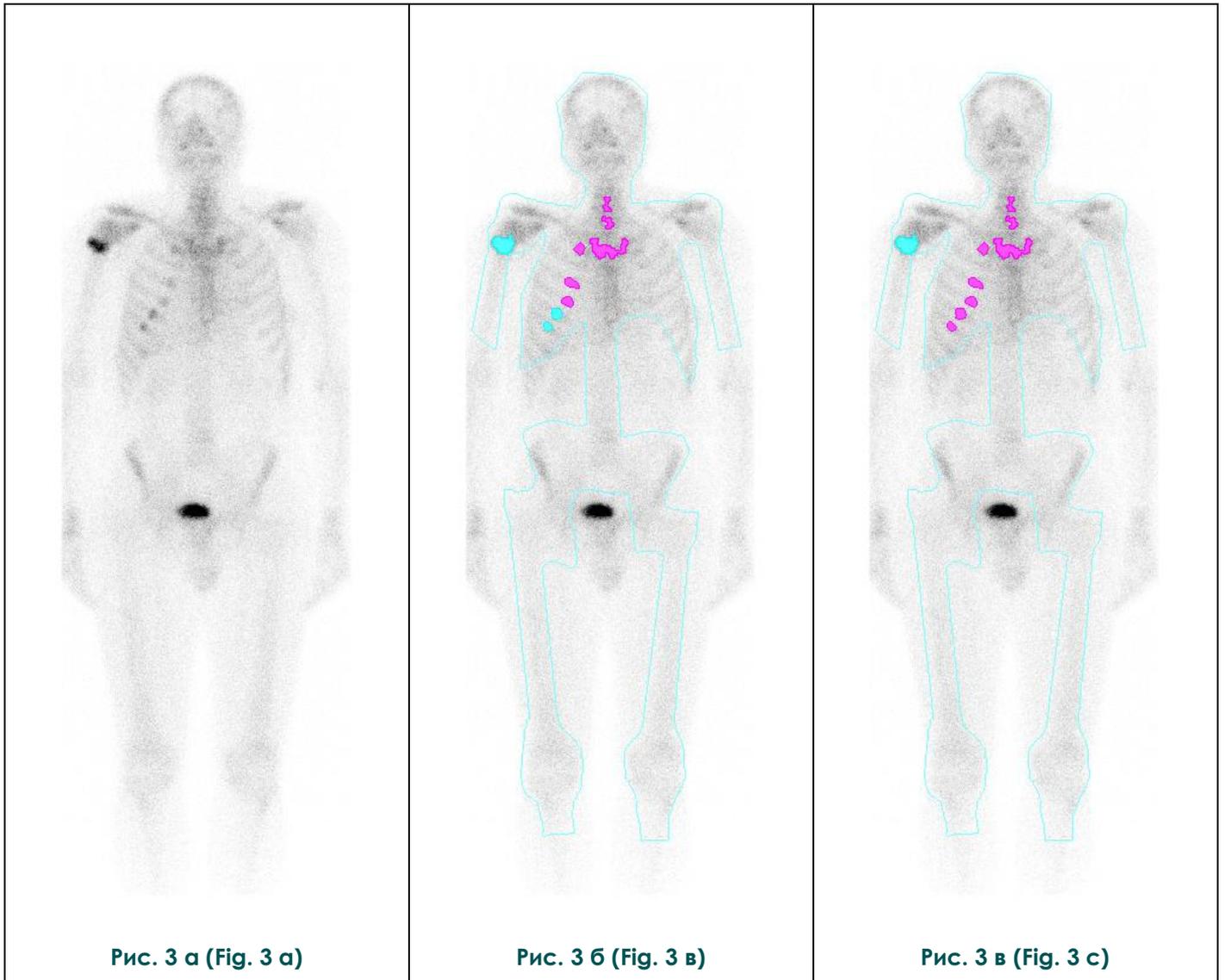
Рис. 2 в (Fig. 2 с)

**Рис. 2. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Пример №1. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, патологический очаг принят за здоровый.

**Fig. 2. Scintigraphy.**

Back view. Example No. 1. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C – the result of evaluation by the classifier, the pathological focus is taken as healthy.

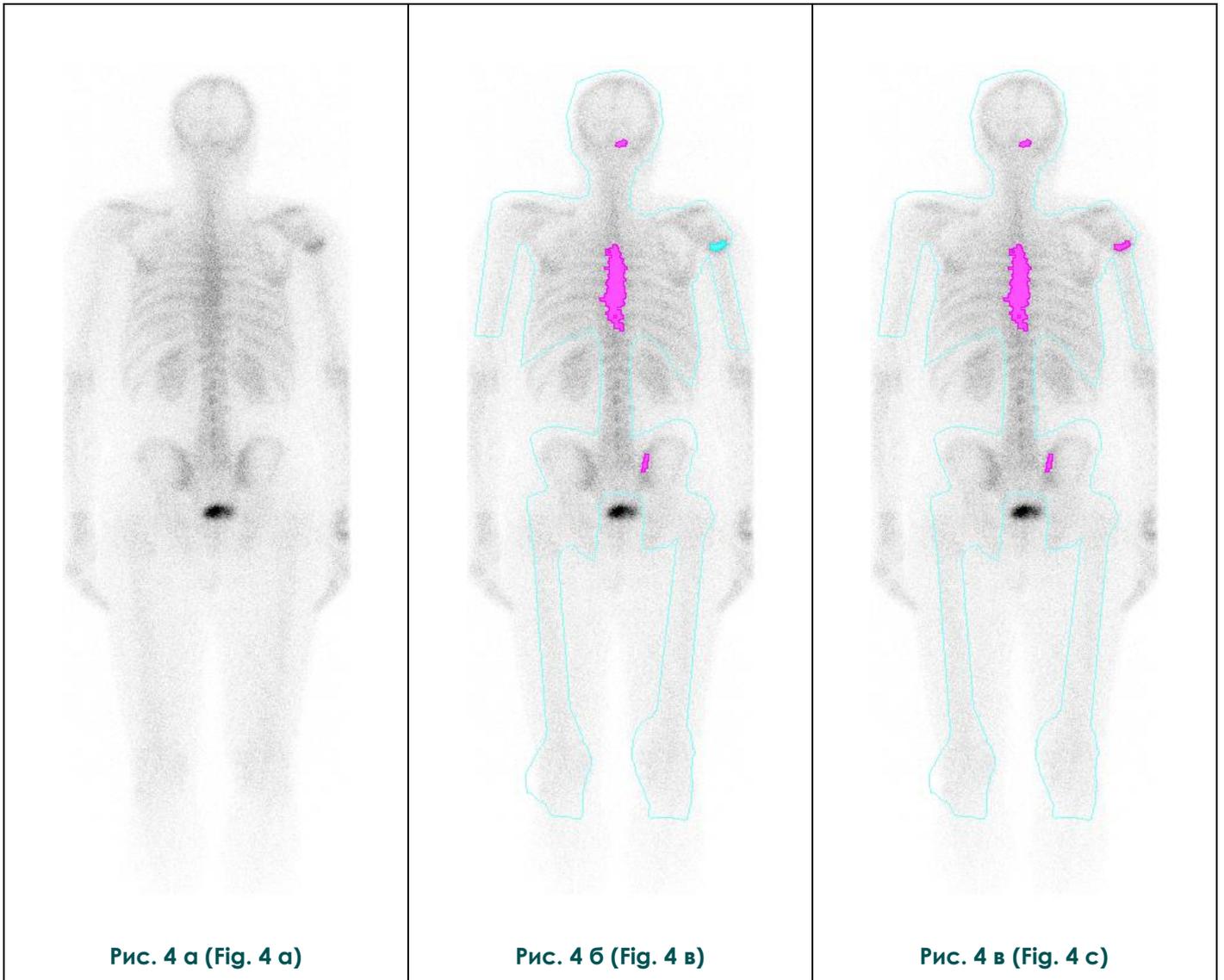


**Рис. 3. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. Обучающая выборка. Пример №2. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, 2 патологических очага приняты за здоровые.

**Fig. 3. Scintigraphy.**

Frontal view. Training sample. Example No. 2. A – original image, B - the segmentation results and evaluation by an expert, C - result of the evaluation of the classifier, 2 the pathological focus taken as healthy.

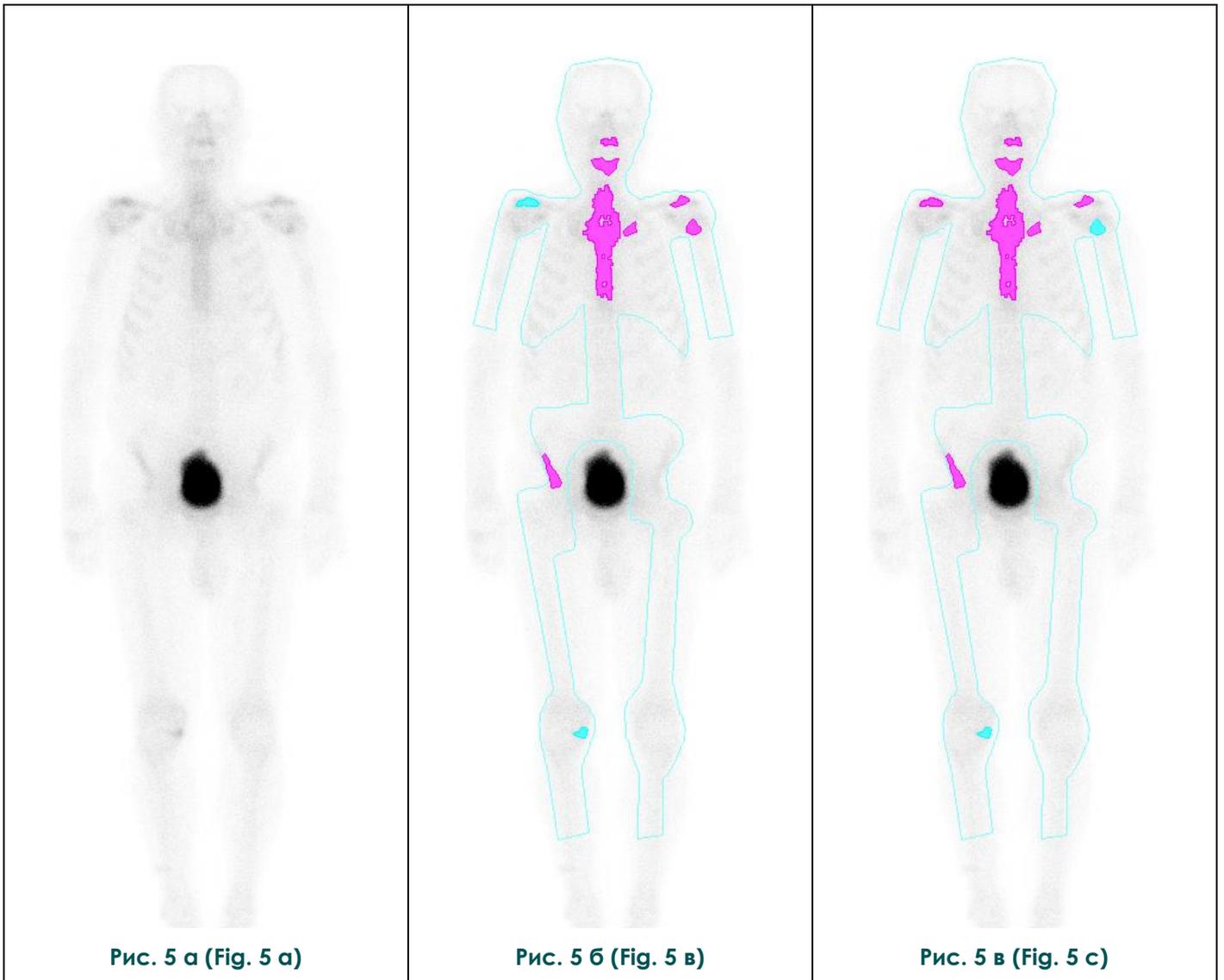


**Рис. 4. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Обучающая выборка. Пример №2. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, 1 патологический очаг принят за здоровый.

**Fig. 4. Scintigraphy.**

Back view. Training sample. Example No. 2. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C – the result of evaluation by the classifier, 1 pathological focus is considered healthy.

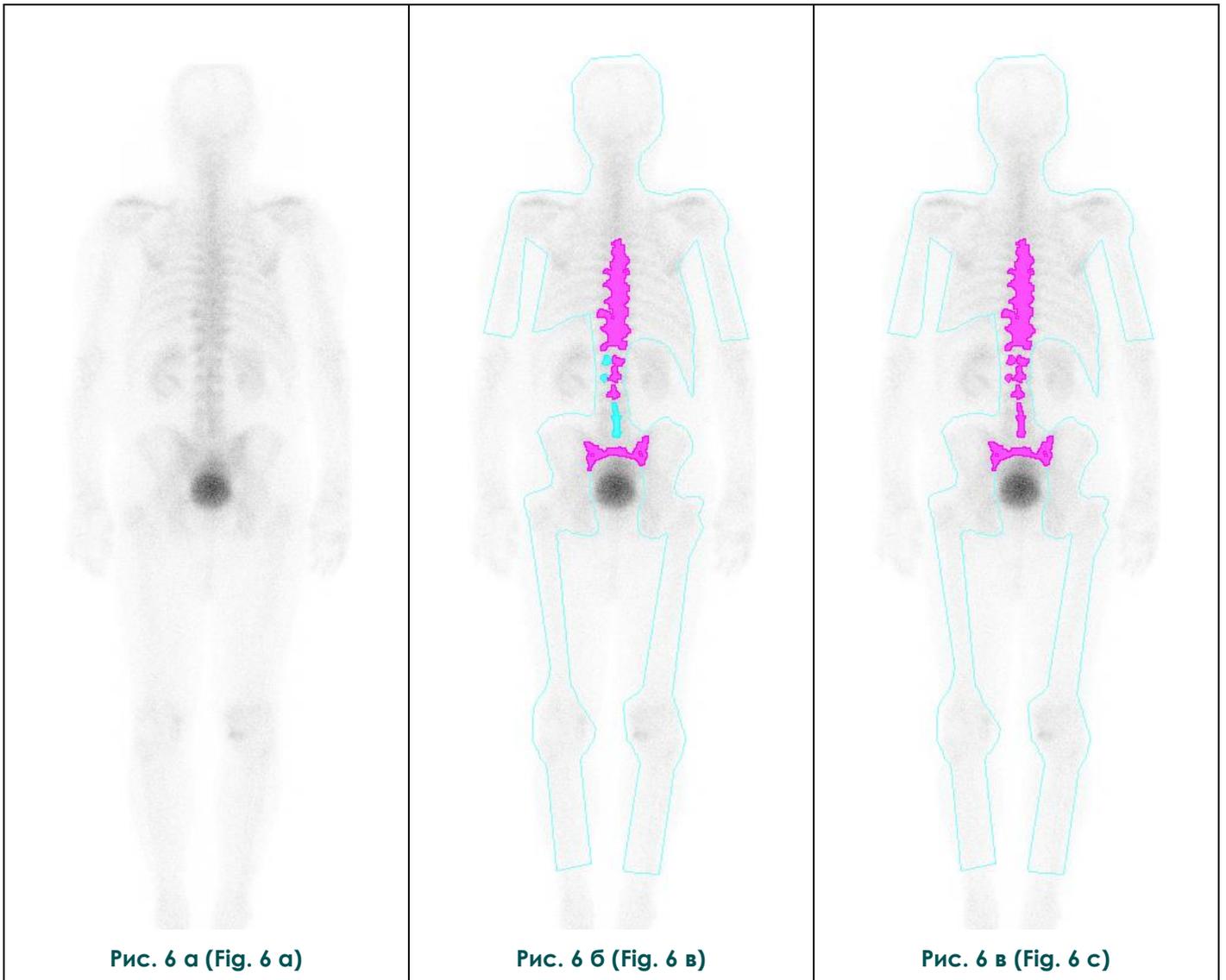


**Рис. 5. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. Пример №3. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, распознано верно 7 очагов из 9, из них 1 патологический.

**Fig. 5. Scintigraphy.**

Frontal view. Example No. 3. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C – the result of evaluation by the classifier, 7 of 9 foci were correctly recognized, 1 of them is pathological.

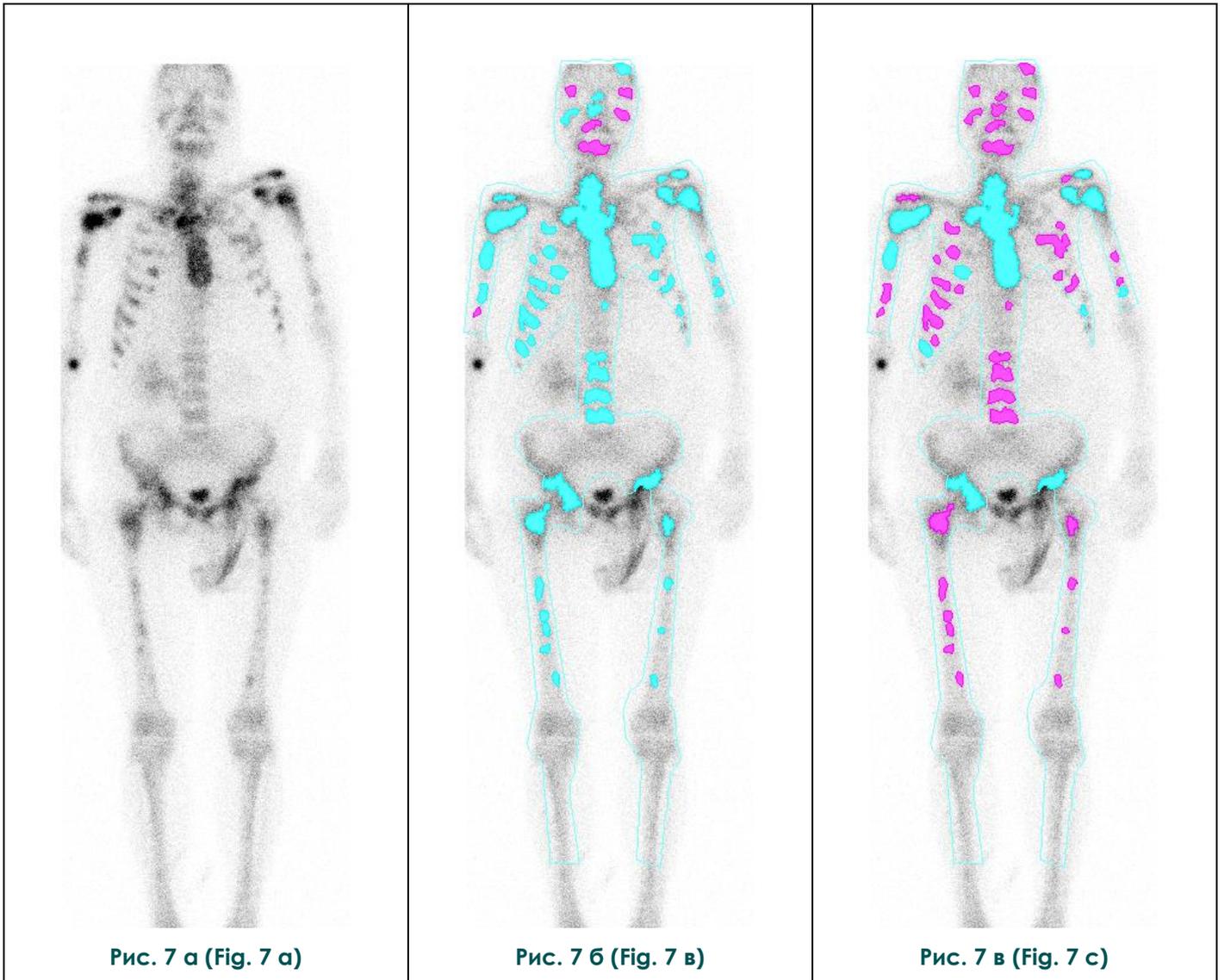


**Рис. 6. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Пример №3. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, ошибки по всем 3 патологическим очагам.

**Fig. 6. Scintigraphy.**

Back view. Example No. 3. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C – the result of evaluation by the classifier, errors in all 3 pathological foci.

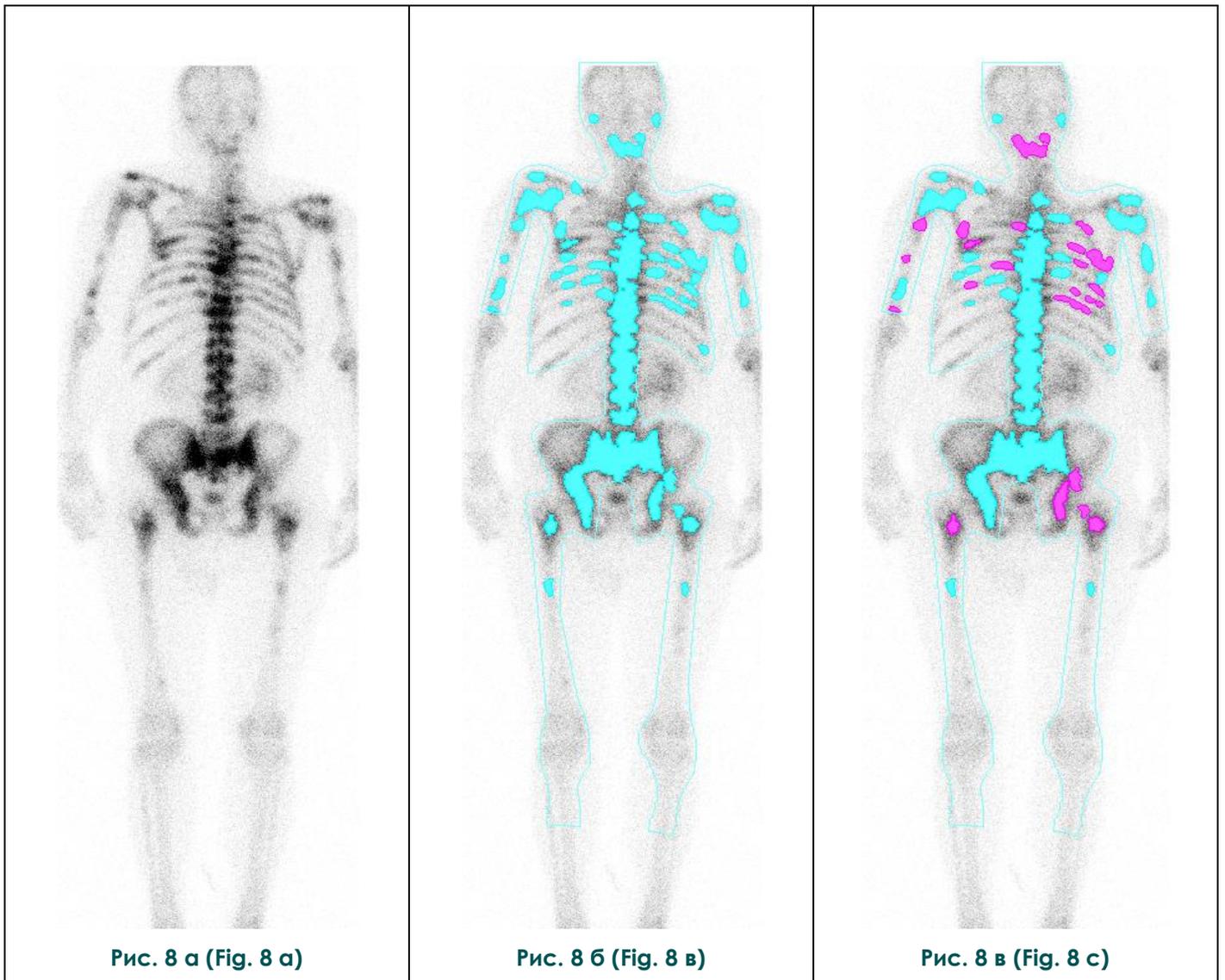


**Рис. 7. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. Пример №4. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, множественные ошибки.

**Fig. 7. Scintigraphy.**

Frontal view. Example No. 4. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by the expert, C - the result of evaluation by the classifier, multiple errors.

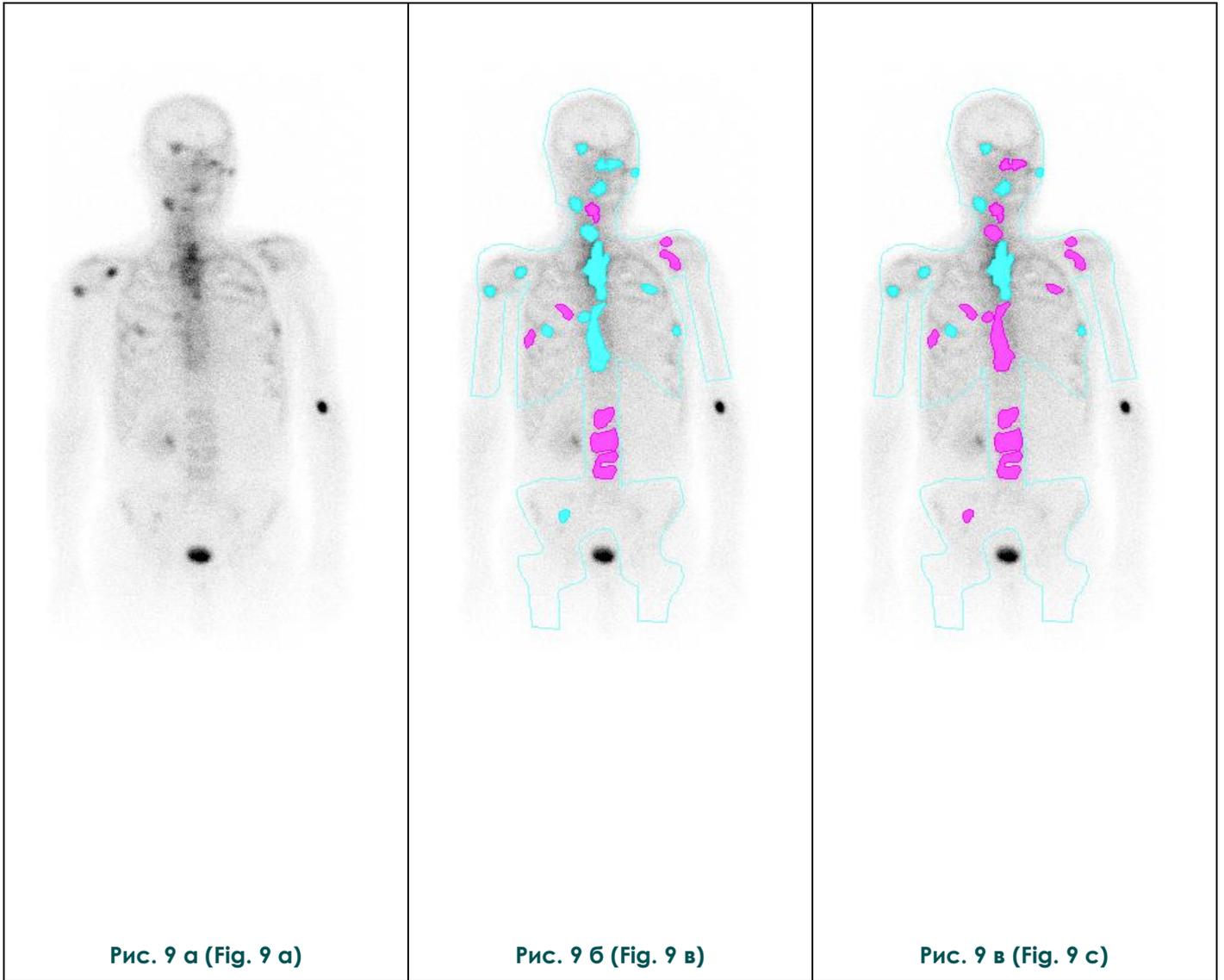


**Рис. 8. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Пример 4. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, множественные ошибки.

**Fig. 8. Scintigraphy.**

Back view. Example 4. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by the expert, C - the result of evaluation by the classifier, multiple errors.

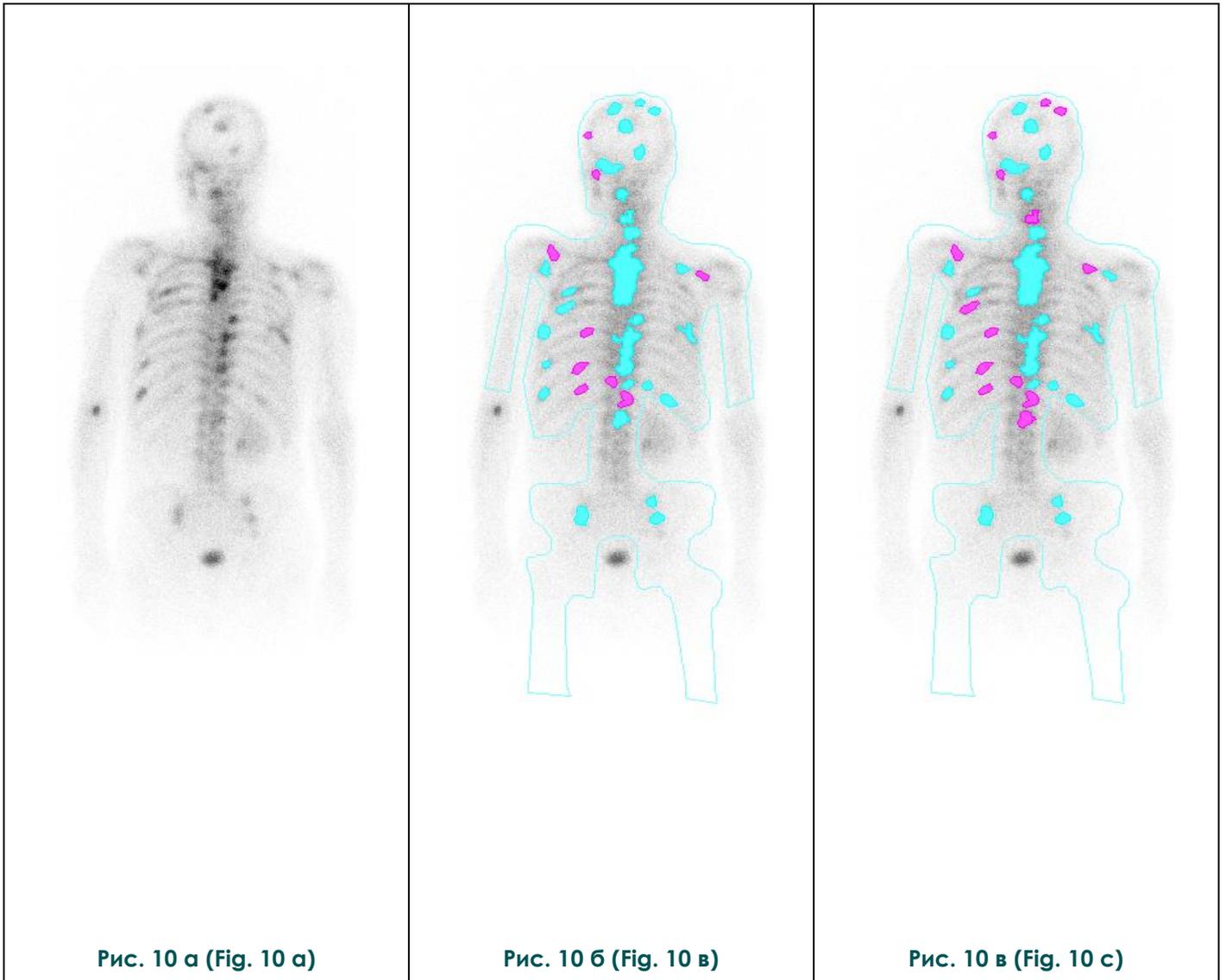


**Рис. 9. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. Пример №5. Обучающая выборка. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, 5 ошибок.

**Fig. 9. Scintigraphy.**

Frontal view. Example No. 5. Training sample. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by the expert, C - the result of evaluation by the classifier, 5 errors.

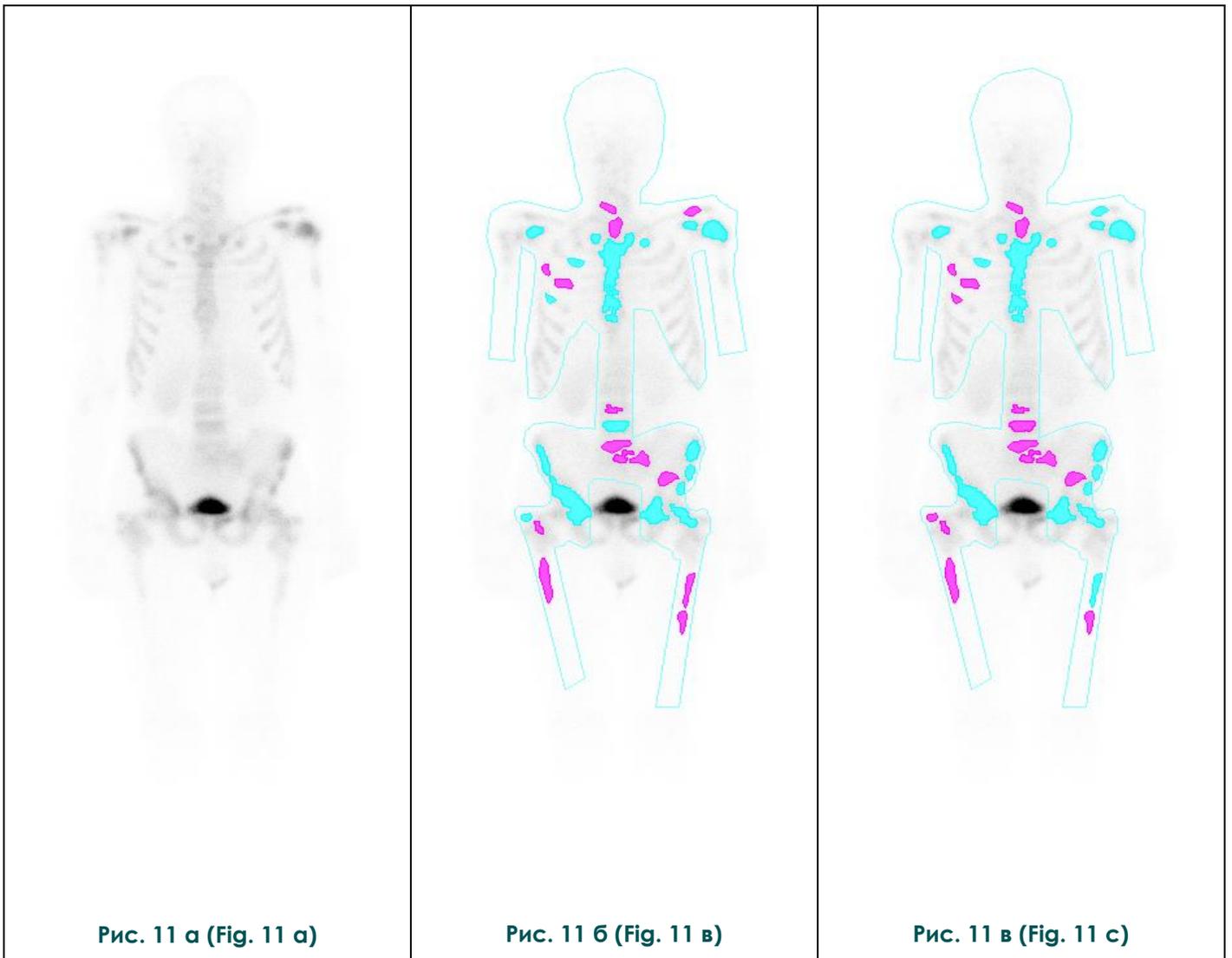


**Рис. 10. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Пример №5. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, 7 ошибок.

**Fig. 10. Scintigraphy.**

Back view. Example No. 5. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by the expert, C - the result of evaluation by the classifier, 7 errors.

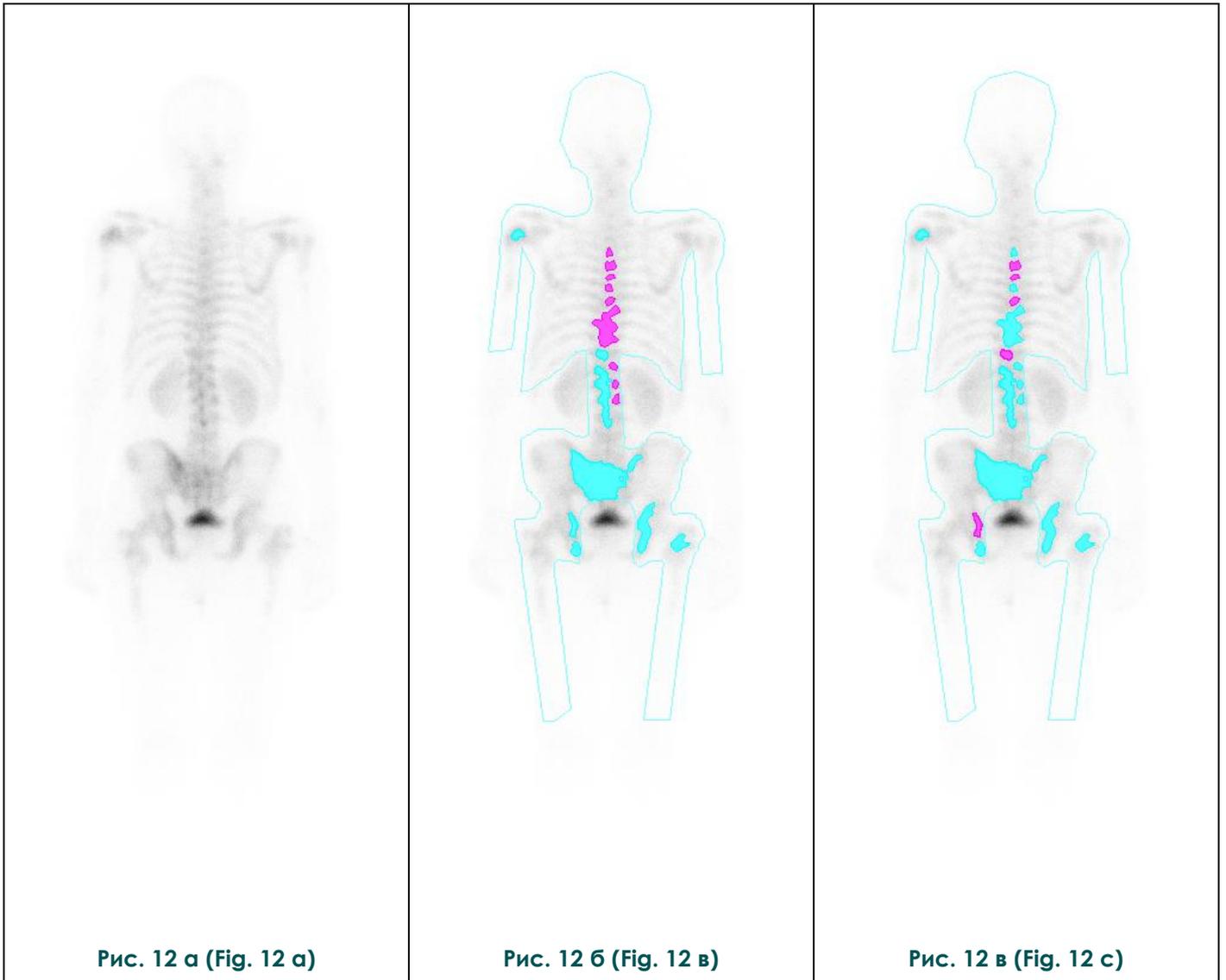


**Рис. 11. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. Пример №6. Обучающая выборка. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, 5 ошибок.

**Fig. 11. Scintigraphy.**

Frontal view. Example №6. Training sample. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C - the result of evaluation by the classifier, 5 errors.



**Рис. 12. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Пример №6. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором.

**Fig. 12. Scintigraphy.**

Back view. Example № 6. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C - the result of evaluation by the classifier.

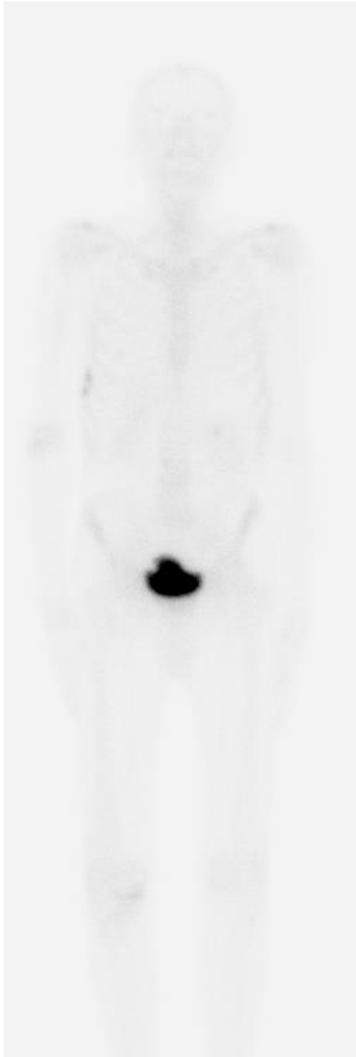


Рис. 13 а (Fig. 13 а)

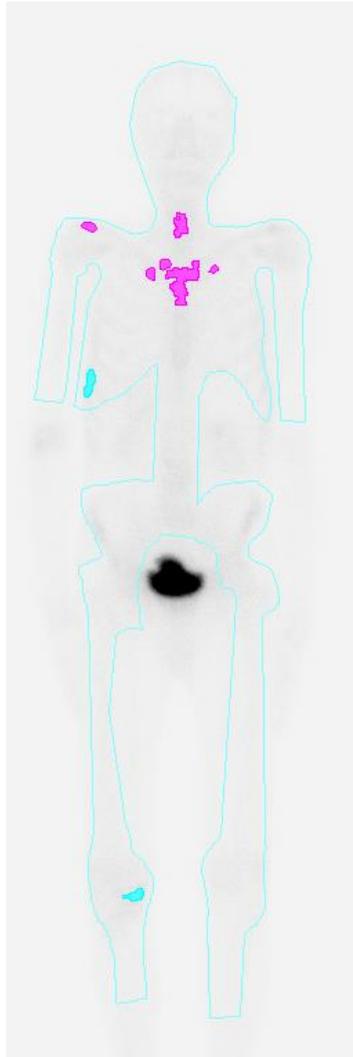


Рис. 13 б (Fig. 13 в)

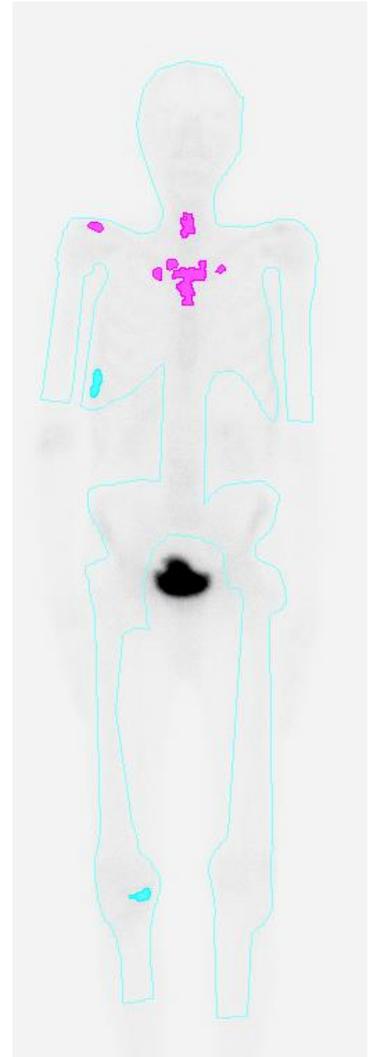


Рис. 13 в (Fig. 13 с)

**Рис. 13. Сцинтиграфия.**

Передняя проекция. Пример №7. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, все 9 очагов распознаны верно.

**Fig. 13. Scintigraphy.**

Frontal view. Example No. 7. A-the original image, B-the results of segmentation and evaluation by an expert, C – the result of evaluation by the classifier, all 9 foci are recognized correctly.



Рис. 14 а (Fig. 14 а)



Рис. 14 б (Fig. 14 в)



Рис. 14 в (Fig. 14 с)

**Рис. 14. Сцинтиграфия.**

Задняя проекция. Пример №7. А – исходное изображение, В – результаты сегментации и оценки экспертом, С – результат оценки классификатором, 2 ошибки.

**Fig. 14. Scintigraphy.**

Back view. Example No. 7. A-original image, B-results of segmentation and evaluation by an expert, C - result of evaluation by the classifier, 2 mistakes.

сификатор довольно хорошо справился со своей задачей. Функция уверенности снова принимала большие значения на верных примерах. Последний пример позволяет надеяться, что выбранные общие принципы построения КАД-системы в целом верны и при дальнейших исследованиях и её совершенствовании позволят добиться лучших результатов.

#### **Выводы.**

Таким образом, была сформулирована задача построения КАД-системы для анализа планарных сцинтиграмм, проведена её декомпозиция на ряд подзадач: выделение области интереса (ОИ) – контура скелета и очагов гиперфиксации (ОГФ), определение набора числовых характеристик ОИ (создание признакового пространства), выбор методов построения классификаторов, соответствующих выделенным ранее этапам обработки изображений в медицинских МИС. Было показано, что автоматическое выделение контура скелета – весьма сложная задача, поэтому разумно применить ручное оконтуривание. Для автоматического выделения ОГФ был создан алгоритм, хорошо работающий на большинстве изображений, а в тех случаях, когда он даёт сбой, есть возможность применить ручное выделение ОГФ. В качестве признакового пространства использован набор из гистограммных, текстурных и морфометрических параметров, что дало возможность повысить качество проведения. В качестве основного классификатора решено использовать линейный классификатор на основе метода опорных векторов с простым стохастическим

алгоритмом настройки. Как дополнительный (экспериментальный) классификатор решено использовать нелинейную решающую функцию, параметры которой должен определить разработанный эволюционный алгоритм.

Анализ результатов обработки КАД-системой сцинтиграмм скелетов реальных пациентов с визуальной оценкой качества изображений (от хорошего до плохого) не позволил выявить явной зависимости результатов классификации от визуального качества изображений. Анализ приведённых примеров показал, что классификатор в 4 задних проекциях проявляет склонность к ложноположительным исходам. Оценка частоты верной классификации рассмотренных примеров очень разная и составляет от 0,32 до 1, что позволяет сделать вывод о выборе правильной концепции данной КАД-системы. Значения функции уверенности были наибольшими, в случае верно классифицированных очагов, и, наоборот, в случае ошибки классификации преимущественно низкими, что говорит о её практической применимости для оценки качества классификации ОИ. В целом система показала хороший результат, однако для внедрения в практику учреждений здравоохранения требуется дальнейшее совершенствование КАД-системы.

#### **Источник финансирования и конфликт интересов.**

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования и конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

#### **Список литературы:**

- Каприн А.Д., Старинский В.В., Петрова Г.В. Состояние онкологической помощи населению России в 2016 году. Москва, МНИОИ им. П.А. Герцена филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России, 2017. 236 с.
- Tang J. Computer-Aided Cancer Detection and Diagnosis. Collection of Links of Free Medical Books 2013. 360 p.
- Паши С.П., Терновой С.К. Радионуклидная диагностика. Москва, ГЭОТАР-медиа, 2008. 204 с.
- Романчишен А.Ф., Жаринов Г.М. Курс онкологии. Санкт Петербург, Издание СПбГПМА, 1999. 252 с.
- Дабагов А. Р. Цифровая радиология и диагностика. Достижения и перспективы. Журнал радиоэлектроники. Москва: ИРЭ РАН [Электронный ресурс], 2009; 5: 140-52. Available at: <http://jre.cplire.ru/jre/may09/2/text.pdf>. (Дата обращения: 2018.02.18)
- Калантаров К.Д., Калашников С.Д., Костылев В.А., Кутузов С.Г., Марковский А.Е., Варкевич Б.Я., Пономарев В.В., Сошин А.Д. Аппаратура и методики радионуклидной диагностики в медицине. Москва, ВНИИМП-ВИТА, 2002. 122 с.
- Косых Н.Э., Брянцева А.И., Смирнов Д.В., Ткачев А.В., Винникова Л.Р. Анализ влияния комплекса медико-организационных факторов на эффективность оказания медицинской помощи онкологическим больным.

- Дальневосточный медицинский журнал, 2008; 4: 48-49.
- Gostuyshkin V.V., Kosykh N.E., Voroztsov I.V., Savin S.Z. Designing the systems of computer diagnostics of medical images. RPC 2010. 409-411 с.
  - Sadik M. Computer-Assisted Diagnosis for the Interpretation of Bone Scintigraphy A new approach to improve diagnostic accuracy. University of Gothenburg, 2009.
  - Baker J. A., Rosen E. L., Lo J. Y., Gimenez E.I., Walsh R., Soo M.S. et al. Computer-Aided Detection (CAD) in Screening Mammography: Sensitivity of Commercial CAD Systems for Detecting Architectural Distortion. American Journal of Roentgenology. 181: 1083-1088.
  - Manoj Kumar V., Sumithra M. G. Performance Comparison on Medical Image Segmentation Algorithms. International Journal of Image Processing and Vision Sciences (IJIPVS) 2012; 1 (3): 2278 – 1110.
  - Shalev-Shwartz S., Singer Y., Srebro N., Pegasos A.C. Primal Estimated sub-Gradient Solver for SVM. Available at: <http://www.cs.huji.ac.il/~shais/papers/ShalevSiSrCo10.pdf>
  - Косых Н.Э., Гостюшкин В.В., Потапова Т.П., Коваленко В.А. Метод автоматизированного компьютерного анализа планарных сцинтиграмм скелета. Бюллетень сибирской медицины. 2012; 11(5-1): 63-65.

14. Барабаш П.И., Гостюшкин В.В., Косых Н.Э., Мазур А.И., Савин С.З. Проблема оценки качества изображений в радионуклидной диагностике. Вестник Тихоокеанского государственного университета. 2013; 3 (30) 17-22.

15. Коваленко В.А., Косых Н.Э., Савин С.З., Гостюшкин В.В. Методы повышения эффективности компьютерных автоматизированных технологий в задачах радионуклидной диагностики. Врач и информационные технологии. 2013; 6: 42-48.

16. Гостюшкин В. В., Косых Н. Э., Савин С. З. Суперкомпьютеры в задачах ядерной медицины. Хабаровск. Вычислительный центр ДВО РАН, 2013. 163 с.

17. Паша С.П. Клиническая значимость радионуклидных методов визуализации парацитовидных желез при гиперпаратиреозе. Российский электронный журнал лучевой диагностики. 2015; 5 (3) 11-21.

18. Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM Part5: Data Structures and Encoding. Internet resource. Available at: [http://medical.nema.org/Dicom/2011/11\\_05ru.pdf](http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_05ru.pdf)

19. Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM Part6: Data Dictionary. [Internet resource]. Available at: [http://medical.nema.org/Dicom/2011/11\\_06ru.pdf](http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_06ru.pdf)

20. Косых Н.Э., Савин С.З., Потапова Т.П., Дороничева А.В. Метод компьютерного автоматического анализа планарных сцинтиграмм в диагностике метастатического поражения скелета. Медицинская физика. 2015; 4 (68): 55-59.

21. Косых Н.Э., Савин С.З., Коваленко В.А., Потапова Т.П., Литвинов К.А. Некоторые аспекты изучения изображений очагов гиперфиксации радиофармпрепарата на остеосцинтиграммах с помощью. Вестник рентгенологии и радиологии. 2016; 97 (2): 95-100.

22. Смагин С.И., Косых Н.Э., Савин С.З., Свиридов Н.М. Разработка классификаторов экспертной системы для анализа планарных сцинтиграмм. Информатика и системы управления. 2016; 2 (48): 115-126.

23. Косых Н.Э., Свиридов Н.М., Савин С.З., Потапова Т.П.

### References:

1. Kaprin A.D., Starinskiy V. V., Petrova G. V. State of cancer care to the population of Russia in 2016. Moscow, P. A. Herzen branch of fgbu "NERC" of Minzdrav of Russia, 2017. 236 p. (in Russian).

2. Tang J. Computer-Aided Cancer Detection and Diagnosis. Collection of Links of Free Medical Books, 2013. 360 p.

3. Pasha, S. P., Ternovoy S. K. Radionuclide diagnostics. Moscow, GEOTAR-media, 2008. 204 p. (in Russian).

4. Romanchishen F. A., Zharinov G. M. a Course of Oncology. St. Petersburg, Spbspma Edition, 1999. 252 p.

5. Dabagov A. R. Digital radiology and diagnostics. Achievements and prospects. Journal of radio electronics. Moscow: IRE RAS [Electronic resource], 2009; 5: 140-52. Available at: <http://jre.cplire.ru/jre/may09/2/text.pdf> ahhh! (Accessed: 2018.02.18) (in Russian).

6. Kalantarov, K. D., Kalashnikov, S. D., Kostylev A. V., Kutuzov S. G., Markov A. E., Markevich B. Ya., Ponomarev V. V., Soshin A. D. Instrumentation and methods of radionuclide diagnostics in medicine. Moscow, VNIIMP-VITA, 2002. 122 p. (in Russian).

7. Kosikh N. E., Bryantseva A. I., Smirnov D. V., Tkachev A.V., Vinnikova L. R. Analysis of the influence of the complex of medical and organizational factors on the effectiveness of medical

Компьютерный автоматизированный анализ в задачах распознавания медицинских изображений на примере сцинтиграфии. Компьютерные исследования и моделирование. 2016; 8 (3): 541-548.

24. Косых Н.Э., Савин С.З., Потапова Т.П. Применение текстового анализа для оценки различий метастатических и не метастатических очагов на планарных остеосцинтиграммах. Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2016; 6: 61-64.

25. Савин С.З., Косых Н.Э., Потапова Т.П., Еременко А.В. Проблемы экспертной балльной оценки метастазирования по сцинтиграммам скелета в сочетании с гистограммным и текстовым анализом. Российский электронный журнал лучевой диагностики. 2016; 6 (3): 80-87.

26. Смагин С.И., Косых Н.Э., Савин С.З., Свиридов Н.М. Исследование классификаторов распознавания медицинских изображений. Информатика и системы управления. 2016; 1 (47): 44-53.

27. Акулов А.Г., Харин Д.С., Муха Ю.П. Метод опорных векторов в задачах выявления состояний биологических систем. Информатика и системы управления. 2010; 2(24): 103-105.

28. Лепский А.Е., Броневич А.Г. Математические методы распознавания образов: Курс лекций. Таганрог, ТТИ ЮФУ, 2009. 155 с.

29. Canny J. A Computational Approach to Edge Detection Transactions on Pattern Analysis And Machine Intelligence. PAMI-8. 1986; 6: 679-698.

30. Van Der Laak J. Computer-aided Diagnosis: The Tipping Point for Digital Pathology. Digital Pathology. 04/27/201705/30/2017. Available at: <https://digitalpathologyassociation.org/blog/author/jeroen-van-der-laak/>.

31. Муромцев Д.И. Введение в технологию экспертных систем. Санкт Петербург, СПб ГУ ИТМО, 2005. 93 с.

care for cancer patients. Far Eastern medical journal, 2008; 4: 48-49. (in Russian).

8. Gostuyshkin V. V., Kosykh N.E., Vorozhtov I. V. Savin S. Z. Designing the systems of computer diagnostics of medical images. RPC 2010. 409-411 p.

9. Sadik M. Computer-Assisted Diagnosis for the Interpretation of Bone Scintigraphy A new approach to improve diagnostic accuracy. University of Gothenburg, 2009.

10. Baker J. A., Rosen E. L., Lo J. Y., Gimenez E.I., Walsh R., Soo M.S.et al. Computer-Aided Detection (CAD) in Screening Mammography: Sensitivity of Commercial CAD Systems for Detecting Architectural Distortion. American Journal of Roentgenology. 181: 1083-1088.

11. Manoj Kumar V., Sumithra M. G. Performance Comparison on Medical Image Segmentation Algorithms. International Journal of Image Processing and Vision Sciences (IJIPVS) 2012; 1 (3): 2278 – 1110.

12. Shalev-Shwartz S., Singer Y., Srebro N., Pegasos A.C. Primal Estimated sub-Gradient Solver for SVM. Available at: <http://www.cs.huji.ac.il/~shais/papers/ShalevSiSrCo10.pdf>

13. Kosikh N.E., Gostuyshkin V. V., Potapova T. P., Kovalenko V. L. method of automated computer analysis of planar scintigrams

- of the skeleton. *Bulletin of Siberian medicine*. 2012; 11 (5-1): 63-65.
14. Barabash P. I., Gostyushkin V. V., Kosykh N. E., Mazur, Savin S. Z. The problem of image quality assessment in radionuclide diagnostics. *Bulletin of Pacific national University*. 2013; 3 (30) 17-22.
15. Kovalenko V. L., Kosykh N. E., Savin S. Z., Gostyushkin V. V. Methods of increase of efficiency of computer automated technologies in problems of radionuclide diagnostics. *Doctor and information technology*. 2013; 6: 42-48.
16. Gostyushkin V. V., Kosykh N. E., Savin S. Z. Supercomputers in problems of nuclear medicine. *Khabarovsk. Computing center of RAS*, 2013. 163 p.
17. Pasha S. P. Clinical significance of radionuclide imaging methods of parathyroid glands in hyperparathyroidism. *Russian electronic journal of radiology*. 2015; 5 (3) 11-21.
18. *Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM Part5: Data Structures and Encoding*. Internet resource. Available at: [http://medical.nema.org/Dicom/2011/11\\_05pu.pdf](http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_05pu.pdf)
19. *Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM Part6: Data Dictionary*. [Internet resource]. Available at: [http://medical.nema.org/Dicom/2011/11\\_06pu.pdf](http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_06pu.pdf)
20. Kosykh N. E., Savin S. Z., Potapova T. P., Doronicheva A. V. Method of computer automatic analysis of planar Scintigram in the diagnosis of metastatic lesions of the skeleton. *Medical physics*. 2015; 4 (68): 55-59.
21. Kosykh N. E., Savin S. Z., Kovalenko L. V., Potapova T. P., Litvinov K. A. Some aspects of studying the images hyperfixation foci of radiopharmaceutical in osteoscintigraphy with. *Vestnik roentgenologii y radiologii*. 2016; 97 (2): 95-100.
22. Smagin S. I., Kosikh N. E., Savin S. Z., Sviridov N. M. Development of expert system classifiers for the analysis of planar scintigrams. *Computer science and control systems*. 2016; 2 (48): 115-126.
23. Kosykh N. E., Sviridov N. M. Savin S. Z., Potapova T. P. Computer automated analysis in pattern recognition of medical images, for example scintigraphy. *Computer research and modeling*. 2016; 8 (3): 541-548.
24. Kosykh N. E., Savin S. Z., Potapova T. P. Application of texture analysis to assess the differences between metastatic and not metastatic lesions on planar osteoscintigraphy. *Medical radiology and radiation safety*. 2016; 6: 61-64.
25. Savin S. Z., Kosykh N. E., Potapova T. P., Eremenko A. V. Problems of expert scoring of metastasis in scintigrammes skeleton in combination with the histogram and texture analysis. *Russian electronic journal of radiology*. 2016; 6 (3): 80-87.
26. Smagin S. I., Kosykh N. E., Savin S. Z., Sviridov N. M. The study of classifiers for the recognition of medical images. *Computer science and control systems*. 2016; 1 (47): 44-53.
27. Akulov L. G., Kharin D. S., Mucha J. P. support vector machine in the task of identifying the States of biological systems. *Computer science and control systems*. 2010; 2 (24): 103-105.
28. Lepsky, A. G., *The mathematical methods of pattern recognition: a Course of lectures*. Taganrog, TTI SFU, 2009. 155 p.
29. Canny J. a *Computational Approach to Edge Detection*. *Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. PAMI-8. 1986; 6: 679-698.
30. Van Der Laak J. *Computer-aided Diagnosis: The Tipping Point for Digital Pathology*. *Digital Pathology*. 04/27/201705/30/2017. Available at: <https://digitalpathologyassociation.org/blog/author/jeroen-van-der-laak/>.
31. Muromtsev D. I. *Introduction to the technology of expert systems*. St. Petersburg, SPb GU ITMO, 2005. 93 p.