

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И СИСТЕМЫ

INFORMATION TECHNOLOGIES AND SYSTEMS

УДК 53.088.23

<https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-4-496-504>

Поступила в редакцию 05.11.2021

Received 05.11.2021

Е. В. Емельяненко¹, М. Н. Петкевич², И. Г. Тарутин¹

¹Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н. Н. Александрова, а/г Лесной, Минский район, Республика Беларусь

²Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова Белорусского государственного университета, Минск, Республика Беларусь

МЕТОДИКА И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ОЦЕНКИ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПЭТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ДИНАМИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Аннотация. Приведено описание оригинальной конструкции фантома для оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов. Движение фантома контролируется системой синхронизации дыхания, которая фиксирует амплитуду движения фантома и длительность цикла движения. Получена кривая, имитирующая дыхание человека, параметры которой (амплитуда и период), соответствуют показателям, получаемым при исследовании грудной клетки. Установлены значения коэффициентов восстановления и контраста с учетом размеров сфер, а также статического и динамического типов движения фантомов. Произведена оценка несоответствия коэффициентов восстановления и значений контраста для сфер, установленных внутри фантома в статическом и динамическом состояниях. С уменьшением диаметра (соответственно, и объема) сферы наблюдается возрастание разницы значений (между статическим и динамическим положениями фантома) коэффициента восстановления. Определены оптимальные значения коэффициентов восстановления, получаемых при использовании реконструкционного алгоритма QClear. Описаны рекомендации по применению разработанного устройства при исследовании динамических объектов. Представленную в данной работе установку целесообразно использовать для контроля качества качественных и количественных характеристик диагностических изображений, получаемых как на ПЭТ/КТ сканерах, так и при проведении исследований с использованием ОФЭКТ/КТ (однофотонный эмиссионный томограф, совмещенный с компьютерным томографом).

Ключевые слова: контраст, фантом, коэффициент восстановления, дыхательные движения, реконструкционный алгоритм, качество изображения

Для цитирования: Емельяненко, Е. В. Методика и аппаратные средства оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов / Е. В. Емельяненко, М. Н. Петкевич, И. Г. Тарутин // Вест. Нац. акад. наук Беларуси. Сер. физ.-техн. наук. – 2021. – Т. 66, №4. – С. 496–504. <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-4-496-504>

Evgeniy V. Emelyanenko¹, Maksim N. Piatkevich², Igor G. Tarutin¹

¹N. N. Aleksandrov National Cancer Center, agrotown Lesnoy, Minsk Region, Republic of Belarus

²International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, Minsk, Republic of Belarus

METHODOLOGY AND HARDWARE FOR ASSESSING THE QUANTITATIVE CHARACTERISTICS OF PET IMAGES IN THE STUDY OF DYNAMIC OBJECTS

Abstract. The description of the original phantom design for assessing the quantitative characteristics of PET images in the study of dynamic objects is given. The phantom movement is controlled by the breath synchronization system, which records the phantom movement amplitude and the duration of the movement cycle. A curve was obtained that simulates human breathing, the parameters of which (amplitude and period) correspond to those obtained in the study of the chest. The values of the recovery coefficients and contrast are obtained taking into account the sizes of the spheres, as well as the static and

dynamic types of movement of phantoms. An assessment of the discrepancy between the recovery coefficients and the contrast values for the spheres installed inside the phantom in the static and dynamic states has been made. With a decrease in the diameter (respectively, and volume) of the sphere, an increase in the difference in values (between the static and dynamic positions of the phantom) of the recovery coefficient is observed. The optimal values of the recovery coefficients obtained using the QClear reconstruction algorithm have been determined. Recommendations for the use of the developed device in the study of dynamic objects are described. It is advisable to use the installation presented in this work to control the quality of the qualitative and quantitative characteristics of diagnostic images obtained both on PET/CT scanners and during studies using SPECT/CT (single-photon emission tomograph combined with a computed tomograph)

Keywords: contrast, phantom, recovery factor, respiratory movements, reconstruction algorithm, image quality

For citation: Emelyanenko E. V., Piatkevich M. N., Tarutin I. G. Methodology and hardware for assessing the quantitative characteristics of pet images in the study of dynamic objects. *Vestsi Natsyyanal'nai akademii navuk Belarusi. Seryya fizika-technichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series*, 2021, vol. 66, no. 4, pp. 496–504 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-4-496-504>

Введение. Позитронно-эмиссионная томография, совмещенная с компьютерной рентгеновской томографией, является уникальным неинвазивным методом радионуклидной диагностики, который включает в себя диагностические изображения двух модальностей (ПЭТ, КТ). На сегодняшний день остаются неисследованными характеристики диагностических изображений при сканировании объектов, находящихся в движении, что особенно актуально при получении компьютерной анатомической информации об органах грудной клетки и брюшной полости. Движение исследуемых объектов может внести существенную величину неопределенности в получаемую диагностическую информацию, что оказывает влияние на дальнейший ее анализ [1]. Исходя из высоких требований, предъявляемых к качеству диагностического изображения, следует учитывать ряд условий, влияющих на качественные (шум, контраст) и количественные характеристики (SUV – стандартизированный показатель накопления радиофармацевтического препарата, метаболический объем). К данным условиям относятся:

подготовка пациента к исследованию и факторы, зависящие от конструктивных особенностей оборудования (детектирующая система), а также контроль качества детектирующей системы;

реконструкционные алгоритмы и их входные параметры (поправочные коэффициенты, количество итераций и подмножеств, как правило, регулируемые пользователем исходя из субъективного восприятия качества диагностического изображения) [2].

Также необходимо учитывать, что ПЭТ-изображение имеет сравнительно низкое пространственное разрешение по отношению к КТ(МРТ)-изображениям, следствием чего является низкий уровень восстановления объемной (или удельной) активности в патологических очагах, размеры которых приближены к пространственному разрешению сканера. Данный фактор называется эффектом частичного объема. Количественным выражением этого эффекта является коэффициент восстановления [3]. Помимо указанных факторов существенное значение имеют дыхательные движения пациента, влияние которых сказывается на формировании области накопления радиофармацевтического препарата (РФП), а также на стандартизованном показателе накопления РФП (SUV_{av} , SUV_{max} – средний и максимальный показатели соответственно) [4–6].

Для анализа влияния различных факторов на качественные и количественные характеристики используются фантомы, наполняемые РФП. Фантомы предназначены для моделирования реального исследования пациента, что в свою очередь позволяет не только решать задачи стандартного контроля качества, но и исследовать возможности оборудования в полном объеме.

Существует ряд методов контроля качества с использованием водонаполненных фантомов, направленных на анализ качественных (контраст, шум, соотношение сигнал/шум) и количественных характеристик. К таким методам относится сканирование водонаполненных фантомов Madeira и NEMA 2012/IEC 2008. Внутри первого фантома инсталлированы полые конусы, а внутри второго – полые сферы (с диаметрами 37 мм, 28, 22, 17, 13, 10 мм) [7, 8]. Общий принцип работы с данными фантомами состоит в следующем:

наполнение сфер/конусов РФП в заданном соотношении;

сканирование фантома;

анализ полученных изображений и расчет качественных и количественных характеристик.

Обработку изображения проводят при помощи программного обеспечения рабочей станции, которое предназначено для визуализации и анализа ПЭТ/КТ изображений.

Рассматриваемые способы не позволяют выполнить анализ коэффициентов восстановления с учетом движения. Движения, сопровождающиеся дыхательным циклом, могут оказывать значительное влияние на качественные и количественные характеристики диагностических ПЭТ-изображений.

Цель данной работы – разработка оригинальной конструкции фантома для оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов и способа его применения.

Конструкция фантома для оценки характеристик ПЭТ-изображений. Для оценки влияния дыхательных движений на характеристики изображений нами была разработана установка, состоящая из двигающейся части и водонаполненного фантома с шестью установленными внутри сферами диаметрами 37 мм, 28, 22, 17, 13, 10 мм.

На рис. 1 изображена демонстрационная версия устройства для моделирования дыхательных движений пациента с водонаполненным фантомом. С целью минимизации риска появления артефактов фантом позиционирован на подвижной платформе таким образом, чтобы металлические детали конструкции не попадали в поле сканирования компьютерного томографа. Предусмотрена возможность регулирования скорости движения фантома.

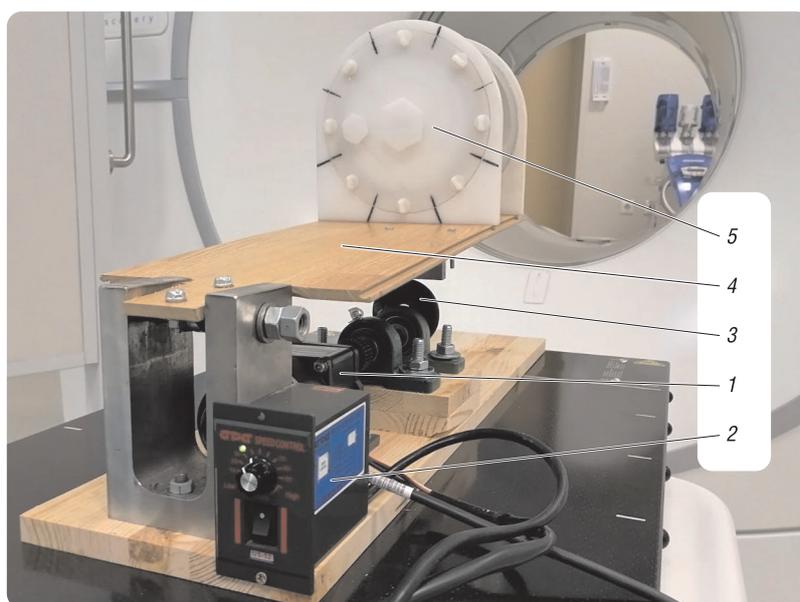


Рис. 1. Установка для оценки влияния дыхательных движений на характеристики диагностических изображений: 1 – мотор-редуктор, 2 – регулятор скорости, 3 – вал с кулачком, 4 – подвижная платформа, 5 – водонаполненный фантом

Fig. 1. Installation for assessing the effect of respiratory movements on the characteristics of diagnostic images: 1 – geared motor, 2 – speed regulator, 3 – shaft with cam, 4 – movable platform, 5 – water-filled phantom

Мотор-редуктор 1 работает от источника питания 220 В. Регулятор скорости 2 подключен к источнику питания и мотору-редуктору 1. Вал с кулачком 3 жестко закреплен на валу мотора-редуктора 1. Подвижная платформа 4 (длина 1 м) расположена в вертикальной плоскости над мотором-редуктором 1. Фантом 5 со сферами внутри жестко закреплен на подвижной платформе 4. Фантом 5 представляет собой емкость объемом 2,5 л со съемной верхней крышкой с прокладкой для герметизации, двух винтов-заглушек с прокладками, установленных в его верхнюю крышку. Сферы (всего шесть сфер, их диаметры – 10 мм, 13, 17, 22, 28 и 37 мм) наполняют РФП и устанавливаются на штифты. Штифты вкручивают в крышку фантома с внутренней стороны. Все части фантома 5 выполнены из полиметилметакрилата для исключения возможности получения артефактов, которые возникают при сканировании на компьютерном томографе.

На рис. 2 представлен чертеж оригинальной конструкции с детальным описанием его составляющих и габаритных размеров в миллиметрах.

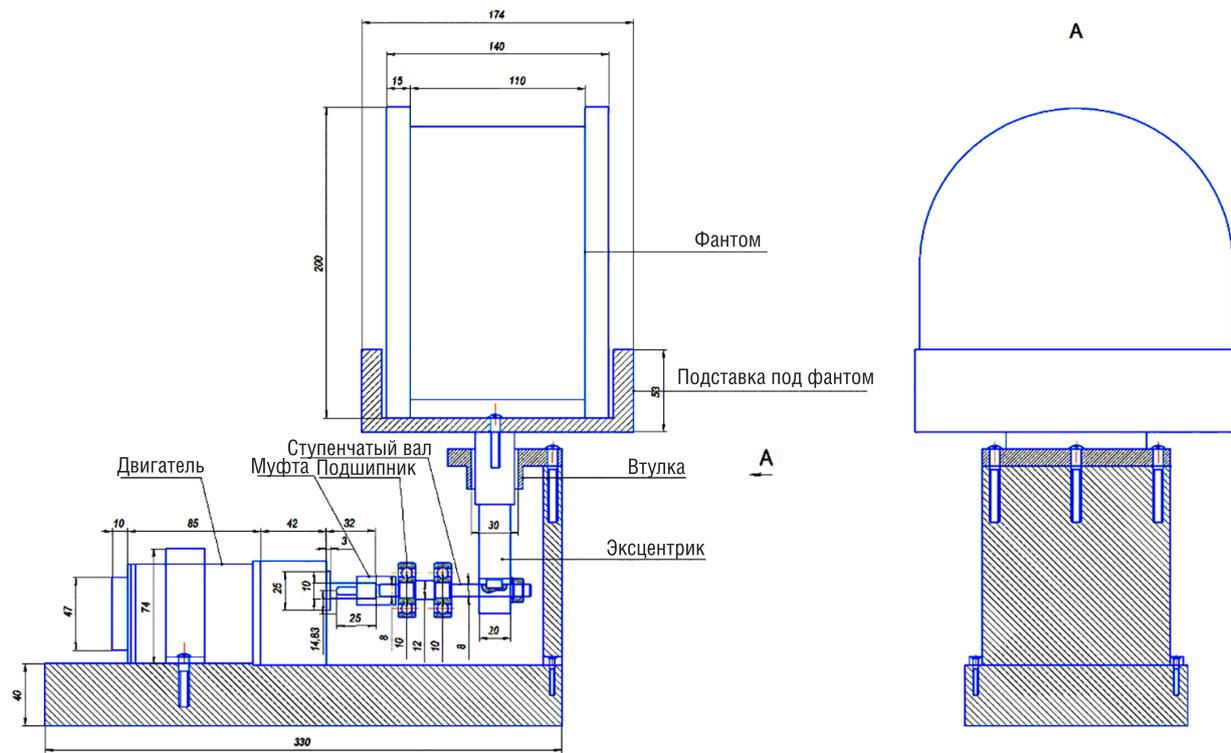


Рис. 2. Чертеж оригинальной конструкции с детальным описанием его составляющих и габаритных размеров
 Fig. 2. Drawing of the original design with a detailed description of its components and overall dimensions

С целью синхронизации устройства с системой «респираторий Гейтинга» проведен экспериментальный пуск разработанного фантома в процедурном помещении ПЭТ-КТ. Получена кривая, имитирующая дыхание человека (рис. 3), параметры которой (амплитуда и период) соответствуют показателям, получаемым при исследовании грудной клетки.

Принцип действия устройства. В тело фантома устанавливаются сферы и наполняются РФП в заданном соотношении, в данном случае 1/6 (активность в сферах/фоновая активность в фантоме). Фантом позиционируется на подвижной планке и центрируется по лазерам компьютерного томографа. Выполняется исследования в статическом режиме, а затем – в динамическом. Мотор-редуктор 1 (см. рис. 1) подключают к источнику питания 220 В. После запуска устройства, мотор-редуктор начинает вращать вал с кулачком 3, который приводит в движение в вертикальной плоскости подвижную платформу 4 и жестко закрепленный на ней фантом 5 с заполненными РФП сферами. Таким образом, движение фантома имитирует дыхательный процесс биологической модели, а движение шести сфер, закрепленных на штифтах, которые вкручивают в крышку фантома, – движение патологических очагов накопления РФП. Далее запускается сканирование, получают топограмму на компьютерном томографе. По топограмме осуществляется планирование области исследования для последующего сканирования выбранной области на компьютерном и позитронно-эмиссионном томографах. Движение фантома контролируется системой синхронизации дыхания, которая фиксирует амплитуду движения фантома

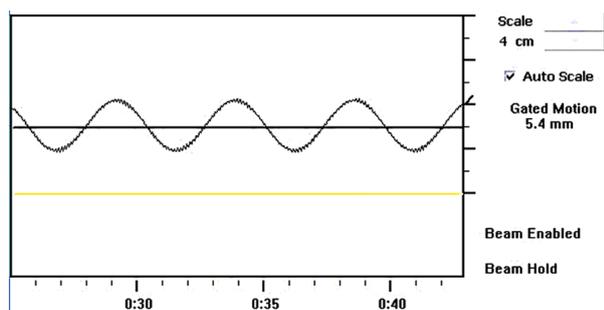


Рис. 3. Кривая, имитирующая дыхание человека
 Fig. 3. Respiration curve

и длительность цикла движения. После получения серии диагностических изображений (серия изображений, полученных на компьютерном томографе, и серия изображений, полученных на позитронно-эмиссионном томографе) осуществляются контурирование сфер, имитирующих очаги накопления РФП, и расчет коэффициента восстановления и контраста. Исходя из полученных данных производится оценка влияния движения, возникающего в процессе дыхательного цикла, на коэффициент восстановления и контраст. Осуществляется учет соотношения активность в сферах/фоновая активность в фантоме и параметров сканирования.

Методика проведения эксперимента. С целью апробации устройства для моделирования дыхательных движений пациента, а также оценки коэффициентов восстановления и синхронизации устройства с системой «респираторий Гейтинга» выполнено восемь серий экспериментов с использованием рассматриваемого устройства (четыре в статическом и четыре в динамическом положении фантома) на ПЭТ/КТ Discovery IQ. Фантом и сферы наполнены РФП (^{18}F -фтордизоксиглюкоза) соотношением объемной активности (20 МБк на момент начала сканирования) 1/6.

Движение фантома контролировалось системой синхронизации дыхания (респираторий Гейтинга). На рис. 4 представлены фантом перед началом сканирования (рис. 4, *a*) и кривая, отображающая амплитуду (2,5 см) и период дыхания (5 с) (рис. 4, *b*). Движение фантома со сферами моделирует процесс дыхания человека. КТ-исследование в каждой из восьми серий экспериментов проводилось в статическом состоянии фантома (имитирует исследование на КТ с задержкой дыхания).

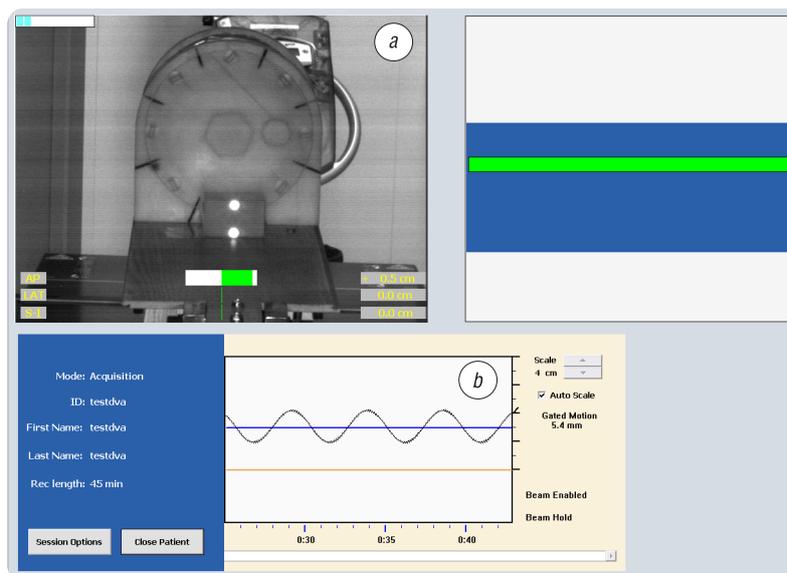


Рис. 4. Контроль движения установки с водонаполненным фантомом системой респиратория Гейтинга: *a* – маркер, использующий для контроля движения объекта; *b* – кривая дыхания

Fig. 4. Control of the movement of the installation with a water-filled phantom with a Heyting respirator system: *a* – a marker used to control the movement of an object; *b* – breathing curve

В каждом, из рассматриваемых экспериментов выполнены три серии реконструкций (ПЭТ) со следующими параметрами:

неизменяемые параметры: размерность матрицы 192×192 , аксиальные фильтры (используются для оптимизации качества диагностического изображения в аксиальной проекции) отключены, cut-off фильтр 6,4 мм;

изменяемые параметры: QCleag – реконструкционный алгоритм для подавления шума на диагностических изображениях; VPHD + PSF – реконструкционный алгоритм (аналог OSEM) диагностических изображений совместно с PSF-функцией с целью улучшения пространственного разрешения и улучшенного формирования контура области накопления РФП.

Длительность сканирования водонаполненного фантома с инсталлированными сферами на ПЭТ равнялась 3 мин. Временной интервал между запуском ПЭТ и КТ-части составлял не более 30 с. Амплитуда – 2,5 см.

Расчет коэффициентов восстановления, разницы между коэффициентами восстановления для каждой из сфер при изменении параметров реконструкции, а также определение среднего значения девиации коэффициента восстановления при изменении параметров реконструкции приведены в [9]. Значение контраста для каждой из сфер установлено по формуле

$$\text{contrast} = \frac{C_{H,j}}{C_{B,j}}, \tag{1}$$

где $C_{H,j}$ – концентрация радиофармацевтического препарата измеренного в сфере, $C_{B,j}$ – фоновое значение концентрации РФП в объеме окружающей жидкости [10].

Среднее значение девиации контраста составило

$$\langle \text{contrast} \rangle_{\text{отн}} = \frac{\sum_1^n \text{contrast}_{\text{отн}}}{n} \cdot 100 \%, \tag{2}$$

где n – количество экспериментов.

На основании полученных результатов выполнен расчет несоответствия среднего значения коэффициентов восстановления в статическом и динамическом состоянии (для каждой из сфер) на сериях изображений, реконструированных с алгоритмами VPHD + PSF и QClear (таблица).

С уменьшением диаметра (соответственно, и объема) сферы наблюдается возрастание разницы значений (между статическим и динамическим положениями фантома) коэффициента восстановления. Разница коэффициентов восстановления на сериях QClear в статическом и динамическом положениях фантома практически идентична результатам, полученным на сериях VPHD + PSF. Следует отметить значительное преимущество средних коэффициентов восстановления при использовании алгоритма QClear для реконструкции динамических серий по сравнению с алгоритмом VPHD + PSF. (Значения $\langle RC \rangle, \%$, приведенные в столбце VPHD + PSF/QClear, отображают, на сколько процентов в среднем значения коэффициентов восстановления полученных в динамическом режиме на изображениях реконструированных с алгоритмом VPHD + PSF отличаются от коэффициентов восстановления, полученных на изображениях, реконструированных с алгоритмом QClear.)

В качестве примера приведем результаты трех последовательных экспериментов (рис. 5), в которых получены зависимости коэффициентов восстановления от размеров сфер с учетом динамического и статического положений фантома.

Важно отметить, что коэффициенты восстановления в статическом состоянии, полученные в результате анализа изображений на сериях QClear и VPHD + PSF, соответствуют результатам, полученным ранее с использованием фантома ИЕС.

На рис. 6 показаны примеры изображений фантома в статическом и динамическом состояниях. На рис. 6, а наблюдается наличие артефактов движения, размывание сфер вдоль оси смещения.

Также нами выполнена оценка влияния имитирующего дыхательный цикл движений на формирование значений контраста. На рис. 7 представлены результаты сравнения в процентном соотношении изменения контраста в статическом и динамическом состояниях фантома в каждом из проведенных экспериментов и средние значения девиации контраста для каждой из сфер.

Среднее значение несоответствия коэффициентов восстановления в статическом и динамическом состоянии фантома

Mean value of the discrepancy between the recovery factors in the static and dynamic states of the phantom

Диаметр сферы, мм	VPHD + PSF		QClear		VPHD + PSF/QClear	
	$\langle RC \rangle, \%$	SD	$\langle RC \rangle, \%$	SD	$\langle RC \rangle, \%$	SD
37	11,42	3,13	14,14	8,52	4,61	10,60
28	20,30	6,46	21,53	6,86	7,58	10,72
22	30,49	10,70	30,03	11,03	12,30	9,97
17	50,38	5,91	48,91	6,83	20,03	11,68
13	70,90	7,25	61,44	16,06	47,59	13,61
10	85,53	9,33	89,22	7,43	49,96	34,36

Примечание. $\langle RC \rangle$ – среднее значение несоответствия (девиации) коэффициента восстановления при изменении параметров реконструкции (понижение/повышение коэффициента восстановления), SD – стандартное отклонение.

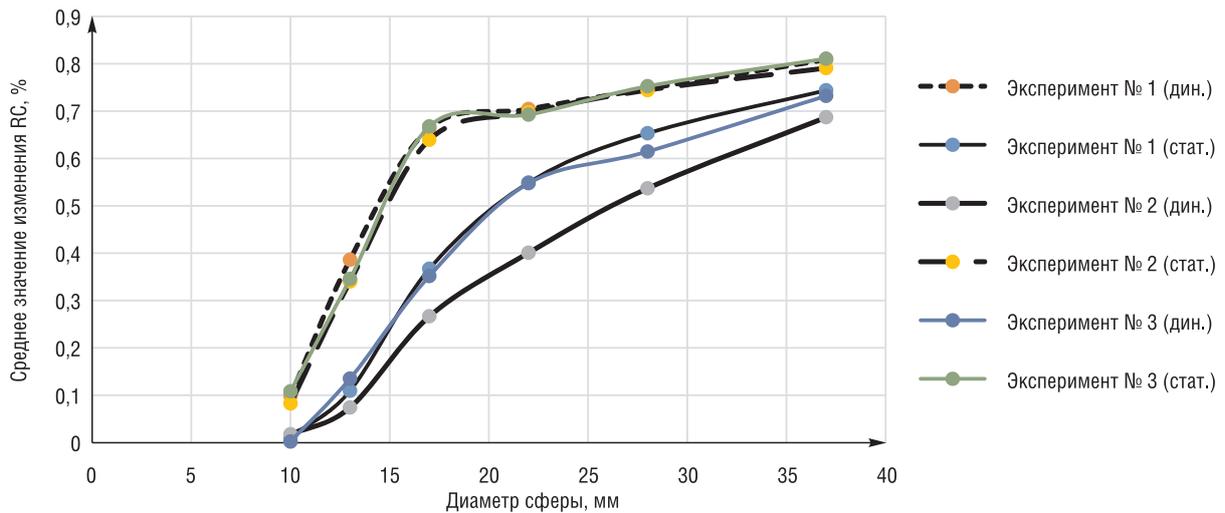


Рис. 5. Зависимости коэффициентов восстановления от размеров сфер с учетом движения фантома

Fig. 5. Graph of the dependence of the recovery coefficients on the size of the spheres, taking into account the movement of the phantom

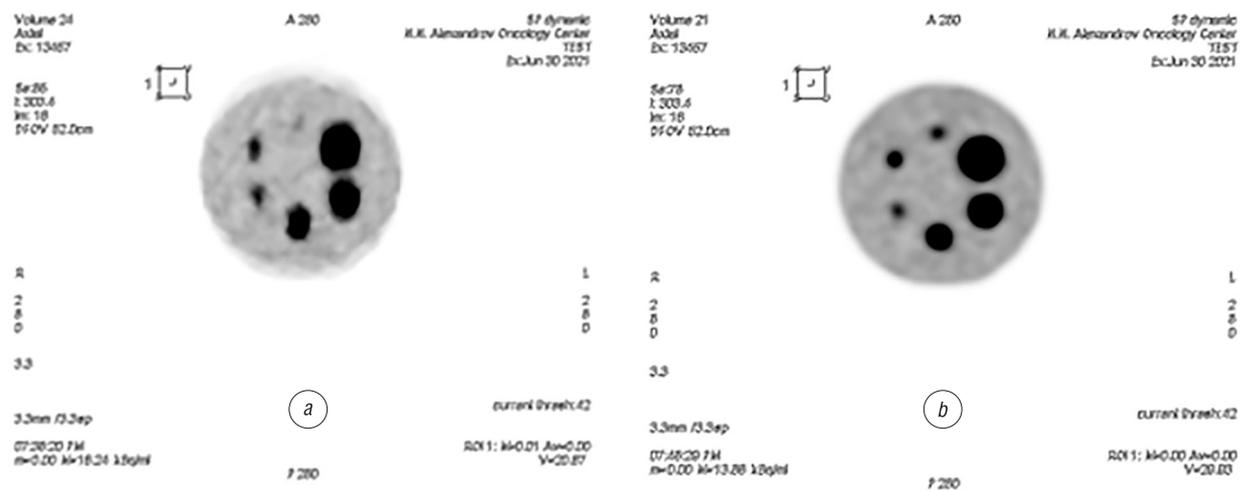


Рис. 6. Изображение фантома в динамическом (a) и статическом (b) состояниях

Fig. 6. Image of a phantom in a dynamic (a) and a static (b) states

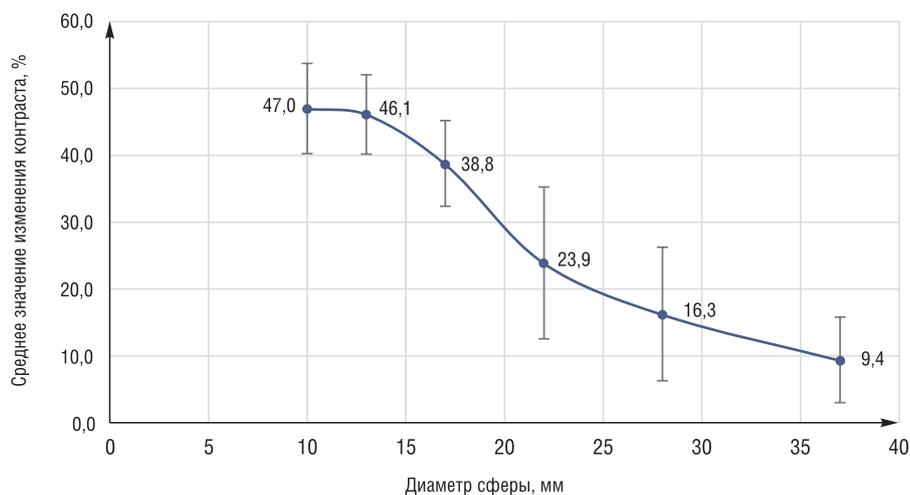


Рис. 7. Среднее значение изменения контраста в статическом и динамическом состоянии для каждой из сфер

Fig. 7. Average value of contrast change in static and dynamic state for each of the spheres

Заклучение. Представленная в работе оригинальная конструкция фантома для оценки количественных характеристик ПЭТ-изображений при исследовании динамических объектов успешно апробирована и синхронизирована с системой «респираторий Гейтинга». Полученные результаты изменения контраста сфер, являющихся моделями очагов накопления РФП, при движении патологических очагов вследствие дыхательных движений свидетельствуют об уменьшении количества диагностической информации и вероятности потери очагов, находящихся на границе пространственного разрешения ПЭТ (6 мм). Оптимальные значения коэффициентов восстановления получены при использовании реконструкционного алгоритма QClear.

Представленную в данной работе установку целесообразно использовать для контроля качества качественных и количественных характеристик диагностических изображений, получаемых как на ПЭТ/КТ сканерах, так и при проведении исследований с использованием ОФЭКТ/КТ (однофотонный эмиссионный томограф, совмещенный с компьютерным томографом).

Список использованных источников

1. Dual-modality PET/CT imaging: the effect of respiratory motion on combined image quality in clinical oncology / T. Beyer [et al.] // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. – 2003. – Vol. 30, №4. – P. 588–596. <https://doi.org/10.1007/s00259-002-1097-6>
2. Factors Affecting Quantification in PET/CT Imaging / O. Mawlawi [et al.] // *Current Med. Imaging Rev.* – 2008. – Vol. 4, №1. – P. 34–45. <https://doi.org/10.2174/157340508783502778>
3. Spreadsheet program for estimating recovery coefficient to get partial volume corrected standardized uptake value in clinical positron emission tomography-computed tomography studies / A. K. Pandey [et al.] // *Indian J. Nucl. Med.* – 2012. – Vol. 27, №2. – P. 89–94. <https://doi.org/10.4103/0972-3919.110688>
4. PET/CT imaging: effect of respiratory motion on apparent myocardial uptake / L.L. Meunier [et al.] // *J. Nucl. Cardiol.* – 2006. – Vol. 13, №6. – P. 821–830. <https://doi.org/10.1016/j.nuclcard.2006.09.003>
5. Хмелев, А. В. Радионуклидная визуализация в ПЭТ-Центре: учеб. пособие / А. В. Хмелев. – М.: ГБОУ ДПО РМАПО, 2015. – 368 с.
6. Impact of moving target on measurement accuracy in 3D and 4D PET imaging – a phantom study / Y. Cui [et al.] // *Adv. Radiat. Oncol.* – 2017. – Vol. 2, №1. – P. 94–100. <https://dx.doi.org/10.1016/j.adro.2016.12.002>
7. Контроль качества изображения в позитронно-эмиссионной томографии с помощью фантома Madeira / Л. А. Чипига [и др.] // *Медицинская физика*. – 2014. – №3 (63). – С. 48–56.
8. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в позитронно-эмиссионной томографии / Л. А. Чипига [и др.] // *Медицинская физика*. – 2019. – №2 (82). – С. 78–92.
9. Емельяненко, Е. В. Влияние реконструкционных параметров сканирования позитронно-эмиссионного томографа на эффект частичного объема патологического очага / Е. В. Емельяненко, И. Г. Тарутин, П. А. Белобоков // *Вест. Нац. акад. навук Беларусі. Сер. фіз.-тэхн. навук*. – 2021. – Т. 66, №3. – С. 356–364. <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-3-356-364>
10. An assessment of the impact of incorporating time-of-flight information into clinical PET/CT imaging / C. Lois [et al.] // *J. Nucl. Med.* – 2010. – Vol. 51, №2. – P. 237–245. <https://doi.org/10.2967/jnumed.109.068098>

References

1. Beyer T., Antoch G., Blodgett T., Freudenberg L. F., Akhurst T., Mueller S. Dual-modality PET/CT imaging: the effect of respiratory motion on combined image quality in clinical oncology. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2003, vol. 30, no. 4, pp. 588–596. <https://doi.org/10.1007/s00259-002-1097-6>
2. Mawlawi O., Kappadath S. C., Pan Tinsu, Rohren E., Macapinlac H. A. Factors Affecting Quantification in PET/CT Imaging. *Current Medical Imaging Reviews*, 2008, vol. 4, no. 1, pp. 34–45. <https://doi.org/10.2174/157340508783502778>
3. Pandey A. K., Sharma P., Pandey M., Aswathi K., Malhotra A., Kumar R. Spreadsheet program for estimating recovery coefficient to get partial volume corrected standardized uptake value in clinical positron emission tomography-computed tomography studies. *Indian Journal of Nuclear Medicine*, 2012, vol. 27, no. 2, pp. 89–94. <https://doi.org/10.4103/0972-3919.110688>
4. Meunier L. L., Maass-Moreno R., Carrasquillo J. A., Dieckmann W., Bacharach S. L. PET/CT Imaging: Effect of Respiratory Motion on Apparent Myocardial Uptake. *Journal of Nuclear Cardiology*, 2006, vol. 13, no. 6, pp. 821–830. <https://doi.org/10.1016/j.nuclcard.2006.09.003>
5. Hmelev A. V. *Radionuclide Imaging in a PET Center*. Moscow, Russian Medical Academy of Postgraduate Education, 2015. 368 p. (in Russian).
6. Yunfeng Cui, Bowsher J., Jing Cai, Fang-Fang Yin. Impact of moving target on measurement accuracy in 3D and 4D PET imaging – a phantom study. *Advances in Radiation Oncology*, 2017, vol. 2, no. 1, pp. 94–100. <https://doi.org/10.1016/j.adro.2016.12.002>
7. Chipiga L. A., Zvonova I. A., Kataeva G. V., Kostenikov N. A. Image quality control in positron emission tomography using the Madeira phantom. *Medicinskaya fizika = Medical Physics*, 2014, no. 3 (63), pp. 48–56 (in Russian).
8. Chipiga L., Vodovatov A., Kataeva G. et al. Proposals of quality assurance in positron emission tomography in Russia. *Meditsinskaya fizika = Medical Physics*, 2019, no. 2 (82), pp. 78–92 (in Russian).

9. Emelyanenko E. V., Tarutin I. G., Belobokov P. A. Influence of reconstruction parameters of positron emission tomography scanning on the effect of partial volume of the pathological lesion. *Vestsi Natsyynal'nai akademii navuk Belarusi. Seryya fizika-technichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series*, 2021, vol. 66, no. 3, pp. 356–364 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-3-356-364>

10. Lois C., Jakoby B. W., Long M. J., Hubner K. F., Barker D. W., Casey M. E., Conti M., Panin V. Y., Kadrmas D. J., Townsend D. W. An assessment of the impact of incorporating time-of-flight information into clinical PET/CT imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 2010, vol. 51, no. 2, pp. 237–245. <https://doi.org/10.2967/jnumed.109.068098>

Информация об авторах

Емельяненко Евгений Владимирович – аспирант, инженер лаборатории позитронно-эмиссионной томографии, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н.Н. Александрова (аг. Лесной, 223040, Минский район, Минская область, Республика Беларусь). E-mail: zheka-ava@mail.ru

Петкевич Максим Николаевич – аспирант, Международный государственный экологический институт имени А.Д. Сахарова Белорусского государственного университета (ул. Долгобродская, 23/1, 220070, Минск, Республика Беларусь). E-mail: MaxPetkevichN@gmail.com

Тарутин Игорь Германович – доктор технических наук, профессор, главный научный сотрудник лаборатории лучевой терапии, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н.Н. Александрова (аг. Лесной, 223040, Минский район, Минская область, Республика Беларусь). E-mail: itarutin@tut.by

Information about the authors

Evgeniy V. Emelianenko – Postgraduate Student, Engineer of the Positron Emission Tomography Laboratory, N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus (agrotown Lesnoy, 223040, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus). E-mail: zheka-ava@mail.ru

Maksim N. Piatkevich – Postgraduate Student, International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University (23/1, Dolgobrodskaya Str., 220070, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: MaxPetkevichN@gmail.com

Igor G. Tarutin – D. Sc. (Engineering), Professor, Chief Researcher of the Department of Radiation Therapy, N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus (agrotown Lesnoy, 223040, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus). E-mail: itarutin@tut.by