

СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ПЭТ-ИЗОБРАЖЕНИЯ

А.В. Петрякова^{1,2}, Л.А. Чипица^{3,4}, А.А. Иванова⁴,

М.С. Глостанова⁴, А.А. Станжевский⁴, Г.М. Митусова²

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
Санкт-Петербург

² Санкт-Петербургская городская больница № 40, Санкт-Петербург

³ Научно-исследовательский институт радиационной гигиены
им. П.В. Рамзаева, Санкт-Петербург

⁴ Российский научный центр радиологии и хирургических технологий
им. ак. А.М. Гранова”, Санкт-Петербург

Получение сопоставимых результатов ПЭТ-диагностики на разных томографах может быть достигнуто за счет оптимизации и гармонизации протоколов проведения исследования для различных ПЭТ-отделений. Для этого требуется единый и доступный метод оценки качества результатов ПЭТ-исследований, полученных на разных томографах. Целью данной работы были анализ метода контроля качества ПЭТ-изображения, основанного на оценке диагностических изображений пациентов, путем сопоставления количественных параметров ПЭТ-изображений, а также верификация процедуры контроля качества с использованием специализированного фантома NEMA IEC Body. В работе представлен анализ количественных параметров ПЭТ-изображений: шум, отношение сигнал/шум (SNR), отношение контраст/шум (CNR и CNR') и сделаны выводы об их применимости для оценки качества результатов ПЭТ-исследований пациентов, полученных на разных томографах.

Ключевые слова: *позитронная эмиссионная томография, количественные параметры изображения, контроль качества, оценка качества изображения, фантом NEMA IEC Body*

Введение

Позитронная эмиссионная томография, совмещенная с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ) – современный метод радионуклидной диагностики, который путем визуализации распределения радиофармпрепарата (РФП) и определения плотностей органов и тканей в организме пациента позволяет получить функциональную и морфологическую информацию в рамках одного и того же исследования. Наиболее широкое клиническое применение метод нашел в диагностике онкологических заболеваний с целью

выявления первичных патологических очагов, стадирования заболевания, динамического наблюдения и контроля эффективности лечения путем количественной и качественной оценки накопления РФП в очаге. ПЭТ обеспечивает получение томографического изображения, которое содержит в себе информацию о пространственно-временном распределении активности радионуклида, входящего в состав РФП [1]. Это дает возможность измерить количественные параметры, касающиеся метаболической активности в тканях, и делает ПЭТ количественным методом диагностики [1, 2].

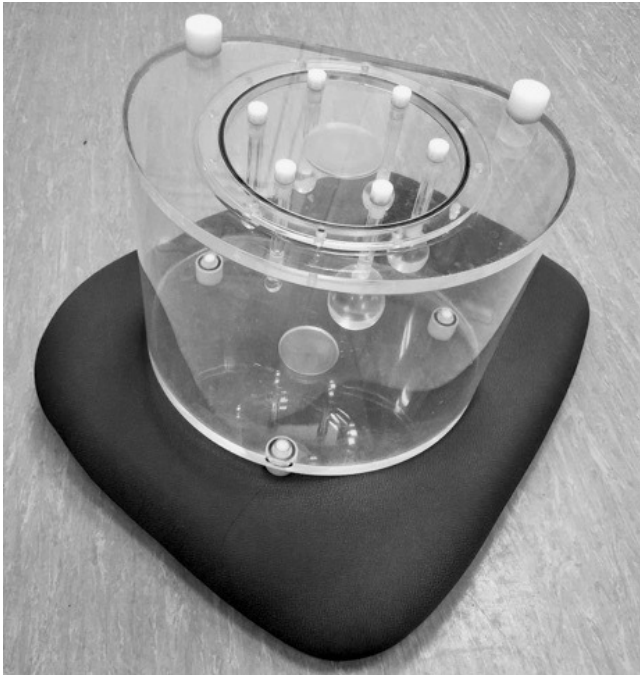


Рис. 1. Изображение фантома NEMA IEC Body

Для оценки эффективности лечения необходимо обеспечить сопоставимость результатов ПЭТ-исследований до и после лечения. Получение точных диагностических результатов, которые смогут быть воспроизведены и сопоставлены на разных томографах, возможно за счет стандартизации методик проведения исследования и гармонизации протоколов сканирования [3]. На сегодняшний день в Российской Федерации отсутствуют единые стандарты проведения диагностических ПЭТ-исследований, что приводит к несопоставимым результатам [4].

Для обеспечения точности и воспроизводимости диагностических результатов проводят процедуры контроля качества (КК) диагностического и вспомогательного оборудования и ПЭТ-изображения [4–6]. Общепринятым подходом к КК ПЭТ-изображения и гармонизации протоколов сканирования на разных томографах является метод, основанный на использовании специализированного фантома NEMA IEC Body (рис. 1) [4, 7–9]. Использование специализированного фантома для КК позволяет объективно оценить количественные параметры ПЭТ-изображения [8]. Однако в настоящее время применение данного метода КК в отечественных отделениях ПЭТ-диагностики ограничено высокой стоимостью фантома и необхо-

димой квалификацией инженера или медицинского физика для проведения процедуры. Помимо этого, отсутствует информация о методике сопоставления результатов, полученных при сканировании фантома, и результатов диагностических ПЭТ-исследований пациентов.

Целью данной работы являлся анализ альтернативного метода КК ПЭТ-изображения, основанного на оценке диагностических изображений пациентов, путем сравнения количественных параметров ПЭТ-изображений пациентов, полученных на разных томографах. Также работа была нацелена на верификацию процедуры КК с использованием специализированного фантома NEMA IEC Body, путем сопоставления выбранных параметров изображений пациентов с аналогичными параметрами, полученными для изображений фантома.

Материал и методы

Работу проводили на базе отделения радиоизотопной позитронной эмиссионной компьютерной томографии РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова Минздрава России на трех современных томографах: Biograph mCT 128 (Siemens Healthcare, Germany), Biograph mCT 40 (Siemens Healthcare, Germany) и Discovery 690 (GE Healthcare, USA). Для анализа ПЭТ-изображений, полученных на томографах разных моделей, выполнили отбор серий клинических ПЭТ-изображений пациентов и сканов фантома NEMA IEC Body. Характеристики томографов и параметры протоколов сбора данных для каждого томографа представлены в табл. 1.

Для оценки качества результатов ПЭТ/КТ-исследований выбрали исследование всего тела с ^{18}F -ФДГ как наиболее распространенное [10].

Изображения пациентов

ПЭТ/КТ-исследование всего тела с ^{18}F -ФДГ на всех обследованных томографах проводили по единой методике: в среднем за 80–120 минут до сканирования пациенту внутривенно вводили ^{18}F -ФДГ активностью 110 МБк на 1 м² поверхности тела. Сканирование проводили на одном из двух протоколов: с внутривенным контрастированием при КТ-сканировании (контрастное КТ-сканирование); без внутривенного контрастирования (нативное КТ-сканирование).

Таблица 1

Характеристики оборудования и параметры реконструкции изображения

Модель томографа	Детектирующая система	Толщина среза, мм	Время кровати, мин	Ширина кровати, мм	Метод реконструкции	Фильтр реконструкции
Biograph mCT 128	LSO	1,5	2,3	164	PSF+ToF 2i21s	Hamm 5,0
Biograph mCT 40	LSO	^{к¹⁾} 1,5	2,3	221	PSF+ToF 2i21s	Hamm 5,0
		^{н²⁾} 2,0				
Discovery 690	LYSO	3,27	2,4	157	VPFX+ToF 2i24s	Cutoff 6,4

^{1)к} – протокол с внутривенным контрастированием при КТ

^{2)н} – протокол без внутривенного контрастирования при КТ

Таблица 2

Антропометрические и радиологические характеристики исследований пациентов

Модель томографа	Пациенты			
	Масса тела (ср.) ± CO, кг	Рост (ср.) ± CO, см	Введенная активность (ср.) ± CO, МБк	Время до сканирования (ср.) ± CO, мин
КТ без внутривенного контрастирования				
Biograph mCT 128	75 ± 6 (51–127)	165 ± 2 (154–185)	200 ± 8 (163–251)	88 ± 3 (73–118)
Biograph mCT 40	81 ± 5 (61–118)	170 ± 3 (150–191)	21 ± 4 (178–256)	81 ± 3 (60–105)
Discovery 690	75 ± 5 (42–116)	168 ± 2 (151–182)	201 ± 7 (160–250)	93 ± 5 (63–129)
КТ с внутривенным контрастированием				
Biograph mCT 128	73 ± 4 (52–98)	167 ± 3 (151–185)	202 ± 6 (165–238)	112 ± 5 (77–139)
Biograph mCT 40	73 ± 6 (47–130)	169 ± 2 (153–185)	200 ± 7 (154–267)	91 ± 5 (59–128)
Discovery 690	71 ± 3 (46–95)	167 ± 2 (160–184)	197 ± 5 (160–230)	103 ± 5 (74–139)

Диагностические изображения пациентов отбирали ретроспективно за период 1 сентября 2019 г. – 1 декабря 2019 г., исключая пациентов с патологией печени. Всего для каждого томографа отобрали по 30 серий ПЭТ/КТ-изображений пациентов, разделяя их по протоколам сканирования на две группы: 15 пациентов с внутривенным контрастированием и 15 пациентов без внутривенного контрастирования. Антропометрические характеристики пациентов, введенные им активности ¹⁸F-ФДГ и время ожидания сканирования для трех обследованных томографов приведены в табл. 2.

Изображения фантома NEMA IEC Body

Фантом NEMA IEC Body состоит из полого корпуса (общий объем фантома) внутренней длины 180 мм с объемом 9,6 л и шести сфер с внутренними диаметрами 10, 13, 17, 22, 28 и 37 мм, центры которых расположены в одной плоскости; толщина стенок сфер составляет порядка 1 мм [4, 11] (рис. 1).

Перед сканированием все шесть сфер фантома заполнили одним раствором радионуклида ¹⁸F; общий объем фантома заполнили раствором радионуклида ¹⁸F меньшей объемной активности. Заполнение проводили при помощи шприца с длинной тонкой иглой (остаточную активность в шприце учитывали при расчете). Значения объемных активностей в

Таблица 3

Объемные активности, введенные в фантом

Часть фантома	Объемная активность, приведенная на время измерения, кБк/мл		
	Biograph mCT 128	Biograph mCT 40	Discovery 690
Общий объем	1,45	1,36	1,57
Сферы	10,9	10,2	11,8

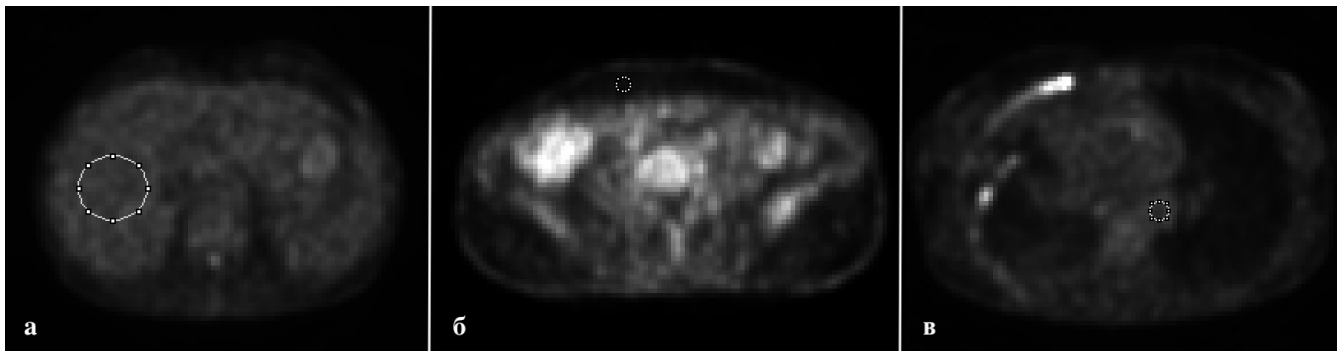


Рис. 2. Пример выбора области интереса на аксиальном срезе ПЭТ-изображения пациента в зоне: а – печени; б – жировой ткани; в – пула крови (грудная часть нисходящей аорты)

сферах и в общем объеме, приведенные на время сканирования фантома на каждом из томографов, представлены в табл. 3. Заполненный фантом сканировали последовательно на трех обследованных томографах. Сканирование фантома проводили по клиническим протоколам, используемым при исследованиях пациентов (табл. 1).

Измерения активности проводили на радиометре Curiementor 4, на котором обычно измеряют активность РФП перед введением пациентам. Радиометр на момент проведения исследований был поверен.

Обработка данных

Анализ изображений пациентов и фантома проводили с помощью единого программного обеспечения для обработки изображений ImageJ [12].

При обработке ПЭТ-изображений в выбранной зоне обрисовывали области интереса овальной формы. Области интереса выделяли в печени (рис. 2а), жировой ткани (рис. 2б) и пула крови (рис. 2в) на пяти различных аксиальных срезах изображений пациентов. На изображениях фантома выделяли области интереса в зоне максимальной сферы и в общем объеме (рис. 3). В общем объеме выбирали пять областей интереса на аксиальном срезе с наи-

большими диаметрами сфер таким образом, чтобы этот участок не пересекался со сферами. Для анализа использовали усредненные значения из пяти полученных. Для лучшей локализации каждой структуры области интереса определяли на КТ-изображениях и копировали

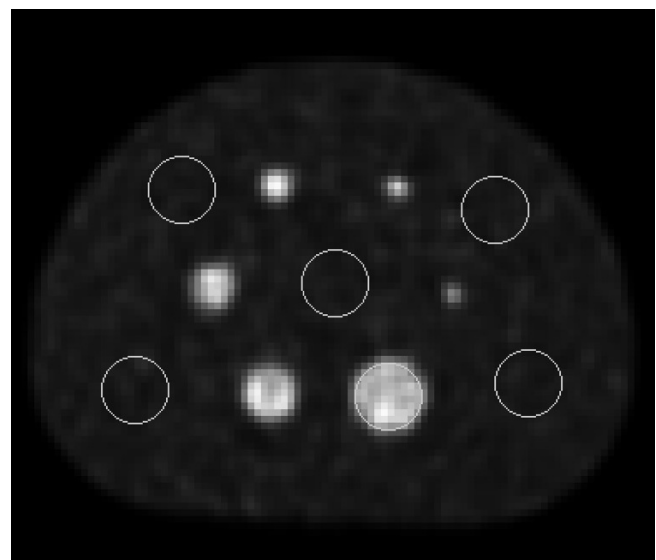


Рис. 3. Пример выбора области интереса в зоне максимальной сферы и общего объема на аксиальном срезе ПЭТ-изображения фантома

Таблица 4

Параметры ПЭТ-изображений

Параметр изображения	Определение для изображений пациентов ¹⁾	Определение для изображений фантома ²⁾
Шум	$SD_{\text{пациенты}} = SD_{\text{печень}}$	$SD_{\text{фантом}} = SD_{\text{общий объем}} \cdot A_t^{3)}$
Отношение сигнал-шум (SNR)	$SNR_{\text{пациенты}} = A_{\text{печень}} / SD_{\text{печень}}$	$SNR_{\text{фантом}} = A_{\text{общий объем}} / SD_{\text{фантом}}$
Отношение контраст-шум (CNR)	конфигурация: печень-пул крови	$CNR = (A_{\text{макс. сфера}} - A_{\text{общий объем}}) / SD_{\text{фантом}}$
	$CNR = (A_{\text{печень}} - A_{\text{пул крови}}) / SD_{\text{печень}}$	
	$CNR' = (A_{\text{печень}} - A_{\text{пул крови}}) / SD_{\text{пул крови}}$	
	конфигурация: печень-жировая ткань	
	$CNR = (A_{\text{печень}} - A_{\text{жировая ткань}}) / SD_{\text{печень}}$	
	$CNR' = (A_{\text{печень}} - A_{\text{жировая ткань}}) / SD_{\text{жировая ткань}}$	

¹⁾ $SD_{\text{печень}}$, $SD_{\text{пул крови}}$, $SD_{\text{жировая ткань}}$ – стандартное отклонение значений накопленной объемной активности в зонах печени, пула крови и жировой ткани соответственно; $A_{\text{печень}}$, $A_{\text{пул крови}}$, $A_{\text{жировая ткань}}$ – среднее/максимальное значение объемной активности в зонах печени, пула крови и жировой ткани соответственно

²⁾ $SD_{\text{общий объем}}$ – стандартное отклонение значений накопленной объемной активности в зоне общего объема фантома; A_t – значение объемной активности в фантоме на момент сканирования; $A_{\text{общий объем}}$ – среднее/максимальное значение объемной активности в зоне общего объема фантома; $A_{\text{макс. сфера}}$ – среднее/максимальное значение объемной активности в зоне максимальной сферы фантома

³⁾ Для учета снижения активности в фантоме, связанного с физическим распадом радионуклида ^{18}F при последовательном сканировании фантома на каждом томографе через равные промежутки времени, считая с первого сканирования, SD нормировали на объемную активность в фантоме на момент сканирования A_t

на ПЭТ-изображения. В областях интереса определяли максимальные и средние значения объемной активности, а также стандартные отклонения значений объемной активности. По данным результатам получили параметры шума изображения, отношения сигнал-шум (SNR), отношения контраст-шум (CNR и CNR') [13–15], которые вычисляли согласно формулам, приведенным в табл. 4. Параметры SNR, CNR и CNR' для диагностических ПЭТ-изображений пациентов и для ПЭТ-изображений фантома рассчитывали по средним и максимальным значениям объемной активности в области интереса.

Параметры диагностических ПЭТ-изображений пациентов, полученные для каждого томографа, нормировали на соответствующие параметры ПЭТ-изображений фантома. Полученные нормированные значения анализировали методами непараметрической статистики для нескольких независимых групп: дисперсионный анализ Краскела-Уоллиса и медианный тест с последующим парным сравнением групп тестом Манна-Уитни. Различия результатов между тремя томографами считали достоверно значимыми при величине уровня значимости $p < 0,05$.

Результаты

Построены диаграммы распределения нормированных значений выбранных параметров ПЭТ-изображения (SD , SNR, CNR, CNR') по данным сканирования фантома и пациентов на трех томографах (рис. 2–7), а также проведен статистический анализ по каждому параметру между тремя томографами. Анализ проводили отдельно для параметров ПЭТ-изображений пациентов с внутривенным контрастированием и без внутривенного контрастирования при КТ, а также отдельно по средним и максимальным значениям объемной активности в области интереса.

Шум

На рис. 4 представлены распределения значений шума ПЭТ-изображений. Для клинических ПЭТ-изображений с коррекцией ослабления излучения по контрастной КТ шум был достоверно выше на томографе Discovery 690 по сравнению с томографом Biograph mCT 128; для ПЭТ-изображений с коррекцией по нативной КТ достоверные различия между томографами отсутствовали. При сравнении двух групп пациентов для каждого из томографов определили достоверные различия между ПЭТ-

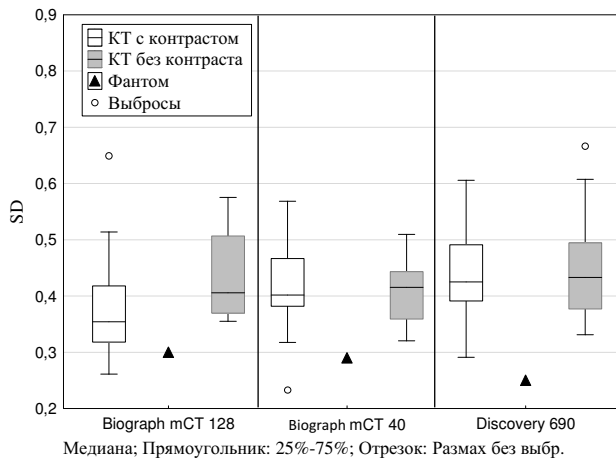


Рис. 4. Распределения значений шума ПЭТ-изображений

изображениями пациентов с контрастной и нативной КТ для томографа Biograph mCT 128, для двух других томографов различия между этими группами пациентов не обнаружены.

Для изображений фантома установили, что наименьшее значение шума соответствует томографу Discovery 690 ($SD=0,25$); для томографа Biograph mCT 40 шум на 14 % выше, для Biograph mCT 128 – на 17 % выше.

На рис. 5 представлены распределения нормированных значений параметра шума ПЭТ-изображения для трех томографов. Значения лежат в диапазоне от 0,8 до 2,6 (отношение максимального к минимальному значению составило 3,3). При сравнении оборудования показано, что значения нормированного параметра шума для томографа Discovery 690 достоверно выше аналогичных значений для томографов Biograph mCT 128 и Biograph mCT 40. Между томографами Biograph mCT 128 и Biograph mCT 40 достоверные различия отсутствовали. Такие закономерности получили для обеих групп пациентов (с контрастной КТ и нативной КТ). При сравнении двух групп пациентов достоверные различия были определены только для томографа Biograph mCT 128.

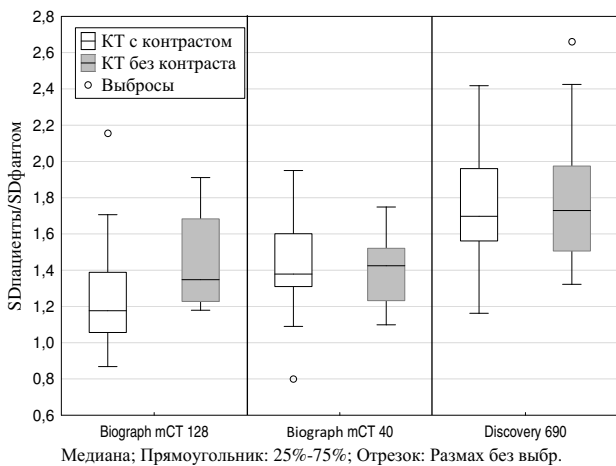


Рис. 5. Распределения нормированных значений параметра шума ПЭТ-изображений

SNR

На рис. 6 представлены распределения нормированных значений параметра SNR для трех томографов. Результаты сравнения нормированных значений SNR, рассчитанных по максимальным значениям объемной активности, показали отсутствие достоверных разли-

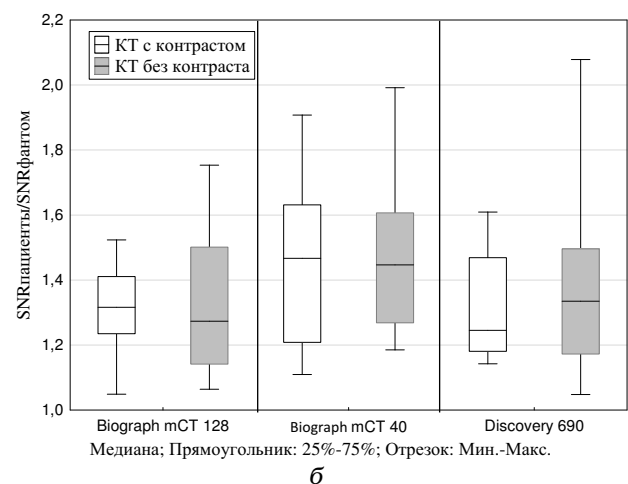
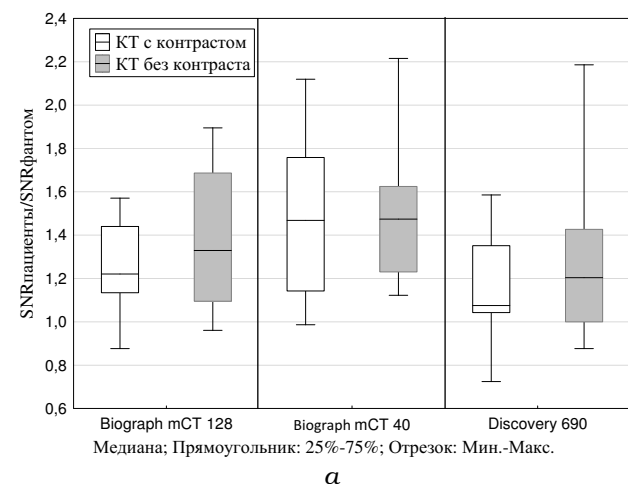


Рис. 6. Распределения нормированных значений параметра SNR для: а – средних значений объемной активности в области интереса; б – максимальных значений объемной активности в области интереса

чий между тремя томографами; по средним значениям объемной активности при сравнении томографов определили достоверные различия между томографами Biograph mCT 40 и Discovery 690. Эти закономерности получили для обеих групп пациентов. Для каждого из обследованных томографов статистический анализ показал отсутствие достоверных различий между ПЭТ-изображениями пациентов с коррекцией ослабления излучения по контрастной и нативной КТ. Диапазон значений SNR , рассчитанных по средним значениям объемной активности, составил – 0,7–2,2; по максимальным значениям объемной активности – 1,0–2,1.

CNR и CNR'

На рис. 7–10 представлены распределения нормированных значений параметров CNR и CNR' для трех томографов. Результаты сравнения нормированных значений параметров для конфигурации печень–пул крови показали отсутствие достоверных различий между томографами (рис. 7 и 9) для обеих групп пациентов. Для конфигурации печень–пул крови значения CNR и CNR' находились в пределах 0,01–0,15 и 0,02–0,32 соответственно при расчете параметра по средним значениям объемной активности; CNR и CNR' были в пределах 0,03–0,19 и 0,02–0,42 соответственно при рас-

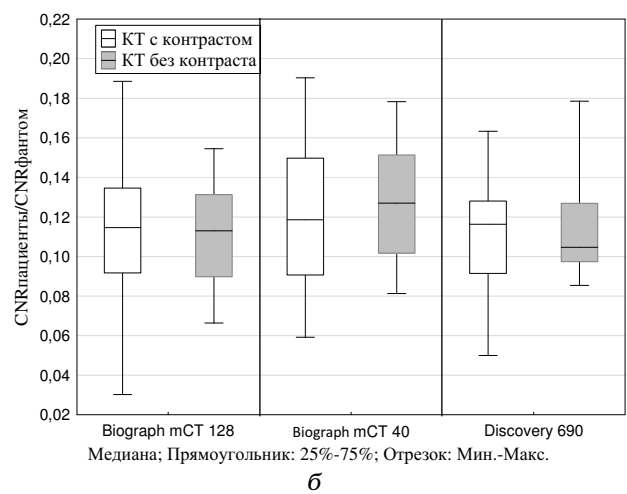
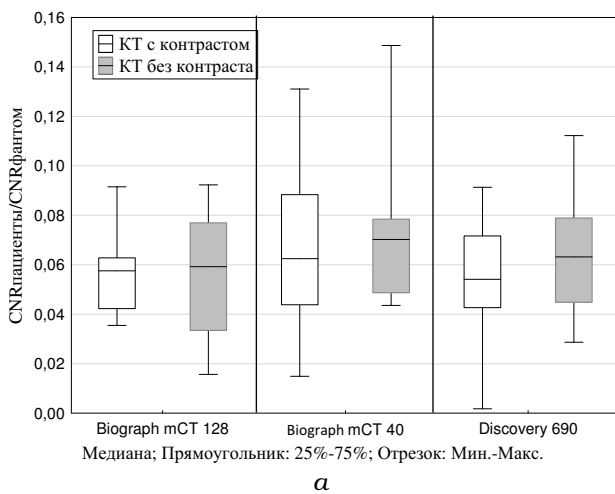


Рис. 7. Распределения нормированных значений параметра CNR для конфигурации печень–пул крови для: а – средних значений объемной активности в области интереса; б – максимальных значений объемной активности в области интереса

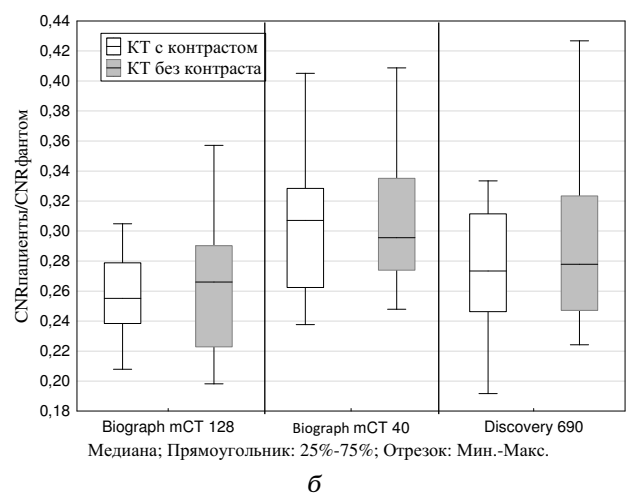
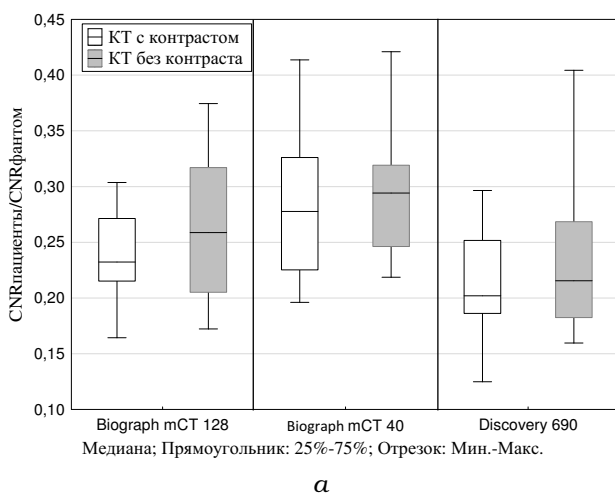


Рис. 8. Распределения нормированных значений параметра CNR для конфигурации печень–жировая ткань для: а – средних значений объемной активности в области интереса; б – максимальных значений объемной активности в области интереса

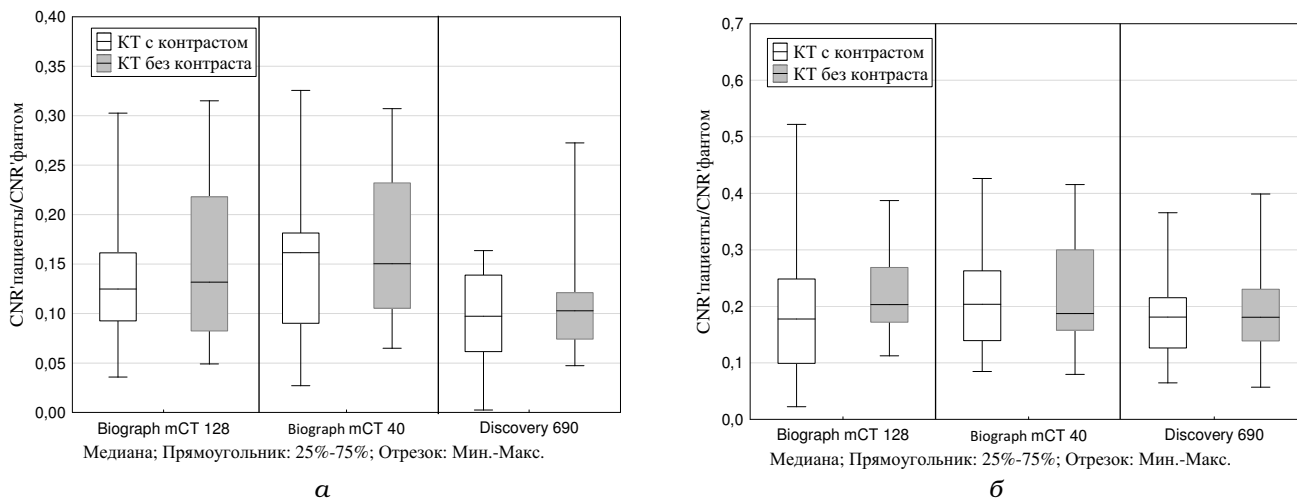


Рис. 9. Распределения нормированных значений параметра CNR_Z для конфигурации печень-пул крови для: а – средних значений объемной активности в области интереса; б – максимальных значений объемной активности в области интереса

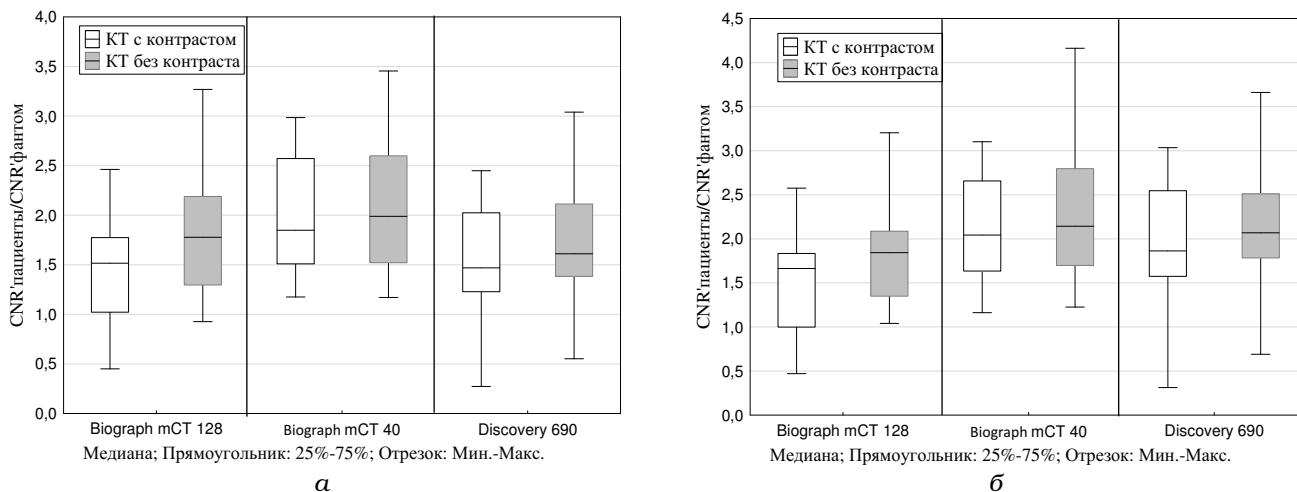


Рис. 10. Распределения нормированных значений параметра CNR' для конфигурации печень-жировая ткань для: а – средних значений объемной активности в области интереса; б – максимальных значений объемной активности в области интереса

чете по максимальным значениям объемной активности.

При сравнении параметров CNR и CNR' для конфигурации печень-жировая ткань установлены достоверные различия между томографами Biograph mCT 40 и mCT 128 при расчете по максимальным значениям объемной активности и между томографами Biograph mCT 40 и Discovery 690 при расчете по средним значениям для обеих групп пациентов (рис. 8 и 10). Для конфигурации печень-жировая ткань значения CNR и CNR' находились в пределах 0,12–0,42 и 0,27–0,35 соответственно при рас-

чете по средним значениям объемной активности; CNR и CNR' в пределах 0,19–0,43 и 0,31–4,16 соответственно – по максимальным значениям объемной активности.

При сравнении групп пациентов, которым для коррекции ослабления излучения выполнялась КТ с внутривенным контрастированием или нативная КТ, для каждого из трех обследованных томографов определили отсутствие достоверных различий по обоим параметрам. Все описанные закономерности были получены для максимальных и средних значений объемных активностей.

Обсуждение

Общие аспекты

На качество получаемого изображения и воспроизводимость результатов ПЭТ-исследования влияют различные факторы: технический (детектирующая система томографа, параметры протокола сбора данных, метод реконструкции) и медицинский (используемые методики проведения исследования: вводимая пациенту активность, время ожидания после введения РФП до сканирования) [4]. Нормирование параметров клинических изображений пациентов на соответствующие параметры изображений фантома, сканированного в одинаковых условиях с пациентами, дает возможность исключить технический фактор из сравнения результатов исследований, полученных на разных томографах, и позволяет оценить расхождения по медицинскому фактору. В настоящем исследовании медицинский фактор был нами также исключен, поскольку на всех томографах использовалась единая методика проведения исследований пациентов. В этом случае нормированные параметры качества изображения не должны отличаться. Достоверные различия между результатами, полученными на разных томографах, при таком сравнении демонстрируют неустойчивость выбранного параметра и невозможность его применения для сопоставления результатов ПЭТ-исследований, полученных на разных томографах.

С другой стороны, отсутствие различий между томографами при сравнении нормированных значений параметров обуславливает сопоставимость методов оценки качества клинических изображений и изображений фантома. Это говорит о возможности оценки качества и сравнения изображений для оптимизации и стандартизации протоколов ПЭТ-исследований всего тела с ^{18}F -ФДГ на разных томографах на основании результатов, полученных с использованием фантома NEMA IEC Body.

Анализ параметров оценки качества ПЭТ-изображений пациентов

Большой разброс значений всех параметров ПЭТ-изображений пациентов для каждого томографа в большей степени обуславливается разной комплекцией и антропометрическими особенностями пациентов [16, 17]. Избыточная масса у пациентов приводит к ослаблению излучения в жировой ткани, что приводит к сни-

жению статистики при формировании изображения и высокому шуму. Для пациентов-астеников ослабление излучения низкое, что снижает шум изображения. Например, на томографе Biograph mCT 40 наименьшее значение шума (выброса) (рис. 4 и 5) соответствует пациенту с массой тела 47 кг, что меньше средних значений выборки (81 ± 5) для данного томографа в 1,7 раз (табл. 2). Выброс на томографе Discovery 690 (рис. 4 и 5) соответствует пациенту с массой тела 116 кг, что выше средних значений выборки (75 ± 5 кг) для данного томографа в 1,5 раза (табл. 2). Это требует установления жестких требований к подбору пациентов для оценки качества изображения и выработки определенных критериев.

Для двух групп пациентов (одним для коррекции ослабления излучения выполнялась КТ с внутривенным контрастированием, другим – нативная КТ) на каждом томографе получили соизмеримые значения по всем обследованным параметрам, за исключением параметра шума для томографа Biograph mCT 128. Это демонстрирует, что результаты ПЭТ/КТ-исследований, выполненных на протоколах сканирования с контрастной КТ и нативной КТ, сопоставимы между собой по приведенным параметрам.

При нормировании шума ПЭТ-изображений пациентов на аналогичный параметр для фантома получили, что значения для томографа Discovery 690 достоверно выше значений для томографов Biograph mCT 128 и Biograph mCT 40. Это обусловлено относительно низким шумом изображений фантома на томографе Discovery 690 (рис. 4). Шум ПЭТ-изображения сильно зависит от применяемых методов реконструкции, коррекции, особенностей детектирующей системы и антропометрических особенностей пациента. На основе полученных результатов можно сделать вывод о недостаточности и неприменимости параметра шума для сравнения ПЭТ-изображений, полученных на разных томографах. Однако он может быть использован в качестве вспомогательного, поскольку является наиболее легко определяемым на практике параметром качества изображения.

При определении параметра SNR используется шум изображения (табл. 4), что приводит к снижению SNR при росте шума и наоборот. Достоверные различия между томографами по параметру SNR, рассчитанному по средним значениям, свидетельствуют о неприме-

нимости параметра SNR для оценки информативности ПЭТ-изображений, полученных на разных томографах. К аналогичному выводу пришли авторы ранее проведенного исследования Reynes-Llompart G. и соавт. [18]. По мнению авторов, SNR – недостаточно точный параметр для оценки качества изображения.

Параметры CNR и CNR' обратно пропорциональны шуму изображения (табл. 4), однако это может быть скомпенсировано значением объемной активности в фоновой области. Достоверные различия по параметрам CNR и CNR' при конфигурации печень-жировая ткань между обследованными томографами для средних и максимальных значений объемной активности объясняются тем, что накопление РФП в жировой ткани зависит от физиологических особенностей пациента, а также от условий подготовки пациента к исследованию [19, 20]. В исследовании Кокшаровой Е.О. и соавт. [19] показано, что накопление ^{18}F -ФДГ в жировой ткани увеличивается у пациентов, которые были переохлаждены перед исследованием. Таким образом, параметры CNR и CNR' нецелесообразно использовать для оценки и сравнения результатов ПЭТ-исследований, полученных на разных томографах.

Отсутствие достоверных различий между томографами по параметрам CNR и CNR' при конфигурации печень-пул крови говорит о возможности применения этих параметров для оценки качества и сравнения ПЭТ-изображений, полученных на разных томографах. Однако параметры CNR и CNR' связаны с шумом изображения и зависят от антропометрических особенностей пациентов, что является причиной большого разброса значений. В частности, отношение максимального к минимальному значению достигает 15 раз для CNR и 21 для CNR' . Большой разброс приводит к большому диапазону допустимых значений, а это затрудняет оценку качества и сопоставление результатов ПЭТ-исследований. Для применения этих параметров оценки качества ПЭТ-изображений необходимо их дальнейшее исследование для выборки пациентов-нормостеников из разных ПЭТ-отделений с целью разработки критериев. В связи с этим допустимо, что необходим поиск других параметров для оценки качества клинических ПЭТ-изображений.

Заключение

В работе были рассмотрены методы КК результатов ПЭТ-исследований, основанные на оценке изображений фантома NEMA IEC Body и клинических изображений пациентов и проведен анализ количественных параметров для оценки качества ПЭТ-изображения: шум, SNR , CNR и CNR' .

По результатам проведенного в работе анализа количественных параметров сделаны выводы, что параметры шума, SNR , CNR и CNR' для конфигурации печень-жировая ткань не применимы для оценки качества клинических ПЭТ-изображений пациентов, полученных на разных томографах. Определено, что по обследованным параметрам результаты ПЭТ/КТ-исследований, выполненных на протоколах сканирования с контрастной КТ и нативной КТ, сопоставимы между собой.

Параметры CNR и CNR' для конфигурации печень-пул крови применимы для оценки и сравнения качества клинических ПЭТ-изображений пациентов, полученных на разных томографах. Анализ показал, что данные параметры являются наиболее стабильными при сравнении результатов исследований, полученных на разных томографах. Несмотря на это, значения параметров имели большой разброс, связанный с антропометрическими характеристиками пациентов. В связи с этим актуальной целью следующих исследований по оценке качества ПЭТ-изображений является разработка дополнительных специальных критериев отбора сканов пациентов и анализ других параметров клинических ПЭТ-изображений.

Метод оценки качества с использованием фантома NEMA IEC Body применим для оценки качества результатов ПЭТ-исследований, однако имеет некоторые ограничения. Такой метод применим при определении параметров в динамике для одного томографа (при оптимизации протоколов сканирования или реконструкции) или при сравнении томографов с единой методикой проведения исследований.

Благодарности

Авторы выражают свою благодарность Максиму Ярославовичу Смолярчуку за помощь в разработке концепта исследования, а также инженерам отдела лучевой диагностики РНЦРХТ им. ак. А.М. Гранова за помощь в проведении эксперимента.

Список литературы

- Boellaard, R., Delgado-Bolton R., Oyen W. et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumor imaging: version 2.0 // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2015. Vol. 42. P. 328–354.
- International Atomic Energy Agency. Quantitative nuclear medicine imaging: concepts, requirements and methods. — Vienna: IAEA, 2014. 59 pp.
- Boellaard R. Need for Standardization of ^{18}F -FDG PET/CT for Treatment Response Assessments // *J. Nucl. Med.* 2011. Vol. 52. P. 93–100.
- Чипига Л.А., Водоватов А.В., Катаева Г.В. и соавт. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в позитронно-эмиссионной томографии // *Мед. физика*. 2019. Т. 82, № 2. С. 78–92.
- Schaefferkoetter J., Osman M., Townsend D. The importance of quality control for clinical PET imaging // *J. Nucl. Med. Technol.* 2017. Vol. 45, №. 4. P. 265–266.
- Иноземцев К.О., Наркевич Б.Я., Меньков М.А., Долгушин М.Б. Разработка программы гарантии качества для комбинированного ПЭТ/КТ-сканера // *Мед. физика*. 2013. Т. 57. № 1. С. 65–77.
- NEMA Standards Publication NU 2-2018: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETs). National Electrical Manufacturers Association (NEMA). – Washington, 2018.
- Boellaard R., Hristova I., Ettinger S. et al. EARL FDG-PET/CT accreditation program: Feasibility, overview and results of first 55 successfully accredited sites // *J. Nucl. Med.* 2013. Vol. 54. № 2. P. 20–52.
- Kaalep A., Sera T., Oyen W. et al. EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation - summary results from the first 200 accredited imaging systems // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2018. Vol. 45. № 3. P. 412–422.
- Чипига Л.А., Звонова И.А., Рыжкова Д.В. и соавт. Уровни облучения пациентов и потенциальные пути оптимизации ПЭТ-диагностики в России // *Мед. физика*. 2018. Т. 1. № 77. С. 46.
- EARL FDG-PET/CT accreditation program [Электронный ресурс]. URL: <http://earl.eanm.org/cms/website.php> (дата последнего обращения: 31.07.2020).
- Ferreira T. ImageJ User Guide [Электронный ресурс] / T. Ferreira, W. Rosband. 2012. URL: <https://imagej.net/docs/guide/> (дата последнего обращения: 18.07.2020).
- Yan J., Schaefferkoette J., Conti M., Townsend D. A method to assess image quality for Low-dose PET: analysis SNR, CNR, bias and image noise // *Cancer Imaging*. 2016. Vol. 16, № 1. P. 26–36.
- de Groot T., Post N., Boellaard R. et al. Optimized dose regimen for whole-body FDG-PET imaging // *EJNMMI Research*. 2013. Vol. 3. P. 63–74.
- Kefallonitou D., Giannakou K., Samartzis A. et al. Comparative evaluation of iterative and FORE-iterative reconstruction algorithms for PET/CT // *Hell. J. Nucl. Med.* 2020. Vol. 23. № 1. P. 97–107.
- Masuda Y., Kondo Ch., Matsuo Y. et al. Comparison of imaging protocols for ^{18}F -FDG PET/CT in overweight patients: Optimizing scan duration versus administered dose // *J. Nucl. Med.* 2009. Vol. 50, № 6. P. 844–848.
- Nagaki A., Onoguchi M., Matsutomo N. Patient weight-based acquisition protocols to optimize ^{18}F -FDG PET/CT image quality // *J. Nucl. Med. Technol.* 2011. Vol. 39. № 2. P. 72–76.
- Reynes-Llompart G., Sabate-Lobera A., Llinares-Tello E. et al. Image quality evaluation in a modern PET system: impact of new reconstructions methods and a radiomics approach // *Sci. Rep.* 2019. Vol. 9. № 1. P. 1–9.
- Кокшарова Е.О., Майоров А.Ю., Шестакова М.В., Дедов И.И. Метаболические особенности и терапевтический потенциал бурой и “бежевой” жировой ткани // *Сахарный диабет*. 2014. № 4. С. 5–15.
- Chakraborty D., Bhattacharya A., Mittal B. Patterns of brown fat uptake of ^{18}F -fluorodeoxyglucose in positron emission tomography/computed tomography scan // *Indian J. Nucl. Med.* 2015. Vol. 30. № 4. P. 320–322.

COMPARISON OF IMAGE QUALITY CONTROL METHODS IN POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY

A.V. Petryakova^{1,2}, L.A. Chipiga^{3,4}, A.A. Ivanova⁴,

M.S. Tlostanova⁴, A.A. Stanzhevsky⁴, G.M. Mitusova²

¹ *St. Petersburg Polytechnic University of Peter the Great, Saint Petersburg, Russia*

² *St. Petersburg City Hospital No 40, Saint Petersburg, Russia*

³ *P.V. Ramzaev Research Institute of Radiation Hygiene, Saint Petersburg, Russia*

⁴ *A.M. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies,
Saint Petersburg, Russia*

Comparable quantitative results on different PET scanners can be achieved by the optimization and harmonization of the examination protocols in different PET centers. Hence, uniform and practical PET examination quality control method is required. This study was aimed the analysis of quality control method in PET based on diagnostic PET images of patients and the verification of image quality control method in PET with NEMA IEC Body phantom. The study contains the analysis of quantitative image parameters (noise, signal-to-noise ratio, contrast-to-noise ratio) between three PET scanner models and conclusions on their applicability for the intercomparative assessment of the diagnostic PET images between different scanners.

Key words: positron emission tomography, image quantitative parameters, image quality control, NEMA IEC Body phantom

E-mail: : nastya.petryakova@gmail.com