

УДК 53.072.8

## НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ ВЫЧИСЛЕНИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ОЧАГОВ НАКОПЛЕНИЯ РАДИОФАРМАЦЕВТИЧЕСКОГО ПРЕПАРАТА НА ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ПРЕДУЧЕВОЙ ПОДГОТОВКИ К РАДИОХИРУРГИИ

Е. В. ЕМЕЛЬЯНЕНКО<sup>1)</sup>, И. А. ШТУРО<sup>1)</sup>, М. Н. ПЕТКЕВИЧ<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова, агрогородок Лесной, 223040, Минский район, Беларусь

Выполнено сканирование фантома, имитирующего головной мозг, с установленными внутри моделями-сферами различного диаметра на позитронно-эмиссионном томографе (ПЭТ), совмещенном с компьютерным рентгеновским томографом (КТ), и магнитно-резонансным томографом (МРТ). При выполнении МР сканирования данного фантома с целью визуализации установленных сфер их объемы заполнялись контрастным веществом пентагидратом сульфата меди ( $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ ), что способствовало его чувствительности к химическим сдвигам и артефактам восприимчивости (дополнительным причинам искажений, возникающим при столкновении с различиями в плотности при диагностической МРТ и планировании лучевой терапии). Произведена качественная оценка полученных изображений для каждой последовательности на предмет артефактов. Выполнен количественный анализ полученных результатов ПЭТ/КТ сканирования: точность восстановления объемной активности моделей-сфер (патологических очагов накопления радиофармацевтического препарата). С учетом высокой практической значимости лечения патологических образований малого объема дополнительно в качестве моделей (патологических очагов) были использованы сферы с внутренним диаметром 4 и 6 мм. Установлено влияние количества подмножеств на диагностическую информативность ПЭТ/КТ изображения, а также на значение коэффициентов восстановления. Выполнено оконтуривание моделей-сфер на КТ- и МРТ-изображениях пятью врачами-рентгенологами с целью оценки влияния персональной вариабельности на конечный внесенный контур структур. На ПЭТ/КТ-изображениях различных модальностей оконтурены модели патологических очагов, рассчитаны разницы номинальных значений и объемов оконтуривания. Получены значения девиации коэффициентов восстановления контраста моделей-сфер диаметрами 4–2 мм на ПЭТ-изображениях, реконструированных с различными параметрами. Произведена оценка влияния параметров реконструкции на формирование результирующего объема оконтуривания моделей-сфер разного диаметра на ПЭТ-изображениях, реконструированных с различным числом подмножеств (18 и 24), а также с различными значениями фильтра Гаусса.

**Ключевые слова:** оконтуривание; ПЭТ/КТ; МРТ; девиация объема; диагностическое изображение; эффект частичного объема.

### Образец цитирования:

Емельяненко ЕВ, Штуро ИА, Петкевич МН. Неопределенности вычисления геометрических параметров очагов накопления радиофармацевтического препарата на диагностических изображениях при проведении предлучевой подготовки к радиохирургии. *Журнал Белорусского государственного университета. Экология*. 2024;4:55–60.  
<https://doi.org/10.46646/2521-683X/2024-4-55-60>

### For citation:

Emelianenko EV, Shturo IA, Piatkevich MN. Uncertainties in calculating the geometric parameters of radiopharmaceutical accumulation lesion on diagnostic images during pre-radiation preparation for radiosurgery. *Journal of the Belarusian State University. Ecology*. 2024;4:55–60. Russian.  
<https://doi.org/10.46646/2521-683X/2024-4-55-60>

### Авторы:

**Евгений Владимирович Емельяненко** – кандидат технических наук; инженер лаборатории позитронно-эмиссионной томографии.

**Максим Николаевич Петкевич** – магистр медицинской физики; начальник отдела по инженерному обеспечению лучевой терапии.

**Ирина Александровна Штуро** – магистр медицинской физики отдела по инженерному обеспечению лучевой терапии.

### Authors:

**Evgeny V. Emelianenko**, PhD (engineering); engineer at the laboratory of positron emission tomography.

[zheka-ava@mail.ru](mailto:zheka-ava@mail.ru)

**Maksim N. Piatkevich**, master of medical physics; head of the department of radiotherapy engineering support.

[maxpetkevichN@gmail.com](mailto:maxpetkevichN@gmail.com)

**Irina A. Shturo**, master of medical physics at the department of engineering support of radiation therapy.

[irina.shturo@mail.ru](mailto:irina.shturo@mail.ru)

## UNCERTAINTIES IN CALCULATING THE GEOMETRIC PARAMETERS OF RADIOPHARMACEUTICAL ACCUMULATION LESION ON DIAGNOSTIC IMAGES DURING PRE-RADIATION PREPARATION FOR RADIOSURGERY

*E. V. EMELIANENKO<sup>a</sup>, I. A. SHTURO<sup>a</sup>, M. N. PIATKEVICH<sup>a</sup>*

*<sup>a</sup>N. N. Alexandrov National Cancer Centre,  
agro-town Lesnoy, 223040 Minsk District, Belarus  
Corresponding author: E. V. Emelianenko (zheka-ava@mail.ru)*

The phantom (imitating the brain) with different diameter models-spheres installed inside was scanned on positron emission tomography (PET) combined with computed X-ray tomography (CT) and magnetic resonance tomography (MRI). When MR scans of this phantom were performed to visualize the instilled spheres, their volumes were filled with the contrast agent copper sulfate pentahydrate ( $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ ), which contributes to its sensitivity to chemical shifts and susceptibility artifacts (additional causes of distortion arising from encountering density differences in diagnostic MRI and radiation therapy planning). Qualitative assessment of the obtained images for each sequence for artifacts was performed. Quantitative analysis of the obtained PET/CT scanning results was performed, namely, the accuracy of recovery of volumetric activity of model-spheres (pathological foci of radiopharmaceutical accumulation). Taking into account high practical significance of treatment of pathological formations of small volume, spheres with inner diameter of 4 and 6 mm were used additionally as models (pathological foci). The influence of the number of subsets on the diagnostic informativity of PET/CT images, as well as on the value of recovery coefficients was established. Contouring of models-spheres on CT and MR images by five radiologists was performed in order to evaluate the influence of personal variability on the final contour of structures. Also, models of pathologic foci were delineated on the obtained PET/CT images of different modalities, and differences in nominal values and delineation volumes were calculated. Deviation values of contrast recovery coefficients of model-sphere models with diameters of 4–22 mm on PET images reconstructed with different parameters were obtained. The influence of reconstruction parameters on the formation of the resulting volume of model-sphere delineation of different diameter on PET images reconstructed with different number of subsets (18 and 24), as well as with different values of the Gaussian filter was evaluated.

**Keywords:** contouring; PET/CT; MRI; volume deviation; diagnostic image; partial volume effect.

### Введение

Качество диагностических изображений играет ключевую роль в процессе планирования лучевой терапии и последующем лечении патологий различной этиологии. В понятие «качество» включены следующие критерии, предъявляемые в современной медицинской визуализации:

- отсутствие артефактов (искажений);
- приемлемый уровень шума (в частности для КТ-изображений, не более установленного производителем оборудования);
- точность совмещения изображений различных модальностей (например, ПЭТ/КТ, ПЭТ/МРТ);
- оптимальное соотношение сигнал/шум (SNR), что актуально для всех видов модальностей изображений;
- точность восстановления качественной и количественной информации (число единиц Хаунсфилда для КТ, стандартизированный показатель накопления радиофармацевтического препарата на ПЭТ-изображениях) [1].

Перечисленные критерии оказывают непосредственное влияние на точность определения геометрических параметров патологических очагов и критических структур на диагностических изображениях, а в последующем и на точность доставки предписанной дозы к зоне облучения при проведении предлучевой подготовки к радиохирургии. Данный метод облучения предполагает прецизионную доставку всей предписанной дозы ионизирующего излучения к небольшим внутричерепным мишеням за один сеанс. Качество получаемого изображения зависит от возможностей оборудования и программно-вычислительного комплекса, применяемого для реконструкции изображения с различными входными параметрами. Помимо изменения качественных характеристик изображения, вариация параметрами реконструкции может повлиять на формирование границ патологического очага [2; 3].

Особый интерес в рамках данного исследования представляет точное определение границ малых структур (диаметром менее 2 см), которые особо подвержены влиянию программно-аппаратного комплекса.

Цель исследования – оценка девиации в определении границ оконтуриваемых объемов моделей-сфер на МРТ- и КТ-изображениях, а также ПЭТ-изображениях, реконструированных с различными параметрами (числом подмножеств и размерности фильтра Гаусса).

### Материалы и методы исследования

Для моделирования патологических очагов использовался фантом, имитирующий головной мозг, с инсталлированными внутрь сферами с диаметрами 22 мм, 17, 13, 10, 6, 4 мм. Выбор размеров моделей обоснован пространственным разрешением ПЭТ/КТ томографа. Исследование проведено в соответствии со следующими этапами:

- наполнение фантома и сфер радиофармацевтическим препаратом (РФП);
- позиционирование в индикаторной коробке и последующее сканирование на ПЭТ/КТ-томографе;
- реконструкция изображений со следующими параметрами: VPHD+PSF, включая серии с количеством подмножеств итераций 18/2, 24/2, 32/2, при значении фильтра Гаусса 6,4, а также серии со значениями фильтра Гаусса 5,8 мм и 7 мм и стабильным числом подмножеств/итераций 24/2;
- очистка фантома и сфер, наполнение объемов сфер парамагнитным контрастным веществом для МРТ, представляющем собой нейтральный (неионный) комплекс гадолиния (III) с макроциклическим лигандом, и выполнение МР сканирования данного фантома;
- оконтуривание (определение границ) сфер на ПЭТ/КТ- и МРТ-изображениях, полученных в результате сканирования.

Все серии МР-сканирования фантома выполнялись в соответствии с клиническими требованиями (рис. 1): установленной МР индикаторной коробкой (для определения стереотаксического трехмерного пространства в планирующей системе) и адаптером для головной катушки *Siemens* (с соблюдением точно го выравнивания осей сканирования).



Рис. 1. Фантом с установленной МР индикаторной коробкой и адаптером для головной катушки Siemens:

1 – фантом с инсталлированными внутрь моделями-сферами, 2 – адаптер для головной катушки, 3 – индикаторная коробка

Fig. 1. Phantom with installed MR indicator box and adapter for Siemens head coil:

1 – phantom with model-spheres installed inside, 2 – adapter for head coil, 3 – indicator box

Исследование выполнено на МРТ 1,5 Тл (*Siemens MAGNETOM Avanto 1,5T*). Параметры МРТ-сканирования представлены в табл. 1. Выполнено две последовательности (T1-взвешенные изображения и T2).

Таблица 1

#### Параметры сканирования фантома на МРТ

Table 1

#### MRI phantom scanning parameters

Параметры сканирования	Наименование режима сканирования МРТ	
	T1	T2
Продолжительность повторения (мс)	8,8	4000
Время эхосигнала (мс)	4,76	101
Номинальный угол поворота (°)	90	90
Поле исследования (мм <sup>2</sup> )	256	230
Матрица регистрации (пиксели)	256×256	256×100
Полоса пропускания (Гц/пиксель)	130	260
Число срезов	160	80
Толщина срезов (мм)	1	2
Направление фазового кодирования	R-L	R-L
Направление частотного кодирования	A-P	A-P
Направление отбора срезов	H-F	H-F
Время сканирования (мс)	5,39	8,08

**Анализ МРТ- и КТ-изображений.** Произведена качественная оценка полученных МР-изображений для каждой последовательности на предмет артефактов. Полосы пропускания были выбраны близких к 300 Гц/пиксель для всех последовательностей МРТ с целью минимизации артефактов, вызванных магнитной восприимчивостью. На всех сериях реконструированных изображений контуры сфер хорошо визуализировались.

Изображения, полученные на МР-томографе, импортированы в рабочую станцию *Leksell Gamma Plan*, где осуществлялось определение границ и оконтуривание объем сфер рис. 2.

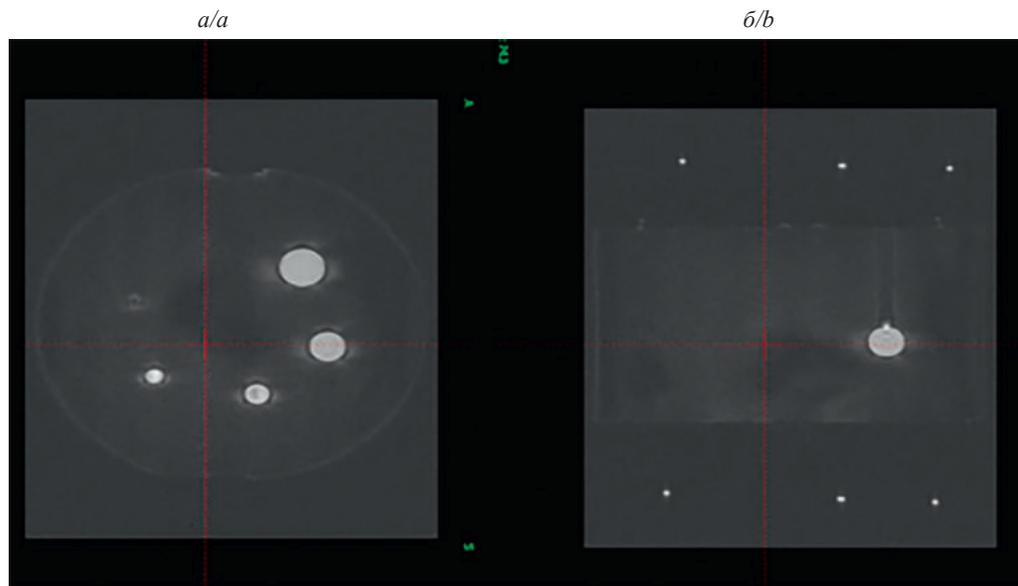


Рис. 2. МР-изображения фантома в аксиальной (а) и корональной (б) проекциях

Fig. 2. MR-images of the phantom in axial (a) and coronal (b) projections

Оконтуривание КТ- и МРТ-изображений моделей-сфер производилось вручную пятью врачами-рентгенологами с целью оценки влияния персональной вариабельности на конечный внесенный контур структур. Получено пять наборов трехмерных контуров всех шести сфер. Средние значения объемов оконтуривания моделей-сфер на КТ- и МР-изображениях и их разница с номинальными объемами моделей-сфер представлены в табл. 2.

Таблица 2

**Геометрические характеристики контуров сфер на МРТ и КТ изображениях**

Table 2

**Geometric characteristics of sphere contours on MRI and CT images**

Номинальный объем сфер, мм <sup>3</sup>	Среднее значение на МРТ, мм <sup>3</sup>	Стандартное отклонение	Девияция, %	Среднее значение на КТ, мм <sup>3</sup>	Стандартное отклонение	Девияция, %
5572,45	5896,12	62,42	5,81	5584,12	77,44	0,21
2571,14	2678,82	57,35	4,19	2588,50	21,87	0,68
1149,76	1186,26	48,66	3,17	1153,05	30,91	0,29
523,33	541,33	19,41	3,44	544,95	10,70	4,13
113,04	132,56	15,83	17,27	124,25	3,26	9,92
33,49	43,14	3,92	28,81	37,77	0,99	12,77

Установлено, что при внесении контура сфер на МР- и КТ-изображениях, девиация в определении границ полученных объемов была наибольшей для сфер диаметром 6 и 4 мм во всех пяти вариациях. Данное отклонение объясняется эффектом частичного объема, что является главным ограничивающим фактором, препятствующим точному определению малых объемов структур.

**Анализ ПЭТ-изображений.** Изображения моделей-сфер, полученные в результате сканирования фантома на ПЭТ/КТ-сканере импортированы в систему *Eclipse* для дальнейшей обработки и снятия количественной информации. Выбор в пользу данного программного обеспечения (ПО) обусловлен его преимуществами, связанными с возможностью исключения человеческого фактора при оконтуривании, что было трудно достижимо при использовании *Leksell Gamma Plan*.

В клинической практике формирование контуров патологических очагов на ПЭТ-изображениях производится на основе полученных данных КТ-исследований. Однако в ряде случаев патологические очаги накопления РФП, присутствующие на ПЭТ-изображениях, могут отсутствовать на КТ-визуализациях. Оконтуривание очагов накопления радиоактивного индикаторного вещества по ПЭТ-изображениям затруднено по причине выраженных краевых эффектов и низкой точности восстановления объемной активности радиоактивного индикаторного вещества в структурах диаметром менее 10 мм (эффект частичного объема – ЭЧО). На рис. 3 представлен график зависимости коэффициента восстановления от диаметра сферы с учетом количества подмножеств (количество свободных проекций), используемых при реконструкции.

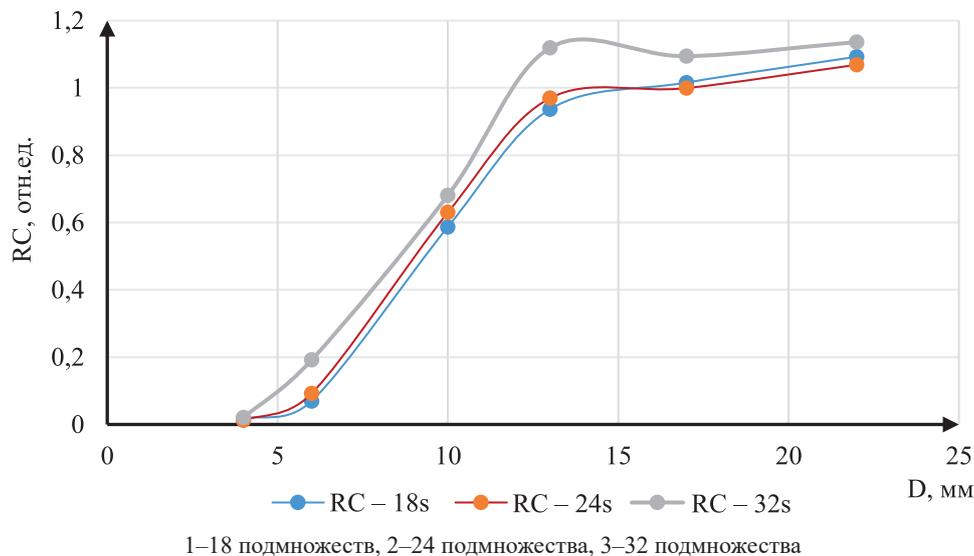


Рис. 3. Зависимость коэффициента восстановления контраста (RC) от диаметра ( $d$ ) моделей сфер с учетом параметров реконструкции ПЭТ-изображения

Fig. 3. Dependence of contrast recovery coefficient (RC) on the diameter ( $d$ ) of sphere models taking into account PET image reconstruction parameters

Полученные результаты свидетельствуют о значительном влиянии количества используемых подмножеств на значение коэффициентов восстановления (далее – RC). Для сфер диаметрами 4 и 6 мм увеличение числа подмножеств с 18 до 24 на реконструированных изображениях позволило увеличить значение RC на 16 и 63 % соответственно. Помимо полученных численных значений RC наблюдается разница и при визуальной оценке изображений.

ПЭТ-изображение характеризуется цветовой градиентной структурой, позволяющей визуально оценивать уровень накопления радиоактивного индикаторного вещества. С целью исключения влияния субъективной (визуального восприятия) оценки на количественные результаты, формирование контуров осуществлялось путем указания уровня цветового градиента выраженного в %.

В системе *Eclipse* выполнено оконтуривание моделей-сфер на ПЭТ-изображениях, реконструированных с алгоритмом VPHD, и числом подмножеств/итераций 24/2, с учетом различного значения цветового градиента, выраженного в %. В качестве примера в табл. 3 приведены численные значения градиентов и соответствующие значения объемов оконтуривания, ошибка по сравнению с номинальным объемом – бк. Вычислены абсолютные значения разницы оконтуренных объемов ПЭТ и МРТ –  $\Delta V_{\text{МРТ, ПЭТ и КТ}} - \Delta V_{\text{ст}}$ .

Исходя из полученных численных значений сделаны следующие выводы:

- визуализация моделей-сфер диаметром от 10 до 22 мм является приемлемой для определения их геометрических параметров с достаточной точностью;
- визуализация моделей-сфер диаметром менее 10 мм является неприемлемой для определения их геометрических параметров с достаточной точностью;
- объем визуализируемого объекта линейно зависит от уровня градиента.

Численные значения градиентов и соответствующие значения объемов оконтуривания

Table 3

Numerical values of gradients and corresponding values of delineation volumes

Д сферы, мм <sup>3</sup>	Номинальный V мм <sup>3</sup>	V мм <sup>3</sup> , ПЭТ (D710). VPHD 24/2	Градиент	Бк, %	Б <sub>МРТ</sub> , %	Б <sub>ст.</sub> , %
22	5572,45	5500	42	1,3	6,72	1,51
17	2571,14	2400	39	6,66	10,41	7,28
13	1149,76	1200	34	4,37	1,16	4,07
10	523,33	500	50	4,46	7,63	8,25
6	113,04	100	86	11,54	24,56	19,52
4	33,49	100	90	198,57	131,80	164,76

Выполнено оконтуривание сфер на ПЭТ-изображениях, реконструированных с различным значением фильтра Гаусса. Представленное на рис. 4 несоответствие границ контуров при условии использования одного цветового градиента свидетельствует о влиянии параметров реконструкции ПЭТ-изображения на формировании результирующего объема оконтуривания, а вероятно и формирования дозового распределения.

Для оценки влияния параметров реконструкции на формирование объема оконтуривания моделей-сфер (диаметрами 6 и 22 мм) на ПЭТ-изображениях, реконструированных с различным числом подмножеств (18 и 24), а также со значениями фильтра Гаусса 5,8 и 6,4 мм, нанесен контур с одинаковым уровнем градиента (40 %).

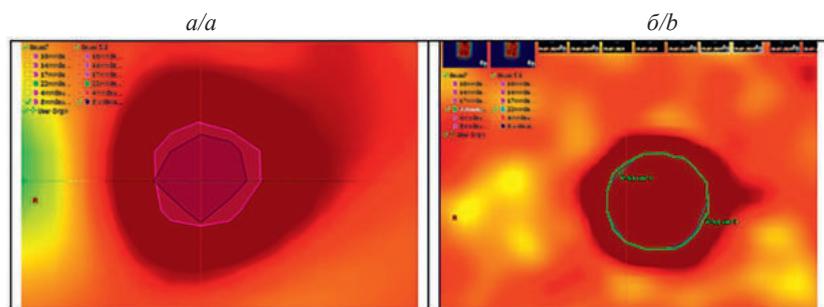


Рис. 4. Контур, нанесенные на аксиальные проекции ПЭТ-изображений моделей патологических очагов, реконструированных с различными параметрами фильтра Гаусса:  
а – Гауссов фильтр 5,8 мм и 6,4 мм на сфере 6 мм; б – Гауссов фильтр 5,8 и 6,4 на сфере 22 мм

Fig. 4. Contours plotted on axial projections of PET images of models of pathologic foci reconstructed with different parameters of Gaussian filter: a – Gaussian filter 5.8 mm and 6.4 mm on the sphere of 6 mm; b – Gaussian filter 5.8 and 6.4 on the sphere of 22 mm

Полученные результаты (несоответствие контуров на сфере диаметром 6 мм) подтверждают влияние ЭЧО на формирование объема оконтуривания.

### Заключение

В клинической практике формирование контуров патологических очагов на ПЭТ-изображениях производится на основе полученных данных КТ-исследований. Однако в ряде случаев патологические очаги накопления РФП, присутствующие на ПЭТ-изображениях, могут отсутствовать на КТ-визуализациях. Выявлено, что на формирование объема оконтуривания (на ПЭТ-изображениях), помимо параметров сканирования, значительный вклад вносит уровень цветового градиента. Затруднено оконтуривание сфер диаметром менее 6 мм по ПЭТ-изображениям по причине выраженного эффекта частичного объема, а следовательно, и заниженным значениям коэффициентов восстановления (1,7 и 7 % для сфер диаметрами 4 и 6 мм соответственно).

Данное исследование выполнялось в рамках конкурса на соискание грантов Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований для молодых ученых «Наука М».

### Библиографические ссылки / References

- Grosu AL, Piert M, Weber WA, Jeremic B, Picchio M, Schratzenstaller U, Zimmermann FB, Schwaiger M. Positron emission tomography for radiation treatment planning. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2005;181(8):483–499.
- Parodi, K. Vision 20/20: positron emission tomography in radiation therapy planning, delivery, and monitoring. *Medical physics*. 2015;42(12):7153–7168.
- van der Vos CS, Koopman D, Rijnsdorp S, Arends AJ, Boellaard R, van Dalen JA, Lubberink M, Willemsen ATM, Visser EP. Quantification, improvement, and harmonization of small lesion detection with state-of-the-art PET. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2017;44(1):4–16.

Статья поступила в редколлегию 06.11.2024.  
Received by editorial board 06.11.2024.