

ДИАГНОСТИКА И БЕЗОПАСНОСТЬ ТЕХНИЧЕСКИХ И ПРИРОДНЫХ СИСТЕМ
DIAGNOSTICS AND SAFETY OF TECHNICAL AND ENVIRONMENT SYSTEMS

УДК 53.088.23

<https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-3-356-364>

Поступила в редакцию 30.03.2021

Received 30.03.2021

Е. В. Емельяненко, И. Г. Тарутин, П. А. Белобоков

*Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова,
а/г Лесной, Минский район, Минская область, Республика Беларусь*

**ВЛИЯНИЕ РЕКОНСТРУКЦИОННЫХ ПАРАМЕТРОВ СКАНИРОВАНИЯ
ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОГО ТОМОГРАФА НА ЭФФЕКТ ЧАСТИЧНОГО
ОБЪЕМА ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ОЧАГА**

Аннотация. Выполнен сравнительный анализ методов обработки данных при расчете коэффициентов восстановления. Оценено влияние времяпролетной технологии и PSF-функции на коэффициент восстановления и прогноз девиации коэффициента восстановления для потенциальных патологических очагов диаметром 6–8 мм, а также параметров итерационных реконструкционных алгоритмов, фильтра Гаусса и аксиальных фильтров – на коэффициент восстановления. Расчет коэффициентов восстановления выполнен на основе количественных характеристик, полученных при анализе реконструкций изображений фантома ИЕС с шестью сферами, инсталлированными внутрь и заполненными радиофармацевтическим препаратом. Проведено восемь серий экспериментов с соотношениями активности фон/сфера 1/3, 1/4, 1/6, 1/8, 1/12, 1/14, 1/16, 1/20 при одинаковой концентрации активности в сферах во время каждого отдельного эксперимента. Выполнен прогноз влияния эффекта частичного объема на очаги диаметром от 6 до 8 мм с учетом используемых реконструкционных алгоритмов. Полученные результаты целесообразно использовать для гармонизации диагностических протоколов сканирования на позитронно-эмиссионных томографах за счет входных параметров реконструкционных алгоритмов и фильтров, что позволит минимизировать ошибку при количественной оценке радиофармацевтического препарата при анализе динамики развития патологического процесса, а также отклика патологии на терапию.

Ключевые слова: коэффициент восстановления, стандартизированный показатель накопления, контроль качества, позитронно-эмиссионный томограф, итерации, качество изображения, диагностическое изображение

Для цитирования: 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 // Вес. Нац. акад. наук Беларуси. Сер. физ.-техн. наук. – 2021. – Т. 66, №3. – С. 356–364. <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-3-356-364>

Evgeniy V. Emelyanenko, Igor G. Tarutin, Pavel A. Belobokov

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

**INFLUENCE OF RECONSTRUCTION PARAMETERS OF POSITRON EMISSION TOMOGRAPH SCANNING
ON THE EFFECT OF PARTIAL VOLUME OF THE PATHOLOGICAL LESION**

Abstract. In this work, the following tasks were solved: to perform a comparative analysis of data processing methods when calculating recovery factors; to evaluate the influence of time-of-flight technology and PSF function on the recovery factor and the forecast of recovery factor deviation for potential pathological foci with a diameter of 6–8 mm; to evaluate the influence of parameters of iterative reconstruction algorithms, Gaussian filter and axial filters on the recovery factor. The calculation of the recovery factors was carried out on the basis of quantitative characteristics obtained in the analysis of reconstructions of images of the IEC phantom with six spheres installed inside and filled with a radiopharmaceutical. Eight series of experiments with background / sphere activity ratios 1/3, 1/4, 1/6, 1/8, 1/12, 1/14, 1/16, 1/20 were carried out with the

same concentration of activity in the spheres during each separate experiment. The forecast of the effect of the partial volume effect on lesions with a diameter of 6 to 8 mm was carried out, taking into account the used reconstruction algorithms. It is advisable to use the results obtained to harmonize diagnostic protocols for scanning with positron emission tomographs using the input parameters of reconstruction algorithms and filters, which will minimize the error in the quantitative assessment of a radiopharmaceutical when analyzing the dynamics of the development of a pathological process, as well as the response of pathology to therapy.

Keywords: recovery factor, standardized accumulation index, quality control, positron emission tomograph, iterations, image quality, diagnostic image

For citation: Emelyanenko E. V., Tarutin I. G., Belobokov P. A. Influence of reconstruction parameters of positron emission tomograph scanning on the effect of partial volume of the pathological lesion. *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. 3, pp. 356–364 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2021-66-3-356-364>

Введение. Позитронно-эмиссионная томография является уникальным методом диагностики онкологических, кардиологических, неврологических заболеваний с использованием радиофармацевтических препаратов. Одним из преимуществ позитронно-эмиссионной томографии, совмещенной с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ), является возможность получения количественной информации (метаболический объем, удельная активность радиофармацевтического препарата (РФП) в патологических очагах), на основании которой может быть проведена оценка динамики патологического процесса (до и после лечения). Однако эффект частичного объема приводит к значительному увеличению погрешности [1].

Эффект частичного объема (ЭЧО, англ. Partial Volume Effect) остается актуальной проблемой, требующей детального исследования. Основной причиной проявления данного эффекта является низкое пространственное разрешение позитронно-эмиссионного томографа (ПЭТ), что впоследствии приводит к зависимости ЭЧО от параметров изображения томографа, размера и морфологии оцениваемого объекта и распределения РФП в теле человека [2]. Когда измеряется активность определенного объема ткани, фактическое измерение включает смежные области, ложно влияющие на расчет стандартизированного показателя накопления (SUV, от Standardized Uptake Value) РФП. Эффект частичного объема возникает почти для всех образований (патологических очагов) диаметром менее 3 см. Чем меньше поражение, тем значительнее проявление эффекта частичного объема. Эффекты частичного объема настолько подвержены влиянию размера патологии, что поражения менее 6–8 мм следует рассматривать как ниже разрешения ПЭТ [3].

Помимо влияния размеров потенциального патологического очага, эффект частичного объема подвержен воздействию ряда косвенных факторов, которые изучаются в данной работе. Количественным отображением эффекта частичного объема является коэффициент восстановления (RC, от Recovery Coefficient), измеряющийся в относительных единицах или процентах. Оптимальным значением коэффициента восстановления является 1. Значения выше и ниже 1 считаются соответственно переоцененными или недооцененными. В ряде публикаций [4–6], а также на основании выполненных исследований в рамках данной работы делается вывод о логарифмической (натуральный логарифм) функциональной зависимости коэффициента восстановления от размеров потенциального патологического очага. В [7, 8] не уделено достаточного внимания влиянию параметров реконструкции (следовательно, и эффекта частичного объема) на коэффициент восстановления. К реконструкционным параметрам относятся: итерационный алгоритм VPHD (входными параметрами является количество итераций и подмножеств), QClear (реконструкционный алгоритм, использующийся для подавления шума, входным параметром является корректировочный коэффициент β), Z-аксиальные фильтры, размерность матрицы, фильтр Гаусса (сглаживающий фильтр для оптимизации качества диагностического изображения), PSF функция (функция рассеяния точки, реконструкция с PSF дает изображения с улучшенным изотропным пространственным разрешением).

Особого внимания заслуживает времяпролетная технология (TOF, от Time of Flight), основанная на измерении разницы во времени прибытия двух гамма-квантов, обеспечивая лучшую локализацию события аннигиляции вдоль линии, образованной каждой парой детекторов.

В практической деятельности все рассматриваемые параметры используются прежде всего для коррекции качества диагностического изображения, основанного на визуальной

субъективной оценке. В частности, увеличение числа итераций позволяет увеличивать контраст, однако сопровождается ростом шумовой компоненты, а варьирование фактором β (алгоритм QClear) дает возможность редуцировать шум.

Определение коэффициентов восстановления является эффективным инструментом контроля качества, позволяющим оценивать девиацию количественных характеристик томографов с различными детектирующими системами, а также учитывать особенности диагностических протоколов [9, 10]. Сравнение томографов с различными детектирующими системами на основе коэффициентов восстановления, а также оценка влияния реконструкционных параметров дает возможность определить девиацию количественных характеристик (на основе которых осуществляется оценка динамики развития патологического процесса) и минимизировать ошибку, а также гармонизировать диагностические протоколы сканирования пациентов.

Цель работы – оценка влияния реконструкционных параметров на коэффициент восстановления.

В работе решались следующие задачи:

выполнить сравнительный анализ методов обработки данных при расчете коэффициентов восстановления;

оценить влияние времяпролетной технологии и PSF функции на коэффициент восстановления и прогноз девиации коэффициента восстановления для потенциальных патологических очагов диаметром 6–8 мм;

определить влияние параметров итерационных реконструкционных алгоритмов, фильтра Гаусса и аксиальных фильтров на коэффициент восстановления.

Методика исследований. Исследования проводились на фантоме IEC NEMA на ПЭТ/КТ Discovery IQ (детектирующая система на базе кристаллов BGO) и Discovery 710 (детектирующая система на базе кристаллов LYSO) производства General Electric с различным соотношением удельной активности (фон/сфера). Проведено восемь серий экспериментов с соотношениями активности фон/сфера 1/3, 1/4, 1/6, 1/8, 1/12, 1/14, 1/16, 1/20 при одинаковой концентрации активности в сферах во время каждого отдельного эксперимента. Общая активность радиофармацевтического препарата ^{18}F -фтордезоксиглюкоза (FDG) в каждом эксперименте составляла 52 МБк на момент начала сканирования. Измерение активности РФП выполнено на калибраторе активности ISOMED (погрешность измерения $\pm 3\%$). Длительность сканирования 10 мин. Выполненные из тонкого пластика сферы с диаметрами ($D_{\text{сф}}$) 37, 28, 22, 17 и 10 мм являются моделью потенциальных очагов накопления радиофармацевтического препарата.

Расчет коэффициентов восстановления выполнялся по следующей формуле:

$$RC_{H,j} = \frac{\frac{C_{H,j}}{a_H} - 1}{\frac{C_{B,j}}{a_B} - 1}, \quad (1)$$

где $C_{H,j}$ – концентрация радиофармацевтического препарата, измеренного в сфере; $C_{B,j}$ – фоновое значение концентрации РФП в объеме окружающей жидкости; a_H/a_B – рассчитанное значение соотношения концентраций РФП в сфере и окружающем объеме жидкости в фантоме.

Обработка полученных изображений выполнялась на программном обеспечении рабочей станции Volume Viewer.

Разница между коэффициентами восстановления для каждой из сфер при изменении параметров реконструкции определялась согласно выражению

$$RC_{\text{отн}} = \left| 1 - \frac{RC_i}{RC_{i+1}} \right|, \quad (2)$$

где RC_i – значение коэффициента восстановления до воздействия (изменения) реконструкционного параметра в сфере, RC_{i+1} – значение коэффициента восстановления после воздействия (изменения) реконструкционного параметра. Таким образом, представлено значение понижения/повышения коэффициента восстановления.

Среднее значение девиации коэффициента восстановления при изменении параметров реконструкции рассчитывалось следующим образом:

$$\langle RC \rangle_{\text{отн}} = \frac{\sum_1^n RC_{\text{отн}}}{n} \cdot 100 \%, \quad (3)$$

где n – количество экспериментов.

Как правило, практикуется вычисление коэффициентов восстановления для «холодных очагов» (литые пластиковые сферы). Задачей данной работы было изучение влияния реконструкционных параметров сканирования на эффект частичного объема исключительно для потенциальных патологических очагов, которые способны накапливать РФП, а также моделирование реальной диагностической процедуры.

В табл. 1 представлены параметры, влияющие на коэффициент восстановления, а также параметры реконструкции изображений, на основе которых выполнен расчет коэффициентов восстановления.

Т а б л и ц а 1. **Параметры реконструкции**

Т a b l e 1. **Reconstruction parameters**

Рассматриваемая характеристика	Изменяемые параметры реконструкции/ количество реконструкций	Неизменяемые параметры реконструкции
Влияние PSF функции и времяпролетной технологии (ПЭТ/КТ Discovery 710)	VPHD, VPHD + PSF, TOF, TOF + PSF	3 итерации, 12 подмножеств, матрица 192×192, аксиальные фильтры отключены, фильтр Гаусса 6,4 мм
Влияние PSF функции (ПЭТ/КТ Discovery IQ)	VPHD, VPHD + PSF	3 итерации, 12 подмножеств, матрица 192×192, аксиальные фильтры отключены, фильтр Гаусса 6,4 мм
Влияние параметров итерационного алгоритма QClear (ПЭТ/КТ Discovery IQ)	Шаг фактора 50 (от 350 до 450), 3 реконструкции	Матрица 192×192
Влияние размерности фильтра Гаусса (ПЭТ/КТ Discovery IQ, ПЭТ/КТ Discovery 710)	Шаг фильтра 0,2 мм	3 итерации, 12 подмножеств, матрица 192×192, аксиальные фильтры отключены, VPHD + PSF
Влияние аксиальных фильтров (ПЭТ/КТ Discovery 710)	Аксиальные фильтры: light, standart, heavy	3 итерации, 12 подмножеств, матрица 192×192, VPHD + PSF

Оценка метода обработки данных. Для получения данных с фантомных исследований можно использовать следующие методы:

оператор-независимый: контурирование сфер фантомов выполняется в автоматическом режиме по ПЭТ-изображению (на аксиальной проекции); данный метод наиболее приближен к реальным условиям оценки SUV РФП в патологических очагах;

оператор-зависимый: контурирование сфер выполняется на аксиальной проекции КТ изображения и переносится на соответствующий срез ПЭТ-изображения с сохранением размеров контура.

Некоторые недостатки оператор-зависимого метода были выявлены в рамках практической деятельности. Измерение фонового значения проводится по пикселям на единственном срезе. Наличие локальных неоднородностей в объеме фантома, возникающих вследствие недостаточного перемешивания РФП в жидкости, приводит к появлению некорректных результатов. В свою очередь измерение в объеме позволяет получить усредненное значение по вокселям (элемент трехмерного изображения).

В работе выполнялся дисперсионный анализ коэффициентов восстановления при использовании оператор-зависимого и оператор-независимого методов обработки данных. С уровнем значимости $p = 0,005$ выявлено влияние фактора (метод обработки данных) на отклик (коэффициент восстановления). Средние значения составили 0,54 отн. ед. и 0,63 отн. ед. (для оператор-независимого и оператор-зависимого методов соответственно).

В частности, в публикации стандартов NEMA NU 2-2001 [11] 3D объем интереса (VOI) контурируется вручную, однако известно, что автоматическое определение VOI на основе изоконтуров приводит к более высокой точности SUV по сравнению с теми, которые определены

с использованием вручную соответствующих областей интереса (ROI). Применение оператор-независимого метода позволяет минимизировать ошибку со стороны исследователя, гарантировать единый подход к контролю качества, а также выполнять анализ количественных значений по методике, используемой специалистами в области радионуклидной диагностики.

Влияние PSF функции и времяпролетной технологии на ЭЧО. Сравнение ПЭТ/КТ Discovery IQ и Discovery 710. Расчеты относительного значения разницы коэффициентов восстановления, полученных при включенной и отключенной PSF функции в случае использования стандартной реконструкции с алгоритмом VPHD и времяпролетной технологией, представлены в табл. 2 (параметры реконструкции см. строки 1 и 2 в табл. 1).

Т а б л и ц а 2. Разница значений RC при сравнении методов реконструкции

Table 2. RC difference values by comparing the reconstruction methods

$D_{сф}$, мм	Discovery 710 (TOF/TOF + PSF)		Discovery 710 (VPHD/VPHD + PSF)		Discovery IQ (VPHD/VPHD + PSF)		Discovery IQ (VPHD + PSF/QCLEAR)	
	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD, %	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD, %	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD, %	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD, %
37	9,9	6,67	6,21	3,59	3,30	2,02	7,05	4,07
28	10,54	4,13	9,04	4,36	8,83	3,29	8,71	6,60
22	12,59	2,59	9,42	3,86	10,67	3,37	14,05	8,69
17	14,9	2,24	14,37	3,15	15,01	8,01	17,45	10,07
13	20,98	5,63	14,56	7,33	15,95	6,23	31,57	12,66
10	22,32	7,33	19,44	10,99	9,12	4,17	49,13	11,47

Полученные результаты позволяют наглядно продемонстрировать влияние дополнительного реконструкционного алгоритма PSF и TOF на коэффициент восстановления.

Использование PSF функции увеличивает значение RC, что наблюдается для каждой из сфер обоих томографов. Однако важен и размер сферы, которая в данном случае является моделью патологического очага накопления РФП. С уменьшением размера данной сферы возрастает роль PSF функции для компенсации эффекта частичного объема. Максимальные коэффициенты восстановления были получены при использовании TOF + PSF (Discovery 710) и алгоритма QClear (Discovery IQ).

Нами выполнен прогноз коэффициентов восстановления для потенциальных патологических очагов диаметром от 6 до 8 мм, а также определена разница коэффициентов восстановления для указанных очагов при использовании TOF с PSF функцией и без нее. Для получения прогнозируемых значений зависимости коэффициентов восстановления от размеров сфер были аппроксимированы логарифмической функцией с коэффициентом детерминации не менее 0,8 (при соотношении значений активности сфера/фон 6, 8, 10). Преимущества использования PSF функции показаны на рис. 1, где из графика видно повышенное значение коэффициентов восстановления при использовании дополнительно включенной PSF функции (с времяпролетной технологией) для реконструкции изображений.

Прогнозирование результатов различия RC при использовании PSF функции совместно с времяпролетной технологией (TOF/TOF + PSF) для очагов диаметром 6 и 8 мм составляет $\langle RC \rangle_{отн} = 44,15\%$ ($D_{сф} = 6$ мм, $SD = 2,26$), $\langle RC \rangle_{отн} = 25,04\%$ ($D_{сф} = 8$ мм, $SD = 1,5$) соответственно.

Прогнозирование результатов различия RC (для (VPHD + PSF)/QClear, входной коэффициент $\beta = 350$) для очагов диаметром 8 мм составляет $\langle RC \rangle_{отн} = 60,04$ ($D_{сф} = 8$ мм, $SD = 13,1$).

Влияние аксиальных фильтров на коэффициент восстановления. Нами оценивалось значение разницы между коэффициентами восстановления (с учетом размеров сфер) при использовании различных аксиальных фильтров при реконструкции диагностических ПЭТ-изображений. Необходимость данного исследования обусловлена недооценкой влияния аксиальных фильтров на количественные характеристики изображений (SUV). В практической деятельности аксиальные фильтры используются для улучшения восприятия (в частности, путем изменения контраста) диагностической информации специалистами.

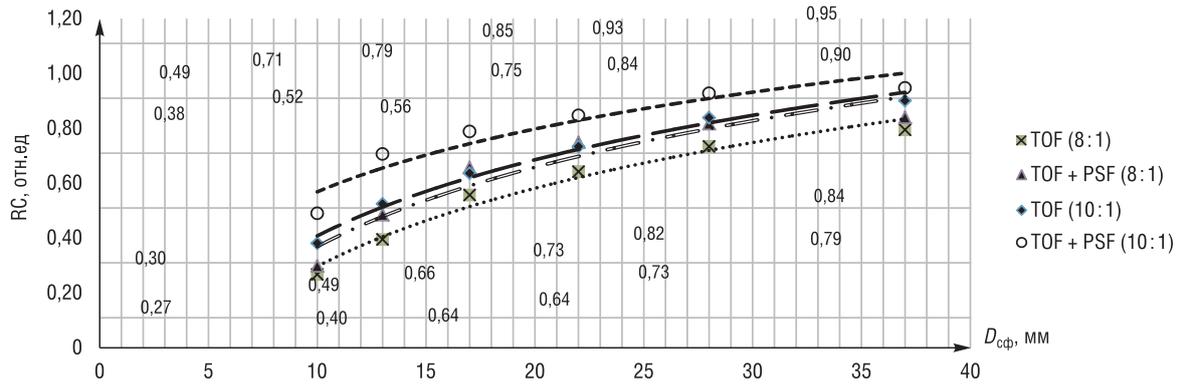


Рис. 1. Зависимость коэффициента восстановления от размеров сферы
 Fig. 1. Dependence of the coefficient of recovery on the size of the sphere

Минимальные значения RC в каждом из рассматриваемых экспериментов (подразумевается соотношение удельной активности РФП сфера/фон) зафиксированы в случае применения фильтра heavy, а максимальные – в отсутствие аксиальных фильтров. Было проведено сравнение значений коэффициентов восстановления (в %) для каждой из шести сфер на изображениях, реконструированных в отсутствие аксиальных фильтров, попарно с изображениями, реконструированными с фильтрами light, standart, heavy, и эти значения усреднены.

В табл. 3 представлены средние значения разницы коэффициентов восстановления для каждой сфер между изображениями, полученными без применения аксиального фильтра и с каждым из рассматриваемых аксиальных фильтров.

Отметим, что с уменьшением диаметра сферы возрастает проявление ЭЧО при использовании рассматриваемых фильтров. Для сфер диаметром 7–8 мм разница коэффициентов восстановления может составлять более 20 %.

Влияние фильтра Гаусса на коэффициент восстановления. В ходе исследования нами оценивалось влияние фильтра Гаусса на коэффициент восстановления. В табл. 4 представлено среднее относительное значение RC (для каждого из томографов), на которое уменьшается коэффициент восстановления при увеличении размера фильтра с шагом 0,2 мм. Расчеты выполнялись на основании данных (коэффициентов восстановления сфер), полученных для каждого из указанных соотношений сфера/фон (по 8 экспериментов на каждом из томографов, 40 серий изображений).

Также исследовалась функциональная зависимость коэффициента восстановления от размера фильтра Гаусса. На рис. 2 представлен график зависимости коэффициентов восстановления для каждой из сфер от размера фильтра Гаусса, приведены уравнения и соответствующие коэффициенты детерминации. Под размером фильтра Гаусса подразумевается ширина гауссовой кривой, используемой для распределения сигнала одного вокселя по соседним вокселям.

Т а б л и ц а 3. Разница коэффициентов восстановления с учетом аксиальных фильтров
 T a b l e 3. Difference between recovery factors considering axial filters

$D_{сф}$, мм	Нет фильтра/light		Нет фильтра/standart		Нет фильтра/heavy	
	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD
37	2,00	0,68	0,78	0,47	1,09	0,39
28	3,44	0,85	1,54	0,82	2,18	0,72
22	4,10	0,61	1,60	0,24	2,79	0,58
17	8,37	3,90	3,97	0,39	5,64	0,98
13	6,45	3,98	3,98	1,45	7,66	0,48
10	16,81	10,40	6,42	3,08	10,06	1,39

Т а б л и ц а 4. Изменение коэффициента восстановления сфер при увеличении размерности фильтра Гаусса с шагом 0,2 мм

T a b l e 4. Change in the recovery factor with increasing the dimension of the Gaussian filter with a step of 0.2 mm

$D_{сф}$, мм	Discovery 710		Discovery IQ	
	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD	$\langle RC \rangle_{отн}$, %	SD
37	1,03	0,52	1,18	0,94
28	1,61	0,60	1,31	0,74
22	3,57	2,74	1,67	0,93
17	4,16	1,69	2,24	1,26
13	6,21	2,20	4,09	2,42
10	4,91	1,59	3,80	2,74

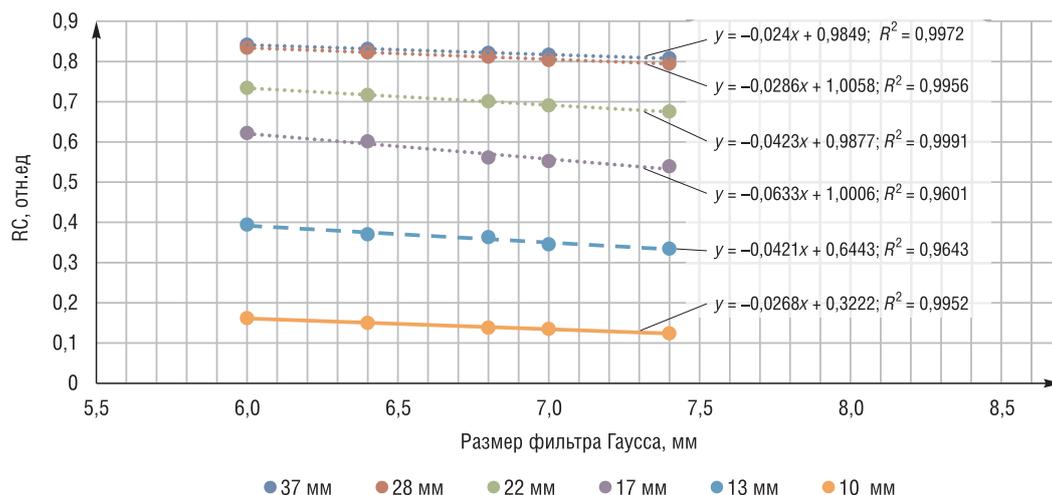


Рис. 2. Зависимость RC от размера сфер с учетом размера фильтра Гаусса

Fig. 2. Dependence of RC on the size of the spheres taking into account the size of the Gaussian filter

Исходя из анализа функциональной зависимости (см. рис. 2) следует, что при увеличении размера фильтра Гаусса параметр RC уменьшается линейно. Полученные результаты показывают, что наблюдается существенное аппаратное занижение удельной активности (в сфере диаметром 10 мм), измеренной в области интереса на реконструированном изображении, что приводит к ошибочной количественной оценке результатов ПЭТ.

Таблица 5. Влияние параметров алгоритма QClear на RC

Table 5. Influence of the parameters of the QClear algorithm on RC

$D_{сф}$, мм	$\langle RC \rangle_{отн}$ при изменении β , %	SD
37	0,7	0,3
28	0,8	0,3
22	1,4	0,9
17	1,8	0,8
13	3,3	1,3
10	8,2	3,0

Влияние параметров итерационного алгоритма QClear на коэффициент восстановления.

С целью оценки влияния параметров итерационного алгоритма QClear на коэффициент восстановления были выполнены четыре серии реконструкций изображений, полученных при сканировании фантомов (см. табл. 1). В табл. 5 приведены средние значения девиации RC. Увеличение фактора β проявляется в линейном уменьшении параметра RC. Таким образом, полученные значения (табл. 5) можно интерпретировать как среднее значение, на которое уменьшится коэффициент восстановления для сферы данного размера (или патологического очага накопления РФП) при увеличении фактора β на 50 единиц.

С уменьшением диаметра сферы ($D_{сф}$) возрастает проявление эффекта частичного объема в случае увеличения параметра β . Данное проявление можно считать незначительным (в частности, по сравнению с влиянием PSF функции) для очагов диаметром менее 10 мм, учитывая погрешность при оценке динамики патологического процесса $\pm 20\%$.

Полученные результаты свидетельствуют о возможности значительных девиаций результатов оценки динамики развития патологических процессов на основе количественных характеристик диагностических изображений при использовании различных параметров реконструкции, что в свою очередь проявляется в разнице восстановления удельной активности в патологических очагах накопления РФП. Например, использование различных аксиальных фильтров при оценке двух исследований пациента (до и после лечения) может препятствовать корректной оценке динамики в случае рассмотрения очагов диаметром менее 10 мм.

Заключение. В работе представлена оценка влияния реконструкционных параметров, таких как алгоритмы реконструкции, аксиальные фильтры, количество итераций, фильтр Гаусса, на коэффициент восстановления. Выполнено сравнение ПЭТ-сканеров с различными детектирующими системами на основе эффекта частичного объема и прогноз влияния эффекта частичного объема на очаги диаметром 6–8 мм с учетом реконструкционных алгоритмов.

Максимальные значения коэффициентов восстановления для аппарата Discovery 710 были достигнуты при использовании PSF функции совместно с времяпролетной технологией (TOF). Для аппарата Discovery IQ оптимальной тактикой для достижения максимальных коэффициентов восстановления является использование итерационного алгоритма реконструкции VPHD совместно с PSF функцией или алгоритма QClear. Нецелесообразно использование времяпролетной технологии без подключения PSF функции.

Доказано влияние на коэффициент восстановления дополнительных факторов (применяются на усмотрение пользователя): аксиальных фильтров, фильтра Гаусса, реконструкционного итерационного алгоритма QClear. Для синхронизации протоколов оптимальным вариантом будет формирование сводных таблиц коэффициентов восстановления с указанием параметров реконструкции.

Рассматриваемые параметры можно использовать как инструменты коррекции коэффициента восстановления, однако необходимо учитывать, что каждый из них может значительно влиять на качество изображения.

Контрольные уровни коэффициентов восстановления целесообразно устанавливать, исходя из установившейся практики с учетом реконструкционных параметров.

Детальный анализ факторов, влияющих на проявление эффекта частичного объема, позволяет оптимизировать выявление патологических очагов накопления РФП малого размера. В частности, использование времяпролетной технологии и алгоритма QClear значительно улучшает поиск очагов диаметром менее 10 мм на фоне физиологического накопления РФП (например, метастазы в печени).

Список использованных источников

1. Vaquero, J. J. Positron Emission Tomography: Current Challenges and Opportunities for Technological Advances in Clinical and Preclinical Imaging Systems / J. J. Vaquero, P. Kinahan // *Annu. Rev. Biomed. Eng.* – 2015. – Vol. 17, № 1. – P. 385–414. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071114-040723>
2. Soret, M. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging / M. Soret, S. L. Bacharach, I. Buvat // *J. Nucl. Med.* – 2007. – Vol. 48, № 6. – P. 932–945. <https://doi.org/10.2967/jnumed.106.035774>
3. Moses, W. W. Fundamental Limits of Spatial Resolution in PET / W. W. Moses // *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* – 2011. – Vol. 648, Suppl. 1. – P. S236–S240. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2010.11.092>
4. A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images / S. M. Srinivas [et al.] // *Ann. Nucl. Med.* – 2009. – Vol. 23, № 4. – P. 341–348. <https://doi.org/10.1007/s12149-009-0241-9>
5. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в позитронно-эмиссионной томографии / Л. А. Чипига [и др.] // *Мед. физика.* – 2019. – № 2 (82). – С. 78–92.
6. Spreadsheet program for estimating recovery coefficient to get partial volume corrected standardized uptake value in clinical positron emission tomography-computed tomography studies / R. Kumar [et al.] // *Indian J. Nucl. Med.* – 2012. – Vol. 27, № 2. – P. 89–94. <https://doi.org/10.4103/0972-3919.110688>
7. Partial volume correction strategies for quantitative FDG PET in oncology / N. Hoetjes [et al.] // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* – 2010. – Vol. 37, № 9. – P. 179–187. <https://doi.org/10.1007/s00259-010-1472-7>
8. Meechai, T. Partial-volume effect correction in positron emission tomography brain scan image using super-resolution image reconstruction / T. Meechai, S. Tepmongkol, C. Pluempitwiriyawej // *Br. J. Radiol.* – 2015. – Vol. 88, № 1046. – P. 20140119. <https://doi.org/10.1259/bjr.20140119>
9. Контроль качества изображения в позитронно-эмиссионной томографии с помощью фантома madeira / Л. А. Чипига [и др.] // *Мед. физика.* – 2014. – № 3 (63). – С. 48–56.
10. PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard / M. E. Daube-Witherspoon [et al.] // *J. Nucl. Med.* – 2002. – Vol. 43, № 10. – P. 1398–1409.

References

1. Vaquero J. J., Kinahan P. Positron Emission Tomography: Current Challenges and Opportunities for Technological Advances in Clinical and Preclinical Imaging Systems. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2015, vol. 17, no. 1, pp. 385–414. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071114-040723>
2. Soret M., Bacharach S. L., Buvat I. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 2007, vol. 48, no. 6, pp. 932–945. <https://doi.org/10.2967/jnumed.106.035774>
3. Moses W. W. Fundamental Limits of Spatial Resolution in PET. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 2011, vol. 648, supplement 1, pp. S236–S240. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2010.11.092>

4. Srinivas S. M., Dhurairaj T., Basu S., Bural G., Surti S., Alavi A. A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images. *Annals of Nuclear Medicine*, 2009, vol. 23, no. 4, pp. 341–348. <https://doi.org/10.1007/s12149-009-0241-9>
5. Chipiga L., Vodovatov A., Kataeva G. et al. Proposals of quality assurance in positron emission tomography in Russia. *Meditsinskaya fizika = Medical Physics*, 2019, no. 82 (2), pp. 78–92 (in Russian).
6. Kumar R., Pandey A., Sharma P., Pandey M., Aswathi K., Malhotra A. 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>
7. Hoetjes N. J., Velden F. H. P. van, Hoekstra O. S., Hoekstra C. J., Krak N. C., Lammertsma A. A., Boellaard R. Partial volume correction strategies for quantitative FDG PET in oncology. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2010, vol. 37, no. 9, pp. 179–187. <https://doi.org/10.1007/s00259-010-1472-7>
8. Meechai T., Tepmongkol S., Pluempitiwiriyaew C. Partial-volume effect correction in positron emission tomography brain scan image using super-resolution image reconstruction. *The British Journal of Radiology*, 2015, vol. 88, no. 1046, p. 20140119. <https://doi.org/10.1259/bjr.20140119>
9. Chipiga L. A., Zvonova I. A., Kataeva G. V., Kostenikov N. A. Image quality control in positron emission tomography using the madeira phantom. *Meditsinskaya fizika = Medical Physics*, 2014, no. 3 (63), pp. 48–56 (in Russian).
10. Daube-Witherspoon M. E., Karp J. S., Casey M. E., DiFilippo F. P., Hines H., Muehllehner G., Simcic V., Stearns C. W., Adam L.-E., Kohlmyer S., Sossi V. PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard. *Journal of Nuclear Medicine*, 2002, vol. 43, no. 10, pp. 1398–1409.

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 р-н, Минская обл., Республика Беларусь). E-mail: zheka-ava@mail.ru

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 р-н, Минская обл., Республика Беларусь). E-mail: itarutin@tut.by

Белобок Павел Андреевич – инженер лаборатории позитронно-эмиссионной томографии, Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии имени Н.Н. Александрова (аг. Лесной, 223040, Минский р-н, Минская обл., Республика Беларусь). E-mail: pashkabely@mail.ru

Information about the authors

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

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

Pavel A. Belobokov – Engineer of the Positron Emission Tomography Laboratory, N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus (agro-town Lesnoy, 223040, Minsk District, Minsk Region, Republic of Belarus). E-mail: pashkabely@mail.ru