

Гармонизация количественной оценки между ПЭТ/КТ-аппаратами разных поколений: Biograph mCT и Biograph Vision

А.В. Петрякова^{1,2}, Л.А. Чипига^{1,3,4}, Г.И. Андреев⁵, Е.А. Громова⁵, Г.В. Катаева^{3,5}, К.В. Ковалев⁵, С.С. Онищенко⁶, Е.В. Безумова⁷

¹ Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Санкт-Петербург, Россия

² Городская больница № 40 Курортного района, Санкт-Петербург, Россия

³ Российский научный центр радиологии и хирургических технологий имени академика А.М. Гранова, Министерство здравоохранения Российской Федерации, Санкт-Петербург, Россия

⁴ Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, Министерство здравоохранения Российской Федерации, Санкт-Петербург, Россия

⁵ Медицинский институт Березина Сергея, Санкт-Петербург, Россия

⁶ Московский научно-исследовательский онкологический институт имени П.А. Герцена – филиал Национального медицинского исследовательского центра радиологии, Министерство здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия

⁷ Национальный медицинский исследовательский центр онкологии имени Н.Н. Блохина, Министерство здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия

Использование современных позитронных эмиссионных томографов, в частности, с цифровыми детекторами, позволяет получать изображение с лучшим качеством, повышает выявляемость патологических очагов малых размеров, а также позволяет снизить время сканирования и вводимую пациенту активность, что приводит к снижению дозы облучения пациента. Однако значения количественных параметров изображения смещаются вверх, что может приводить к значимым различиям с количественной оценкой, полученной на аппарате предыдущего поколения. Для сопоставления количественных оценок, полученных на аппаратах разных поколений, требуется проведение процедур, направленных на достижение сопоставимости (гармонизацию) количественных параметров изображения, совместно с регулярным контролем качества выполнения исследования. Цель настоящей работы – сравнение разных методик гармонизации количественных параметров изображений на примере гармонизации 2 аппаратов: Biograph mCT 128 и Biograph Vision 600. На аппаратах было проведено сканирование фантома NEMA IEC Body, заполненного раствором ¹⁸F, в режиме списка в 2 положениях кровати с перекрытием в области сфер в течение 5 мин на 1 положение кровати. При анализе изображений для каждой сферы фантома определяли коэффициент восстановления, который использовали для гармонизации. Гармонизация Vision и mCT была проведена двумя методами: подбор гармонизированных параметров реконструкции и использование технологии EQ.PET. Считали, что допустимый интервал расхождений, полученных коэффициентов восстановления на аппарате Vision с аппаратом mCT: $\pm 10\%$. Значения коэффициентов восстановления, полученные для реконструкции 4 итерации и 5 подмножеств, ToF+PSF, Гаусс 7 мм, матрица 220×220 полностью укладываются в 20% интервал. Полученные значения коэффициентов восстановления с применением EQ = 6 мм (оптимальное значение) укладываются в 20% интервал, за исключением очагов диаметром 10 и 13 мм. Оба рассматриваемых метода гармонизации позволяют приблизить значения количественной оценки, однако применение технологии EQ.PET ограничено для очагов малых размеров. При этом метод гармонизации, подразумевающий подбор гармонизированных параметров реконструкции, является наиболее широко применяемым, а технология EQ.PET позволяет гармонизировать количественную оценку без использования нескольких протоколов реконструкции и потерь в визуализирующей способности.

Ключевые слова: позитронная эмиссионная томография, Biograph mCT 128, Biograph Vision 600, гармонизация количественной оценки, параметры реконструкции, EQ.PET, фантом NEMA IEC Body.

Петрякова Анастасия Валерьевна

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева
Адрес для переписки: 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: nastya.petryakova@gmail.com

Введение

Метод позитронной эмиссионной томографии, совмещенной с компьютерной томографией (ПЭТ/КТ), признан одним из наиболее широко используемых методов диагностики онкологических заболеваний, в том числе при стадировании и оценке терапевтического эффекта [1,2]. Исследование ПЭТ/КТ с ^{18}F -ФДГ является одним из наиболее распространенных для диагностирования онкологических заболеваний [3], что обусловлено высокой степенью выявляемости злокачественных новообразований за счет повышенного в них метаболизма глюкозы. Метод ПЭТ/КТ дает возможность интерпретации диагностических результатов не только качественно, но и количественно путем оценки накопленной активности радиофармацевтического лекарственного препарата в организме пациента.

В то же время существуют объективные ограничения, которые зависят от чувствительности детекторов и пространственного разрешения аппаратов и определяют качество изображения и точность количественной оценки [4]. За последнее десятилетие в клиническую практику ПЭТ были широко внедрены технологии времяпролетной функции (ToF) и функции рассеяния точки (PSF), что значительно улучшило качество изображения [5]. В настоящее время традиционные аналоговые фотоэлектронные умножители (PMT) заменяют на полупроводниковые детектирующие устройства на основе кремния – кремниевые фотоэлектронные умножители (SiPM), которые улучшают временное разрешение, чувствительность и пространственное разрешение системы [6–8]. Применение новых технологий позволяет оптимизировать протоколы проведения исследований и сканирования за счет снижения времени сканирования и вводимой пациенту активности, что приводит к снижению дозы облучения пациента [9]. Однако развитие аппаратного парка и программного обеспечения может приводить к клинически значимым различиям количественной оценки между различными аппаратами [10]. При использовании количественной оценки в многоцентровых исследованиях или в медицинских организациях, оснащенных несколькими аппаратами разных поколений, необходимо свести к минимуму различия количественной оценки, то есть привести к сопоставимости (гармонизировать) количественные параметры ПЭТ-изображения. Это может быть достигнуто путем гармонизации параметров протоколов сбора данных (сканирования), реконструкции и проведения исследований (подготовки пациентов) [11, 12], а также проведения регулярных процедур контроля качества выполнения диагностического исследования¹.

Использование гармонизированных параметров протоколов сканирования и реконструкции зачастую не позволяет использовать все возможности визуализации современных аппаратов. Согласно рекомендациям Европейской ассоциации ядерной медицины (EANM) [12], целесообразно использовать несколько реконструк-

ций с различными параметрами: для гармонизированной количественной оценки и для оптимальной визуальной (качественной) оценки. При этом EANM разработала программу аккредитации с целью обеспечения сопоставимой количественной оценки путем гармонизации параметров сканирования и реконструкции изображения [13].

В качестве альтернативного метода гармонизации количественной оценки без потерь визуализирующей способности, возникающих при изменении методов реконструкции изображения, была разработана технология EQ.PET (Siemens), основанная на использовании сглаживающих алгоритмов, применяемых к реконструированному изображению [14]. Технология EQ.PET представляет собой применение фильтра Гаусса с изменяемым значением полной ширины на половине максимума (значение EQ фильтра). Значения EQ фильтра определяются с использованием специализированного фантома. Применение данной технологии позволяет свести к минимуму различия количественной оценки без изменения стандартных параметров реконструкции или дополнительной реконструкции и дополнительно оценивать гармонизированные (с EQ фильтром) значения количественных параметров изображения.

Цель исследования – сравнение разных методов гармонизации количественных параметров ПЭТ-изображения на примере гармонизации 2 ПЭТ/КТ-аппаратов: Biograph mCT 128 и Biograph Vision 600.

Материалы и методы

ПЭТ/КТ-аппараты

ПЭТ-изображения были получены при сканировании фантома NEMA IEC Body на 2 ПЭТ/КТ-аппаратах: Biograph mCT 128 (mCT) и Biograph Vision 600 (Vision) (Siemens Healthineers, Germany). Технические характеристики аппаратов представлены в таблице 1.

Ежедневная калибровка и кросс-калибровка аппаратов были проведены в соответствии с технической документацией.

Подготовка фантома

Фантом NEMA IEC Body, состоящий из полого корпуса объемом 9,7 л, легочной цилиндрической вставки диаметром 51 мм и длиной 180 мм, заполненной пенопластовыми шариками, и 6 полых сфер с внутренним диаметром 10, 13, 17, 22, 28 и 37 мм [15,16], был заполнен водным раствором ^{18}F . Значения объемной активности ^{18}F , введенной в фантом, представлены в таблице 2.

После заполнения фантома проводилось сканирование последовательно на Vision и mCT. Фантом располагали на столе пациента в центре поля зрения аппаратов.

Параметры сканирования и реконструкции

Сканирование фантома NEMA IEC Body на каждом аппарате было проведено в режиме списка (Listmode)

¹ СанПиН 2.6.1.3288-15 «Гигиенические требования по обеспечению радиационной безопасности при подготовке и проведении позитронной эмиссионной томографии». М.: Роспотребнадзор, 2015. [Sanitary Regulations and Standards СанПиН 2.6.1.3288-15 "Hygienic requirements for radiation safety during positron emission tomography". М.: Rosпотребнадзор, 2015. (In Russ.)]; МУК 2.6.7.3651-20 «Методы контроля в ПЭТ-диагностике для оптимизации радиационной защиты». Методические указания. М.: Роспотребнадзор, 2020 [МУК 2.6.7.3651-20 "Quality control methods in PET diagnostics for optimization of radiation protection". Rosпотребнадзор, 2020 (In Russ.)]

Технические характеристики ПЭТ/КТ-аппаратов

Таблица 1

[Table 1]

PET/CT specifications]		
Показатель [Indicator]	mCT	Vision
Материал кристаллов детекторов [Crystal material]	LSO	LSO
Размер кристаллов детекторов, мм [Crystal size, mm]	4×4×20	3,2×3,2×20
Преобразователь сигнала детекторов [Signal transducer]	Аналоговый фотоэлектронный умножитель (PMT) [Analogue photomultiplier tube]	Цифровой кремниевый фотоумножитель (SiPM) [Digital silicon photomultiplier]
Временное окно, нс [Time window, ns]	4,1	4,7
Временное разрешение, пс [Time resolution, ps]	540	214

Значения объемной активности, введенной в фантом NEMA IEC Body

Таблица 2

[Table 2]

Activity concentrations injected into the NEMA IEC Body phantom]			
Показатель [Indicator]	Объемная активность на момент введения, кБк/мл [Activity concentration during phantom filling, kBq/ml]	Объемная активность на момент сканирования ($A_{\text{фактическое}}$), кБк/мл [Activity concentration during phantom scanning, kBq/ml]	
		mCT	Vision
Сферы [Spheres]	34,8	15,7	19,9
Общий объем [Background]	3,7	1,6	2,0

в 2 положениях кровати с перекрытием в области сфер и временем сбора данных на 1 положение кровати, равным 5 мин, с возможностью дальнейшей реконструкции изображений с различными параметрами. Коррекция ослабления была проведена по данным КТ-сканирования.

На аппарате mCT была выполнена реконструкция изображения согласно используемому клиническому протоколу: 2 итерации и 21 подмножество, ToF+PSF, фильтр Гаусс 5 мм, матрица 200×200. Для подбора оптимальных параметров реконструкции на аппарате Vision с целью гармонизации были выполнены следующие реконструкции изображения:

- 1) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, матрица 440×440;
- 2) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, фильтр Гаусс 5 мм, матрица 440×440;
- 3) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, фильтр Гаусс 6 мм, матрица 440×440;
- 4) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, фильтр Гаусс 7 мм, матрица 440×440;
- 5) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, фильтр Гаусс 5 мм, матрица 220×220;
- 6) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, фильтр Гаусс 6 мм, матрица 220×220;
- 7) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, фильтр Гаусс 7 мм, матрица 220×220;
- 8) 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF, фильтр Гаусс 5 мм, матрица 220×220;
- 9) 8 итераций и 5 подмножеств (4i5s), ToF + PSF, фильтр Гаусс 7 мм, матрица 440×440.

Анализ изображений фантома

Анализ изображений проводился на рабочей станции Syngo.via (Siemens). На каждой реконструированной се-

рии изображений фантома было определено максимальное значение объемной активности в сферах фантома ($A_{\text{измеренное}}$, кБк/мл). Области интереса были обрисованы с использованием КТ-изображения. Для анализа использовались максимальные значения объемной активности, определенные в областях интереса. На основании измеренных значений объемной активности для каждой сферы был определен коэффициент восстановления (KB) согласно выражению (1):

$$KB = \frac{A_{\text{измеренное}}}{A_{\text{фактическое}}} \quad (1)$$

Для гармонизации количественной оценки между mCT и Vision в работе рассматривали следующий допустимый интервал расхождений, полученных KB на аппарате Vision с аппаратом mCT: $KB \pm 10\%$ (20% интервал KB).

Определение EQ фильтра

Перед определением EQ фильтра на рабочей станции Syngo.via было настроено отображение значений параметров изображений с EQ фильтром.

Определение EQ фильтра было проведено методом подбора оптимального значения, при котором измеренные максимальные значения объемной активности с EQ фильтром в сферах фантома на аппарате Vision имеют наименьшее отклонение от значений объемных активностей, введенных в сферы фантома, скорректированных на KB, определенные на аппарате mCT (целевые значения). Оптимальное значение EQ фильтра было установлено при минимальной средней (по всем сферам) абсолютной процентной разнице значений объемной активности с EQ фильтром и целевых значений объемной активности, измеренных в каждой сфере фантома ($\Delta|A|$). Значением EQ фильтра может являться любое число больше нуля.

Схематично подбор оптимального EQ фильтра представлен на рисунке 1. Методика определения размера EQ фильтра подробно описана в [14].

Чтобы найти оптимальное значение, при котором количественные оценки на аппаратах Vision и mCT будут сопоставимы, были рассмотрены значения EQ фильтра: от 1 до 15 мм. При определении EQ фильтра на аппарате Vision была использована серия изображений, полученная при времени сбора данных на 1 положение кровати, равном 1,5 мин, с реконструкций: 4 итерации и 5 подмножеств (4i5s), ToF+PSF, матрица 440×440.

Используя значения накопленной объемной активности с EQ фильтром в сферах фантома, были определены значения KB и сопоставлены с 20% интервалом KB, полученным на аппарате mCT при времени сбора данных на 1 положение кровати, равном 2 мин (клинический протокол).

Анализ данных

Анализ данных был проведен с использованием программного обеспечения Microsoft Excel. Графическая обработка данных была проведена с использованием программного обеспечения Statistica 10.

Результаты и обсуждение

На рисунке 2 представлены кривые зависимости KB от диаметра сферы фантома NEMA IEC Body, полученные для различных реконструкций изображения на аппарате Vision, и 20% интервал KB, полученный на аппарате mCT.

Значения KB, рассчитанные для реконструкции изображения: 4 итерации и 5 подмножеств, ToF+PSF, фильтр Гаусс 7 мм, матрица 220×220 (синяя кривая на рисунке 2),

полностью укладываются в 20% интервал. Значения KB, рассчитанные для реконструкции изображения: 4 итерации и 5 подмножеств, ToF+PSF, фильтр Гаусс 6 мм, матрица 440×440 (желтая кривая на рисунке 2) наиболее укладываются в 20% интервал. Для данной реконструкции значения KB на Vision для очагов с диаметром 10 мм и 13 мм выше на 2% верхней границы 20% интервала и ниже на 1% нижней границы 20% интервала соответственно. Однако значения KB, рассчитанные для реконструкции изображения, используемой на сегодняшний день в клинической практике: 4 итерации и 5 подмножеств, ToF+PSF, фильтр Гаусс 5 мм, матрица 440×440 (зеленая кривая на рисунке 2), укладываются в 20% интервал, за исключением очага с диаметром 10 мм, для которого значение KB выше на 20% верхней границы 20% интервала.

На рисунке 3 представлены зависимость средней (по всем сферам) абсолютной процентной разницы значений объемной активности ($\Delta|A|$) от значения EQ фильтра на аппарате Vision и кривые зависимости KB от диаметра сферы фантома, полученные без EQ фильтра ($EQ = 0$ мм) и после применения EQ фильтра на аппарате Vision, и 20% интервал KB на аппарате mCT. Значение EQ фильтра, при котором средняя (по всем сферам) абсолютная процентная разница значений объемной активности была минимальна, соответствовали 6 мм (см. рис. 3А). При значениях EQ фильтра от 5 до 7 мм средняя (по всем сферам) абсолютная процентная разница значений объемной активности на аппаратах также приближалась к минимальному значению.

EQ фильтр был применен для реконструкции, при которой KB на Vision, в особенности для очагов малых размеров, смещены вверх относительно KB на mCT (см. рис. 2).

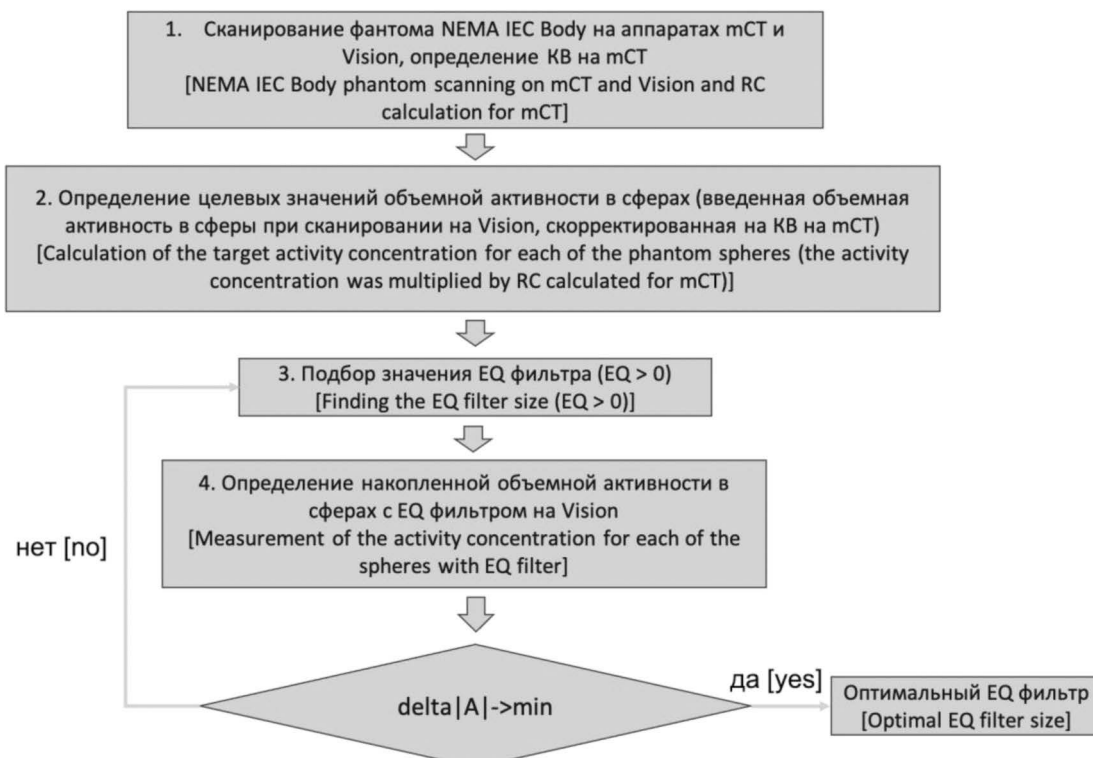


Рис. 1. Схема подбора оптимального значения EQ фильтра
[Fig. 1. Schema describing the choosing of optimal EQ filter]

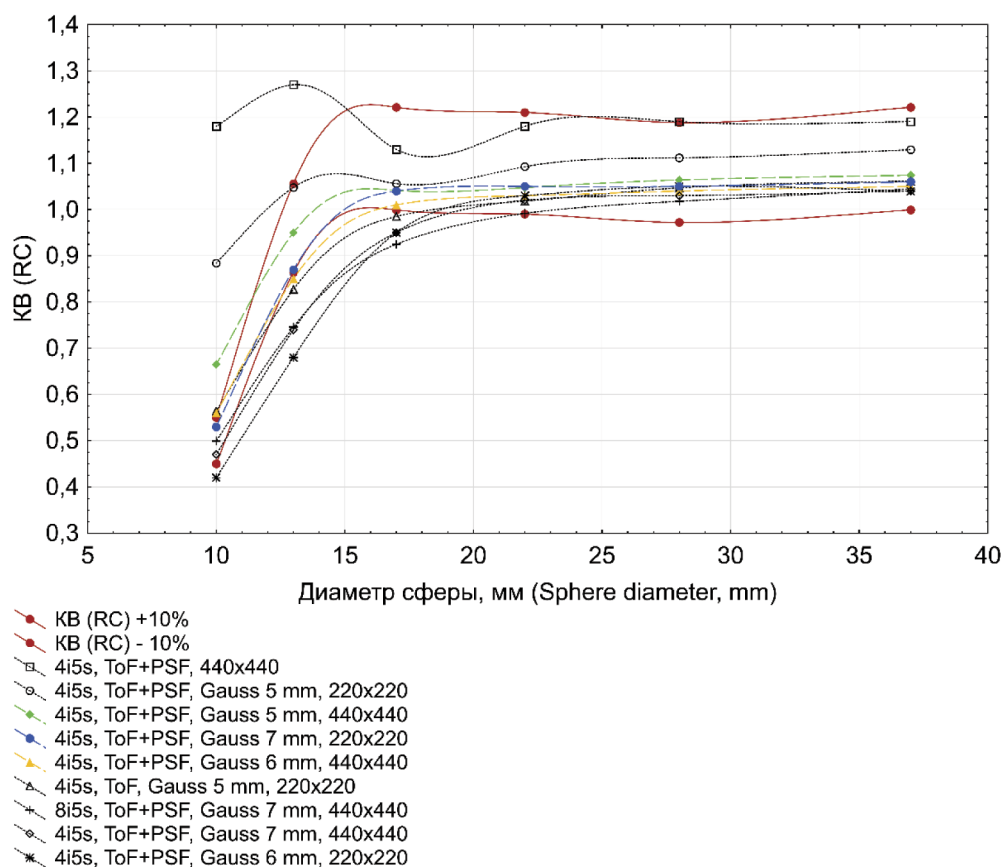


Рис. 2. Кривые зависимости KB от диаметра сферы фантома NEMA IEC Body (5 мин на 1 положение кровати)
[Fig. 2. RC – NEMA IEC Body phantom sphere diameter curves (5 min per bed)]

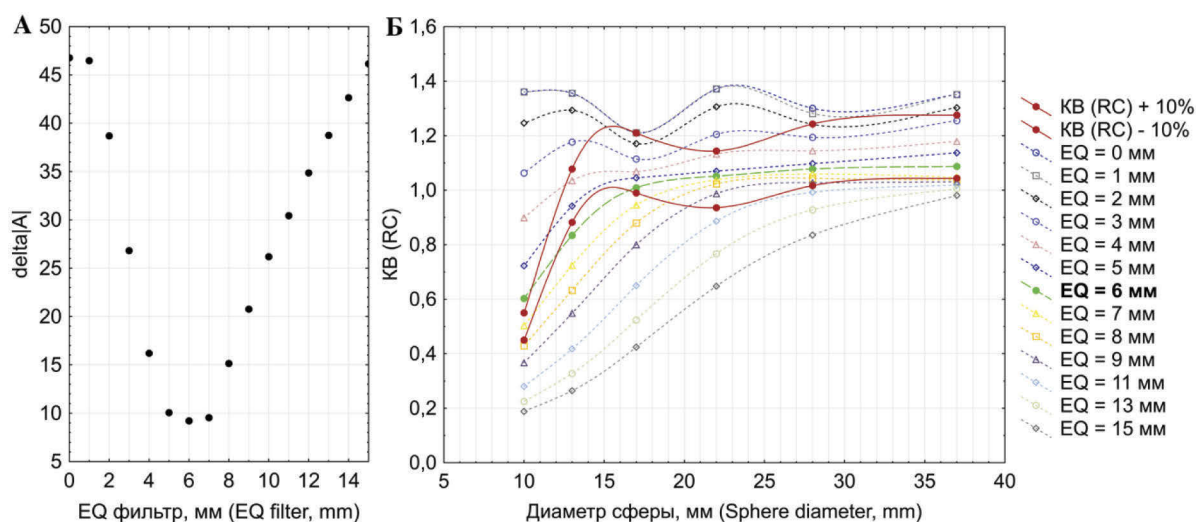


Рис. 3. Зависимость средней (по всем сферам) абсолютной процентной разницы значений объёмной активности ($\delta|A|$) от значения EQ фильтра (А) и кривые зависимости KB от диаметра сферы фантома, полученные без EQ фильтра (EQ = 0) и после применения EQ фильтра (EQ $\neq$ 0) на Vision, и 20% интервал KB на мСТ (Б)

[Fig. 3. Dependence of average of absolute deviations of activity concentration ($\delta|A|$) measured for each NEMA IEC Body phantom on EQ filter (A) and RC without and with EQ filter – NEMA IEC Body phantom sphere diameter curves for Vision and 20% range of RC for mCT (B)]

Значения KB с EQ = 6 мм на Vision (см. рис. 3Б) укладываются в 20% интервал KB на мСТ, за исключением KB для очагов диаметром 10 и 13 мм. KB на аппарате Vision для

очага с диаметром 10 мм выше на 8% верхней границы 20% интервала, а для очага 13 мм ниже нижней границы на 6%. При применении фильтра EQ = 4 мм и EQ = 5 мм значения KB

укладываются в 20% интервал, за исключением очага диаметром 10 мм, но при этом средняя (по всем сферам) абсолютная процентная разница значений объемной активности не является минимальной. Применение фильтра EQ < 4 мм не позволяет снизить KV на Vision до необходимых значений для гармонизации с mCT, а применение EQ > 6 мм приводит к значениям KV ниже необходимого интервала.

Опубликованные на сегодняшний день исследования, в которых в качестве инструмента гармонизации применяют EQ.PET для гармонизации ПЭТ/КТ-аппаратов различных поколений, имеющих различные материалы кристаллов детекторов или отличающихся наличием или отсутствием технологий ToF и PSF [17-19], показали, что применение технологии EQ.PET, так же, как и метод гармонизации, который подразумевает использование нескольких протоколов реконструкции, позволяет приблизить количественные параметры ПЭТ-изображений. При этом технология EQ.PET экономит время реконструкции изображения и интерпретации результатов исследования. Однако данная технология реализована только у одного производителя, что затрудняет ее повсеместное применение. Стоит также отметить, что при гармонизации группы аппаратов (3 и более) необходимо определять значение EQ фильтра для каждого аппарата.

Рассматриваемые методы гармонизации позволили приблизить значения KV между аппаратами Vision и mCT, однако для обоих методов характерны различия между значениями KV для очагов малых размеров, что ограничивает возможности полной гармонизации количественной оценки между аппаратами. При этом более высокие значения KV на аппарате Vision указывают на лучшую выявляемость патологических очагов малых размеров. Стоит отметить, что оба метода гармонизации подразумевают применение фильтра Гаусса, оптимальное значение полной ширины на половине максимума которого для метода, основанного на использовании дополнительной реконструкции, было равно 7 мм, а для EQ.PET – 6 мм. С учетом того, что при определении EQ фильтра был использован протокол сбора данных с меньшим временем сканирования 1 положения кровати, значения KV, полученные при реконструкции изображения с применением фильтра Гаусса 6 мм, и KV, полученные с применением EQ фильтра 6 мм, имеют сопоставимые результаты. Таким образом, данные методы гармонизации являются сопоставимыми и могут быть взаимозаменяемыми.

Заключение

В настоящей работе были определены параметры протоколов реконструкции на аппарате Vision, которые позволяют свести к минимуму различия количественной оценки ПЭТ-изображений, полученных на аппаратах Vision и mCT, без изменения клинического протокола на mCT. Дополнительно было изучено влияние значения EQ фильтра на количественные параметры ПЭТ-изображений и определено оптимальное значение с целью гармонизации количественной оценки между аппаратами Vision и mCT без дополнительных реконструкций.

Использование гармонизированных параметров протоколов реконструкции согласно EANM подразумевает использование нескольких протоколов реконструкции для количественной и качественной оценок отдельно. Технология EQ.PET позволяет использовать реконструк-

цию, соответствующую наилучшей качественной оценке, при этом гармонизировать количественную оценку с помощью применения к тому же изображению дополнительного фильтра. Однако данная технология не является общедоступной и имеет ограничения при гармонизации более двух аппаратов. С этой точки зрения, использование гармонизированных параметров протоколов реконструкции является наиболее широко применимым методом. При этом данные методы могут быть взаимозаменяемыми.

Оба метода гармонизации количественной оценки позволяют получить сопоставимые значения для большинства очагов. Однако технология EQ.PET позволяет приблизить значения для большинства очагов, за исключением очагов малых размеров, что следует учитывать в клинической практике при проведении количественной оценки.

Ограничения работы

Настоящая работа выполнена на основании количественной оценки изображений фантома и не включает количественную оценку изображения пациента.

Сведения о личном вкладе авторов в работу над статьей

Петрякова А.В. – определение цели исследования, поиск и анализ литературы, интерпретация полученных результатов, написание текста.

Чипига Л.А. – научное руководство исследованием, интерпретация полученных результатов, написание текста.

Андреев Г.И. – анализ и интерпретация результатов, обсуждение результатов исследования.

Громова Е.А. – анализ и интерпретация результатов, обсуждение результатов исследования.

Катаева Г.В. – анализ и интерпретация результатов, обсуждение результатов исследования, редактирование текста.

Ковалев К.В. – анализ и интерпретация результатов, обсуждение результатов исследования.

Онищенко С.С. – обсуждение результатов исследования, редактирование текста.

Безумова Е.Б. – обсуждение результатов исследования, редактирование текста.

Информация о конфликте интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Сведения об источнике финансирования

Работа выполнена в рамках отраслевой программы Роспотребнадзора «Разработка и научное обоснование комплекса мер по обеспечению радиационной защиты в ядерной медицине».

Литература

1. Rijsdorp S., Roef M.J., Arends A.J. Impact of the Noise Penalty Factor on Quantification in Bayesian Penalized Likelihood (Q.Clear) Reconstructions of 68Ga-PSMA PET/CT Scans // *Diagnostics (Basel)*. 2021. Vol. 11, No 5. P. 847. doi: 10.3390/diagnostics11050847.
2. Mansor S., Pfaehler E., Heijtel D. et al. Impact of PET/CT system, reconstruction protocol, data analysis method, and repositioning on PET/CT precision: An experimental evaluation using an oncology and brain phantom // *Medical Physics*. 2017. Vol. 44, No 12. P. 6413-6424. doi: 10.1002/mp.12623.

3. Чипига Л.А., Звонова И.А., Рыжкова Д.В. и др. Уровни облучения пациентов и возможные пути оптимизации ПЭТ-диагностики в России // Радиационная гигиена. 2017. Т. 10, № 4. С. 31-43. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2017-10-4-31-43>.
4. Tsai Y.J., Liu C. Pitfalls on PET/CT Due to Artifacts and Instrumentation // *Seminars in Nuclear Medicine*. 2021. Vol. 51, No 6. P. 646-656. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2021.06.015.
5. Akamatsu G., Ishikawa K., Mitsumoto K. et al. Improvement in PET/CT image quality with a combination of point-spread function and time-of-flight in relation to reconstruction parameters // *Journal of Nuclear Medicine*. 2012. Vol. 53, No 11. P. 1716-22. doi: 10.2967/jnumed.112.103861.
6. Hsu D.F.C., Ilan E., Peterson W.T. et al. Studies of a Next-Generation Silicon-Photomultiplier-Based Time-of-Flight PET/CT System // *Journal of Nuclear Medicine*. 2017. Vol. 58, No 9. P. 1511-1518. doi: 10.2967/jnumed.117.189514.
7. Gnesin S., Kieffer C., Zeimpekis K. et al. Phantom-based image quality assessment of clinical 18F-FDG protocols in digital PET/CT and comparison to conventional PMT-based PET/CT // *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Physics*. 2020. Vol. 7, No 1. <https://doi.org/10.1186/s40658-019-0269-4/>
8. Taniguchi T., Akamatsu G., Kasahara Y. et al. Improvement in PET/CT image quality in overweight patients with PSF and TOF // *Annals of Nuclear Medicine*. 2015. Vol. 29, No 1. P. 71-7. doi: 10.1007/s12149-014-0912-z.
9. Alberts I., Sachpekidis C., Prenosil G. et al. Digital PET/CT allows for shorter acquisition protocols or reduced radiopharmaceutical dose in [18F]-FDG PET/CT // *Annals of Nuclear Medicine*. 2021. Vol. 35. P. 485-492. <https://doi.org/10.1007/s12149-021-01588-6>.
10. Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *Journal of Nuclear Medicine*. 2009. Vol. 50, Suppl. 1. P. 11S-20S. doi: 10.2967/jnumed.108.057182.
11. Lasnon C., Desmouts C., Quak E. et al. Harmonizing SUVs in multicentre trials when using different generation PET systems: prospective validation in non-small cell lung cancer patients // *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2013. Vol. 40, No 7. P. 985-96. doi: 10.1007/s00259-013-2391-1.
12. Boellaard R., Delgado-Bolton R., Oyen W.J. et al. European Association of Nuclear Medicine (EANM). FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0 // *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2015. Vol. 42, No 2. P. 328-54. doi: 10.1007/s00259-014-2961-x.
13. EARL FDG-PET/CT accreditation programme. In: Research for Life. European Association of Nuclear Medicine. URL: <https://earl.eanm.org/about/> (Дата обращения: 22.01.2024).
14. Matthew Kelly. EQ.PET: Achieving NEMA-referenced SUV Across Technologies. Siemens White paper: Munich, 2014.
15. Чипига Л.А., Водоватов А.В., Катаева Г.В. и др. Современные подходы к обеспечению качества диагностики в позитронно-эмиссионной томографии // *Медицинская физика*. 2019. Т. 82, № 2. С. 78-92.
16. NEMA Standards Publication NU 2-2018: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETS). National Electrical Manufacturers Association (NEMA): Washington, 2018.
17. Rubello D., Colletti P.M. SUV Harmonization Between Different Hybrid PET/CT Systems // *Clinical Nuclear Medicine*. 2018. Vol. 43, No 11. P. 811-814. doi: 10.1097/RLU.0000000000002284.
18. Ferretti A., Chondrogiannis S., Rampin L. et al. How to harmonize SUVs obtained by hybrid PET/CT scanners with and without point spread function correction // *Physics in Medicine & Biology*. 2018. Vol. 63, No 23. P. 235010. doi: 10.1088/1361-6560/aaee27.
19. Lasnon C., Salomon T., Desmouts C. et al. Generating harmonized SUV within the EANM EARL accreditation program: software approach versus EARL-compliant reconstruction // *Annals of Nuclear Medicine*. 2017. Vol. 31, No 2. P. 125-134. doi: 10.1007/s12149-016-1135-2.

Поступила: 26.01.2024 г.

Петрякова Анастасия Валерьевна – младший научный сотрудник лаборатории радиационной гигиены медицинских организаций Санкт-Петербургского научно-исследовательского института радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека; инженер по радиационной безопасности, Городская больница № 40 Курортного района. **Адрес для переписки:** 197101, Россия, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: nastya.petryakova@gmail.com

ORCID 0000-0003-2663-9091

Чипига Лариса Александровна – кандидат технических наук, научный сотрудник лаборатории радиационной гигиены медицинских организаций Санкт-Петербургского научно-исследовательского института радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека; научный сотрудник Российского научного центра радиологии и хирургических технологий имени академика А.М. Гранова Министерства здравоохранения Российской Федерации; доцент кафедры ядерной медицины и радиационных технологий Национального медицинского исследовательского центра им. В.А. Алмазова Министерства здравоохранения Российской Федерации, Санкт-Петербург, Россия

ORCID 0000-0001-9153-3061

Андреев Георгий Ильич – заместитель генерального директора по развитию и внедрению новых медицинских технологий Медицинского института Березина Сергея, Санкт-Петербург, Россия

Громова Елена Анатольевна – заведующая отделением тераностики Медицинского института Березина Сергея, Санкт-Петербург, Россия

ORCID 0000-0001-7723-8242

Катаева Галина Вадимовна – кандидат биологических наук, ведущий научный сотрудник лаборатории радиофармацевтических технологий Российского научного центра радиологии и хирургических технологий имени академика А.М. Гранова Министерства здравоохранения Российской Федерации; инженер по радиобезопасности Медицинского института Березина Сергея, Санкт-Петербург, Россия

ORCID 0000-0003-0463-9832

Ковалев Кирилл Валерьевич – руководитель группы радиобезопасности Медицинского института Березина Сергея, Санкт-Петербург, Россия

Онищенко София Сергеевна – медицинский физик отделения радионуклидной терапии и диагностики Московского научно-исследовательского онкологического института имени П.А. Герцена – филиала Национального медицинского исследовательского центра радиологии Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия
ORCID 0000-0001-6107-4247

Безумова Елизавета Витальевна – инженер и медицинский физик отделения радионуклидной диагностики № 2 Национального медицинского исследовательского центра онкологии имени Н.Н. Блохина Министерства здравоохранения Российской Федерации, Москва, Россия
ORCID 0000-0002-3975-1130

Для цитирования: Петрякова А.В., Чипига Л.А., Андреев Г.И., Громова Е.А., Катаева Г.В., Ковалев К.В., Онищенко С.С., Безумова Е.В. Гармонизация количественной оценки между ПЭТ/КТ-аппаратами разных поколений: Biograph mCT и Biograph Vision // Радиационная гигиена. 2024. Т. 17, № 1. С. 44-53. DOI: 10.21514/1998-426X-2024-17-1-44-53

Harmonisation of quantitative assessment between different generation of PET/CT: Biograph mCT and Biograph Vision

Anastasia V. Petryakova^{1,2}, Larisa A. Chipiga^{1,3,4}, Georgy I. Andreev⁵, Elena A. Gromova⁵, Galina V. Kataeva^{3,5}, Kirill V. Kovalev⁵, Sofia S. Onischenko⁶, Elizaveta V. Bezumova⁷

¹ Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Wellbeing, Saint-Petersburg, Russia

² The City Hospital No 40 of the Kurortny District, Saint-Petersburg, Russia

³ A. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies of the Ministry of Health of the Russian Federation, Saint-Petersburg, Russia

⁴ Almazov National Medical Research Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Saint-Petersburg, Russia

⁵ Medical Institute named after Berezin Sergey, Saint-Petersburg, Russia

⁶ P. Hertsen Moscow Oncology Research Institute – branch of National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

⁷ National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

The usage of modern positron emission tomography scanners, in particular with digital detectors, allows obtaining images with better quality, increases the detection of small pathological lesions, reduces scanning time and the activity administered to the patient which leads to a decrease of patient dose as well. However, the values of the quantitative image parameters shift upward, which can lead to significant differences with the quantitative assessment obtained on the previous generation device. In order to compare quantitative assessments obtained on different generations of PET/CT, it is necessary to harmonise quantitative image parameters and perform regular quality control. The aim of current work is the comparison of different methods for harmonization of quantitative image parameters on the example of harmonisation of two PET/CT: Biograph mCT 128 and Biograph Vision 600. NEMA IEC Body phantom filled with ¹⁸F solution was scanned in Listmode in two bed positions with overlap in the sphere area during five minutes per bed position. Recovery coefficient used for harmonisation was measured for each sphere of the phantom. Harmonisation between Vision and mCT was performed using two methods: choosing of harmonised reconstruction parameters and EQ.PET technology. The acceptable divergence range between the recovery coefficients for Vision and for mCT is $\pm 10\%$ (20% range). The recovery coefficients measured for reconstruction: 4 iterations and 5 subsets, ToF+PSF, Gaussian 7 mm, matrix 220x220 completely fit within the 20% range. The recovery coefficients measured using EQ = 6 mm (optimal value) fit within the 20% range except the spheres with a diameter of 10 and 13 mm. Both harmonisation methods allow to approximate the quantitative assessment/ However, EQ.PET has limitations for the small lesions. Choosing harmonised reconstruction parameters is the most

Anastasia V. Petryakova

Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev

Address for correspondence: Mira Str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: nastya.petryakova@gmail.com

widely used harmonisation method; the EQ.PET allows to harmonise quantitative assessment without the use of multiple reconstruction protocols and losses in visualization ability.

Key words: positron emission tomography, Biograph mCT 128, Biograph Vision 600, harmonization of quantitative assessment, reconstruction parameters, EQ.PET, NEMA IEC Body phantom.

Limitations of the work

Current work has been done based on phantom image quantitative assessment but not including patient image quantitative assessment.

Personal contribution of the authors

Petryakova A.V. – determination of the aim of the study, search and analysis of the literature, interpretation of the results, text writing.

Chipiga L.A. – scientific management of the study, interpretation of the results, text writing.

Andreev G.I. – analysis and interpretation of the results, discussion of the study results.

Gromova E.A. – analysis and interpretation of the results, discussion of the study results.

Kataeva G.V. – analysis and interpretation of the results, discussion of the study results, text editing.

Kovalev K.V. – analysis and interpretation of the results, discussion of the study results.

Onischenko S.S. – analysis and interpretation of the results, discussion of the study results, text editing.

Bezumova E.V. – analysis and interpretation of the results, discussion of the study results, text editing.

Conflict of interest

The authors have no conflicts of interest to disclose.

Sources of funding

The work was performed as a part of the program of Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Wellbeing “Development and scientific justification of a set of measures to ensure radiation protection in nuclear medicine”.

References

- Rijnsdorp S, Roef MJ, Arends AJ. Impact of the Noise Penalty Factor on Quantification in Bayesian Penalized Likelihood (Q.Clear) Reconstructions of 68Ga-PSMA PET/CT. *Scans. Diagnostics (Basel)*. 2021;11(5):847. doi: 10.3390/diagnostics11050847.
- Mansor S, Pfaehler E, Heijtel D, Lodge MA, Boellaard R, Yaqub M. Impact of PET/CT system, reconstruction protocol, data analysis method, and repositioning on PET/CT precision: An experimental evaluation using an oncology and brain phantom. *Medical Physics*. 2017;44(12): 6413-6424. doi: 10.1002/mp.12623.
- Chipiga LA, Zvonova IA, Ryzhkova DV, Menkov MA, Dolgushin MB. Levels of patient exposure and a potential for optimization of the pet diagnostics in the Russian Federation. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2017;10(4): 31-43. (In Russian).
- Tsai YJ, Liu C. Pitfalls on PET/CT Due to Artifacts and Instrumentation. *Seminars in Nuclear Medicine*. 2021;51(6): 646-656. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2021.06.015.
- Akamatsu G, Ishikawa K, Mitsumoto K, Taniguchi T, Ohya N, Baba S, et al. Improvement in PET/CT image quality with a combination of point-spread function and time-of-flight in relation to reconstruction parameters. *Journal of Nuclear Medicine*. 2012;53(11): 1716-22. doi: 10.2967/jnumed.112.103861.
- Hsu DFC, Ilan E, Peterson WT, Uribe J, Lubberink M, Levin CS. Studies of a Next-Generation Silicon-Photomultiplier-Based Time-of-Flight PET/CT System. *Journal of Nuclear Medicine*. 2017;58(9): 1511-1518. doi: 10.2967/jnumed.117.189514.
- Gnesin S, Kieffer C, Zeimpekis K, Papazyan JP, Guignard R, Prior JO, et al. Phantom-based image quality assessment of clinical 18F-FDG protocols in digital PET/CT and comparison to conventional PMT-based PET/CT. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Physics*. 2020;7(1). <https://doi.org/10.1186/s40658-019-0269-4/>.
- Taniguchi T, Akamatsu G, Kasahara Y, Mitsumoto K, Baba S, Tsutsui Y, et al. Improvement in PET/CT image quality in overweight patients with PSF and TOF. *Annals of Nuclear Medicine*. 2015;29(1): 71-7. doi: 10.1007/s12149-014-0912-z.
- Alberts I, Sachpekidis C, Prenosil G, Viscione M, Bohn KP, Mingels C, et al. Digital PET/CT allows for shorter acquisition protocols or reduced radiopharmaceutical dose in [18F]-FDG PET/CT. *Annals of Nuclear Medicine*. 2023;35: 485-492. <https://doi.org/10.1007/s12149-021-01588-6>.
- Boellaard R. Standards for PET image acquisition and quantitative data analysis. *Journal of Nuclear Medicine*. 2009;50(1): 11S-20S. doi: 10.2967/jnumed.108.057182.
- Lasnon C, Desmots C, Quak E, Gervais R, Do P, Dubos-Arvis C, et al. Harmonizing SUVs in multicentre trials when using different generation PET systems: prospective validation in non-small cell lung cancer patients. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2013;40(7): 985-96. doi: 10.1007/s00259-013-2391-1.
- Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, Giammarile F, Tatsch K, Eschner W, et al. European Association of Nuclear Medicine (EANM). FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2015;42(2): 328-54. doi: 10.1007/s00259-014-2961-x.
- EARL FDG-PET/CT accreditation programme. In: Research for Life. European Association of Nuclear Medicine. Available from: <https://earl.eanm.org/about/> (Accessed: 22.01.2024).
- Matthew Kelly. EQ.PET: Achieving NEMA-referenced SUV Across Technologies. Siemens White paper: Munich; 2014.
- Chipiga LA, Vodovotov AV, Kataeva GV, Ryzhkova DV, Dolgushin MB, Menkov MA, et al. Proposals of Quality Assurance in Positron Emission Tomography in Russia. *Meditsinskaya fizika = Medical Physics*. 2019;82(2): 78-92. (In Russian).
- NEMA Standards Publication NU 2-2018: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETS). National Electrical Manufacturers Association (NEMA): Washington; 2018.
- Rubello D, Colletti PM. SUV Harmonization Between Different Hybrid PET/CT Systems. *Clinical Nuclear Medicine*. 2018;43(11): 811-814. doi: 10.1097/RLU.0000000000002284.
- Ferretti A, Chondrogiannis S, Rampin L, Bellan E, Marzola MC, Grassetto G, et al. How to harmonize SUVs obtained by hybrid PET/CT scanners with and without point spread function correction. *Physics in Medicine & Biology*. 2018;63(23): 235010. doi: 10.1088/1361-6560/aaee27.

19. Lasnon C, Salomon T, Desmonts C, Dô P, Oulkhair Y, Madelaine J, et al. Generating harmonized SUV within the EANM EARL accreditation program: software approach versus EARL-compliant reconstruction. *Annals of*

Nuclear Medicine. 2017;31(2): 125-134. doi: 10.1007/s12149-016-1135-2.

Received: January 26, 2024

For correspondence: Anastasia V. Petryakova – junior researcher, Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Wellbeing; radiation safety engineer, The City Hospital No 40 of the Kurortny District (Mira Str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: nastya.petryakova@gmail.com)

ORCID 0000-0003-2663-9091

Larisa A. Chipiga – Ph.D., research fellow, Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Wellbeing; research fellow, A.M. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies of the Ministry of Health of the Russian Federation; docent, Almazov National Medical Research Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Saint-Petersburg, Russia

ORCID 0000-0001-9153-3061

Georgy I. Andreev – deputy of general director for the development and implementation of new medical technologies, Medical Institute named after Berezin Sergey, Saint-Petersburg, Russia

Elena A. Gromova – head of theranostics department, Medical Institute named after Berezin Sergey, Saint-Petersburg, Russia

ORCID 0000-0001-7723-8242

Galina V. Kataeva – Ph.D., leading researcher, Laboratory of Radiopharmaceutical Technologies, Granov Russian Research Center of Radiology and Surgical Technologies of the Ministry of Health of the Russian Federation; radiation safety engineer, Medical Institute named after Berezin Sergey, Saint-Petersburg, Russia

ORCID 0000-0003-0463-9832

Kirill V. Kovalev – head of the radiation safety group, Medical Institute named after Berezin Sergey, Saint-Petersburg, Russia

Sofia S. Onischenko – medical physicist of the radionuclide therapy and diagnostics department, P. Hertsen Moscow Oncology Research Institute National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

ORCID 0000-0001-6107-4247

Elizaveta V. Bezumova – engineer and medical physicist of the radionuclide diagnostic department No 2, National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia

ORCID 0000-0002-3975-1130

For citation: Petryakova A.V., Chipiga L.A., Andreev G.I., Gromova E.A., Kataeva G.V., Kovalev K.V., Onischenko S.S., Bezumova E.V. Harmonisation of quantitative assessment between different generation of PET/CT: Biograph mCT and Biograph Vision. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2024. Vol. 17, No. 1. P. 44-53. (In Russian). DOI: 10.21514/1998-426X-2024-17-1-44-53