

# ОБЗОР МЕТОДОВ ОПТИМИЗАЦИИ НАЗНАЧЕННОЙ АКТИВНОСТИ [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ В ПЭТ/КТ

С.С. Аверьянова-Онищенко<sup>1,3</sup>, С.А. Рыжкин<sup>2,3,4,5</sup>

<sup>1</sup> Федеральная сеть центров ядерной медицины “ПЭТ-Технолоджи”, Москва

<sup>2</sup> Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования Минздрава России, Москва

<sup>3</sup> Казанский (Приволжский) федеральный университет, Казань

<sup>4</sup> Казанский государственный медицинский университет Минздрава России, Казань

<sup>5</sup> Академия наук Республики Татарстан, Казань

## REVIEW OF METHODS OF [ $^{18}\text{F}$ ]FDG DOSE OPTIMIZATION FOR PET/CT

S.S. Averyanova-Onishchenko<sup>1,3</sup>, S.A. Ryzhkin<sup>2,3,4,5</sup>

<sup>1</sup> Federal network of nuclear medicine centers “PET-Technology”, Moscow, Russia

<sup>2</sup> Russian Medical Academy of Continuous Professional Education, Moscow, Russia

<sup>3</sup> Kazan Federal University, Kazan, Russia

<sup>4</sup> Kazan State Medical University, Kazan, Russia

<sup>5</sup> Academy of Sciences of the Republic of Tatarstan, Kazan, Russia

### Содержание

**Введение:** Достижения в области создания современного медицинского оборудования и программного обеспечения за последние два десятилетия привели к появлению возможностей томографов для позитронно-эмиссионной томографии, совмещенной с рентгеновской компьютерной томографией (ПЭТ/КТ), получать изображения высокого качества при меньшем количестве зарегистрированных статистических данных, т.е. при меньшем времени сканирования и/или при меньшем количестве вводимого радиофармацевтического лекарственного препарата (РФЛП). Наиболее востребованными рекомендациями по расчету назначенной активности [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ при ПЭТ/КТ являются SNMMI и EANM. Однако рекомендации SNMMI были опубликованы в 2006 г., а рекомендации EANM последний раз пересматривались в 2015 г. Ввиду этого, многие научные исследования посвящены изучению оптимизации назначенной активности РФЛП и разработке собственных рекомендаций в соответствии с современными техническими возможностями используемого оборудования.

**Методы:** Для сбора информации использовались такие источники как Scopus, PubMed, Litmaps, eLibrary. Был проанализирован ряд статей, в которых авторы успешно продемонстрировали возможность снижения назначенной активности и/или времени измерения эмиссионных данных. Представлен обзор различных статей по теме с описанием ключевой информации о проведенном исследовании. Прежде всего внимание уделялось технологическим преимуществам сканера, и тому, каким образом используемые технологии повлияли на оптимизацию параметров сканирования.

**Заключение:** Существующие рекомендации по расчету активности РФЛП при ПЭТ/КТ требуют актуализации и пересмотра. При этом создаваемые рекомендации должны учитывать передовые возможности в области ПЭТ, и периодически обновляться в соответствии с последними достижениями.

**Ключевые слова:** ПЭТ/КТ, оптимизация назначенной активности [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ, параметр NECR, чувствительность сканера, TOF, PSF, рекомендации EANM, лучевая нагрузка

### Contents

**Introduction:** Over last two decades, significant advances have been made in the development of the technical equipment and software in PET, resulting in high-quality PET/CT data obtained with low level of statistical data, in other words, high-quality PET/CT images might be reconstructed with shorter acquisition time and/or less injected activity of radiopharmaceuticals. Widely used guidelines for calculating the amount of radiopharmaceutical in PET/CT are SNMMI and EANM, however, SNMMI recommendations were published in 2006, and the last update of EANM recommendations was held in 2015 y. Therefore, the issue of [ $^{18}\text{F}$ ]FDG dose optimization in accordance with the technical capabilities of the equipment is highlighted in many scientific works.

**Methods:** Such sources as Scopus, PubMed, Litmaps, eLibrary were used for data collection. In this review we analyzed a number of scientific works, where the authors successfully demonstrated the possibility of reducing the acquisition time and/or assigned activity.

**Content:** various scientific articles relevant to the topic are presented in this review, along with the key information of the research conducted and results obtained. Primarily, we paid attention to the technical advances of the scanner used in the research, and how the technologies used provided the possibility for the parameter optimization.

**Key words:** PET/CT, [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG administration activity optimization, NECR, scanner sensitivity, TOF, PSF, EANM recommendation, radiation exposure

E-mail: sofya-onis@yandex.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-107-3-85-94>

## Введение

Позитронная эмиссионная томография, совмещенная с рентгеновской компьютерной томографией (ПЭТ/КТ), на сегодняшний день считается одним из передовых методов радионуклидной диагностики, который широко применяется в онкологической практике [1, 2].

ПЭТ/КТ выполняется с использованием препаратов, в состав которых входит радиоактивный элемент – радиофармацевтических лекарственных препаратов (РФЛП). Более 95 % исследований ПЭТ/КТ выполняется с использованием РФЛП, основным компонентом которого является радиоактивный изотоп фтора  $^{18}\text{F}$ . Среди препаратов на основе  $^{18}\text{F}$  наиболее востребованным РФЛП в онкологии во всем мире является [ $^{18}\text{F}$ ] фтордезоксиглюкоза ([ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ) (англ. [ $^{18}\text{F}$ ]Fluorodeoxyglucose, [ $^{18}\text{F}$ ]FDG) [3]. Процедура ПЭТ/КТ сопряжена со значительным облучением пациента и медицинского персонала, поэтому важно оптимизировать процессы таким образом, чтобы лучевая нагрузка была снижена до минимального уровня, при котором достижение поставленных клинических целей практически осуществимо. Уменьшение назначенной активности препарата [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ и/или времени сканирования позволяет снизить лучевую нагрузку на пациента и персонал, а также сократить расходы на ежедневную закупку РФЛП.

Существующие международные рекомендации по выполнению процедуры ПЭТ/КТ с [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ определяют уровень назначенной активности, а в некоторых из них есть указания по выбору времени измерения эмиссии. Например, в рекомендациях английского комитета по управлению радиоактивными веществами (англ.: Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, ARSAC) определен диагностический референсный уровень для исследований ПЭТ/КТ с [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ, равный 400 МБк [4]. Согласно рекомендациям общества ядерной медицины и молекулярной визуализации (англ.: Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, SNMMI), взрослым пациентам необходимо вводить фиксированную активность в широком допустимом диапазоне от 370 до 740 МБк [5]. Наиболее востребованными в клинической практике в Российской Федерации и в содружестве европейских государств являются рекомендации, разработанные Европейской ассоциацией ядерной медицины (EANM) от 2015 г. (англ.: European Association of Nuclear Medicine) [6]. В данном руководстве описывается два метода по расчету необходимого количества [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ для взрослых пациентов. В первом из них предполагается линейная зависимость между временем сбора данных ПЭТ, весом пациента и рекомендуемой активностью препарата, во втором описывается квадратич-

ная зависимость между вышеперечисленными показателями. Более того, в рекомендациях также учитываются особенности клинического протокола, а именно перекрытие положений стола для ПЭТ-сканирования, что, несомненно, является важным аспектом в усовершенствовании методов расчета необходимого количества препарата.

Однако за последние несколько десятилетий произошел существенный скачок в развитии технологий в области позитронной эмиссионной томографии [7, 8]. Достижения аппаратного и программного обеспечения для ПЭТ включают сканеры с гораздо большим охватом части тела за одну фракцию сканирования (другими словами, длина сканирования части туловища пациента за одно положение стола), LAFOV (англ.: Long Axial Field Of View, LAFOV) за счет увеличения количества детекторов; новые типы детекторов с кремниевыми полупроводниковыми фотоумножителями («цифровые» детекторы), обладающие большей чувствительностью по сравнению с «аналоговыми» детекторами; дополнительные опции математической обработки сигнала, такие как функция распределения точечного источника PSF (англ.: Point Spread Function), Байесовский алгоритм штрафного правдоподобия, BSREM (англ.: Bayesian penalized likelihood reconstruction) и др. [9]. Быстрое развитие технологических возможностей оборудования привело к тому, что в парке эксплуатируемых томографов наряду с современными сканерами с высокой чувствительностью детекторов, функционируют относительно устаревшие модели. Так например, Siemens Biograph Horizon с использованием аналоговых детекторов с кристаллами ортосиликатом лантана (LSO) с доступным итеративным алгоритмом обработки данных максимизации ожиданий упорядоченных подмножеств, OSEM (англ.: Ordered Subset Expectation Maximization), время-пролетной функцией, TOF (англ.: Time-of-Flight) обладает чувствительностью ~5,8 имп/с/кБк, в то время как Siemens Biograph Vision с цифровыми детекторами с LSO-кристаллами, времяпролетной функцией TOF, технологией PSF имеет чувствительность в несколько раз выше, ~16 имп/с/кБк.

На сегодняшний день опубликован ряд работ, в которых утверждается, что для сканеров с разной чувствительностью и различными методами получения и обработки данных не подходят единые стандарты расчета назначенной активности [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ при ПЭТ/КТ. При этом

для более чувствительных систем возможно снижение количества вводимого РФЛП и/или сокращение времени измерения эмиссии. Например, в работе [10] авторы показали, что уменьшение назначенной активности [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ на 23,4 % (до 3,6 МБк/кг) не снижает диагностическую ценность анализируемого изображения, а в работе Fred Wickham et al. [11] оценили, что количество назначенного препарата возможно сократить на 29 % от изначально принятых значений.

Таким образом, в условиях планомерного обновления парка оборудования в ядерной медицине, а также в условиях растущего внимания к вопросам радиационной безопасности и необходимости повышения эффективности медицинской диагностики, задача оптимизации методов расчета назначенной активности РФЛП при проведении исследований ПЭТ/КТ с учетом технических возможностей современных томографов имеет высокую актуальность и социальную значимость не только в Российской Федерации, но и во всем мире.

Целью настоящей работы является обзор подходов по оптимизации назначенной активности [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ при ПЭТ/КТ, освещенных в различных литературных источниках, а также обсуждение возможностей снижения назначенной активности РФЛП относительно международных стандартов для современных моделей томографов.

## Методы

Для сбора информации использовались такие источники как Scopus, PubMed, Litmaps, eLibrary. Был проанализирован ряд научных публикаций, в которых основной задачей было изучение возможностей по снижению назначенной активности и времени измерения эмиссии в исследованиях методом ПЭТ/КТ. Прицельное внимание уделялось таким данным, как год публикации, модель сканера, чувствительность сканера, тип детектора, количество колец детекторов, длина аксиального FOV, алгоритм реконструкции, наличие опций TOF и/или PSF, процент снижения времени измерения эмиссии и/или назначенной активности после оптимизации параметров клинического протокола.

## Обсуждение

Качество диагностического изображения ПЭТ определяется уровнем накопленной детекторами статистики счета, которая в свою очередь зависит от различных факторов, таких как вводимая активность, время накопления РФЛП, время измерения эмиссии, телосложение пациента и чувствительность сканера [6, 12].

В рекомендациях EANM версии 2.0 от 2015 г. по выполнению исследований ПЭТ/КТ приведены формулы по расчету необходимой активности пациенту, где учитывается антропометрия пациента, время измерения эмиссии, процент перекрытия положений стола. Однако влияние алгоритма реконструкции, дополнительных опций, улучшающих пространственное разрешения, а также чувствительности томографа не принимаются во внимание в данном руководстве [6]. Исходя из анализа ряда научных публикаций, диапазон назначенной активности согласно рекомендациям EANM варьируется от 3,5 МБк/кг до 7 МБк/кг. При этом в других работах, целью которых было изучение оптимизации параметров протокола ПЭТ/КТ, показано, что для современных моделей сканеров введение активности менее 3,5 МБк/кг, или соответствующее сокращение времени измерения эмиссии, не снижает диагностическую ценность итогового изображения ПЭТ.

На сегодняшний день доказано, что новые технологии могут существенно улучшить качество итогового изображения, и как следствие стать основополагающей причиной для снижения вводимой активности и/или времени измерения эмиссии. Например, было показано, что использование таких итерационных алгоритмов обработки данных, как OSEM или BSREM, которые являются наиболее востребованными методами реконструкции, значительно повышает качество диагностического изображения ПЭТ. Помимо алгоритмов разработчики программного обеспечения в области ПЭТ внедрили функцию, которая дополнительно учитывает информацию о распределении точечного источника, PSF (англ.: Point Spread Function). Как результат, инкорпорирование опции PSF в алгоритмы реконструкции улучшило пространственное разрешение и отношение сигнал/шум, SNR (англ.: Signal to Noise Ratio) [13]. Функция TOF, при которой учитывается интервал времени между актами регист-

рации гамма-квантов на противоположных детекторах, позволяет точнее идентифицировать положение событий аннигиляции, что также способствует улучшению пространственного разрешения и отношения сигнал/шум [14]. Влияние опции TOF особенно заметно для крупногабаритных пациентах, когда ослабление пучка фотонов наиболее велико [15, 16].

## TOF

В работе [17] Julia Pilz et al проводили изучение влияния опции TOF на качество получаемого изображения ПЭТ, а также на количественную оценку. Помимо этого, авторы оценивали возможность сокращения времени измерения эмиссии для реконструкций с использованием опции TOF. Сбор данных производился на аккредитованном по программе EARL томографе Philips (3D TOF Ingenuity TF ПЭТ/КТ), с временем измерения эмиссии на одно положение стола, равным 75 с. Назначенная активность рассчитывалась по формуле 4 МБк/кг. Процент перекрытия положений стола равен 50 %. В результате исследования было показано, что время измерения эмиссии на одно положение стола может быть снижено до 57 с (на 24 %) без потери диагностической ценности получаемого изображения ПЭТ. Этот вывод можно применить для снижения введенной активности, так как время измерения эмиссии обратно пропорционально назначенной активности РФЛП.

## TOF и PSF

В работе [18] авторы исследовали возможность снижения назначенной активности для детей, проходящих ПЭТ/КТ-сканирование всего тела с [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ на сканере, для которого доступны такие методы математической обработки, как TOF и PSF. В исследовании приняли участие 29 детей с онкологическими заболеваниями в возрасте от 3 до 18 лет, медианный возраст составил 13 лет. Сбор данных производился на томографе модели Siemens Biograph mCT, с доступными опциями TOF и PSF. Назначенная активность рассчитывалась по формуле 3,8 МБк/кг. Время измерения эмиссии на одно положение стола равнялось 2 мин. Авторы продемонстрировали, что снижение активности на 25 % не влияет на эффективность выявления очагов, а также не приводит к значимому снижению качества изображения.

### OSEM и BSREM

В работе [19] проводилась оценка возможности снижения времени измерения эмиссии или сокращения вводимой активности РФЛП при использовании алгоритма BSREM для построения изображения в исследованиях ПЭТ/КТ с  $^{68}\text{Ga}$ -DOTATATE. Выполнялось сравнение BSREM-алгоритма со стандартным методом максимизации ожидания упорядоченных подмножеств (OSEM) с точки зрения качества получаемого изображения и количественной точности. Сбор данных производился на томографе модели GE Discovery MI 4R, AFOV=20 см, с доступными дополнительными опциями TOF и PSF. Назначенная активность  $^{68}\text{Ga}$ -DOTATATE рассчитывалась по формуле 2 МБк/кг. Время измерения эмиссии на одно положение стола равнялось 1,5 мин. Было показано, что использование алгоритма BSREM позволяет сократить на треть либо время сканирования, либо вводимую активность, при этом не снижая диагностической ценности изображения.

### “Цифровые” и “аналоговые” детекторы ПЭТ

Помимо программного обеспечения, важную роль играет также процесс регистрации сигнала и конвертации его в цифровой вид. Информация о пространственном распределении РФЛП по организму пациента регистрируется с помощью системы сцинтилляционных детекторов сканера. При этом известно, что используемые материалы и типы детекторов могут различаться между разными моделями сканеров. В современных ПЭТ-детекторах используются материалы, которые эффективно преобразовывают зарегистрированный сигнал и обладают коротким временем высвечивания, что является ключевым требованием для высокой скорости счета и более качественных ПЭТ-изображений. Наиболее востребованными материалами при производстве кристаллов для ПЭТ-детекторов являются ортосиликат лютеция (LSO/LYSO) и германат висмута (BGO). Сравнительно недавно, производители представили новые “цифровые” ПЭТ-детекторы с кремниевыми фотоумножителями (SiPM), которые существенно повысили чувствительность сканера по сравнению с “аналоговыми” детекторами. Благодаря этой технологии сканирование может производиться гораздо быстрее, а

вводимая активность инъекции может быть существенно снижена.

В работе [20] изучалось влияние “цифровых” ПЭТ-детекторов на качество получаемого изображения, где было показано, что время сканирования или назначенную активность возможно сократить на 75 %. Сбор данных производился на сканере модели Siemens Biograph-Vision 600 Edge, с доступными дополнительными опциями TOF и PSF. Назначенная активность  $^{18}\text{F}$ ФДГ рассчитывалась по формуле 3,5 МБк/кг. Время измерения эмиссии на одно положение стола равнялось 2 мин.

### Аксиальный FOV, NECR и чувствительность сканера

Наряду с вышесказанным, увеличение длины фракции, за которую можно отсканировать одну часть туловища пациента, существенно увеличивает чувствительность сканера, что в свою очередь влияет на качество изображения ПЭТ. Например, в исследовании [21] сбор данных производился на сканере модели GE Discovery IQ, 5R (Axial FOV=25 см), которая обладает большей чувствительностью по сравнению с 4-кольцовыми моделями. Назначенная активность рассчитывалась по формуле 3,7 МБк/кг. Максимальное время измерения эмиссии равнялась 6 минутам с последующим построением дополнительных реконструкций с сокращением времени на одно положение стола. По результатам проведенного анализа была получена формула для расчета назначенной активности и времени измерения эмиссии для получения приемлемого уровня диагностической ценности изображения. Рассчитанные параметры, согласно этой формуле, позволяют существенно снизить назначенную активность и/или время сканирования относительно параметров, указанных в рекомендациях EANM от 2015 г.:

$$A \cdot t = 1,79 \cdot (m)^{1,24},$$

где  $A$  – активность в МБк,  $t$  – время в минутах,  $m$  – масса в кг.

Как правило, исследования, направленные на изучение возможности снижения назначенной активности, основываются на экспертной оценке врачей-радиологов, что является широко применимым методом для анализа качества ПЭТ-изображения. Однако известно, что экспертная оценка имеет субъективный характер, так как зависит от предпочтений врача-радиолога в конкретном отделе-

нии. Поэтому некоторые исследовательские группы занимались поиском объективного критерия оценивания качества изображения. Объективный и субъективный методы, применяемые в совокупности, являются наиболее предпочтительной комбинацией при оптимизации параметров протоколов сканирования, ввиду того факта, что профильная экспертиза подкреплена математическим обоснованием.

Для количественной оценки качества изображения и статистических данных, зарегистрированных детекторами сканера, используется параметр NECR (англ.: Noise Equivalent Count Rate). NECR определяется как отношение полезных счетов (true coincidence или истинные события) к фоновому шуму (random coincidence, scattered coincidence или рассеянные и случайные события) [22]. Параметр NECR является важным критерием при оптимизации и настройке оптимальных параметров для проведения ПЭТ/КТ исследований. Так, например, высокое значение NECR указывает на лучшее качество получаемых данных, и, как следствие, лучшее качество изображения ПЭТ.

В работе [23] выполнялось исследование на двух сканерах модели Siemens Biograph mCT с разным аксиальным FOV ( $AFOV_1=16,2$  см и  $AFOV_2=21,6$  см), с доступными дополнительными опциями TOF и PSF. Авторы оценивали такие количественные метрики как NECR для оценки качества получаемых данных,  $COV_{BG}$  (англ.: Coefficient of Variation) для оценки уровня шума на изображении, а также чувствительность систем. Сбор данных выполнялся с помощью фантома. Было показано, что увеличенная AFOV помимо того, что позволяет сканировать пациента большими фракциями, сокращая за счет этого общее время сканирования, также влияет и на чувствительность системы за счет большего количества регистрирующих детекторов. Так, для системы с  $AFOV_2=21,6$  см чувствительность на 66 % выше, чем для системы с  $AFOV_1=16,2$  см (табл. 1). Авторы продемонстрировали, что увеличение чувствительности на 66 % позволяет сократить время сканирования на 25 %, дополнительно к тому сокращению, которое обеспечивается за счет увеличения фракции сканирования.

В исследовании, выполненном группой английских ученых под руководством Fred Wickham 2017 г. [11], авторы применили комбинированный метод оценивания качества изображения, где помимо экспертной оценки

**Таблица 1**  
**Чувствительность ПЭТ/КТ сканера модели Siemens Biograph mCT с различными аксиальными FOV**

| Параметр                                                       | D, см | AFOV 16,2 см | AFOV 21,6 см |
|----------------------------------------------------------------|-------|--------------|--------------|
| Чувствительность (кол-во счетов/(с·МБк))·10 <sup>3</sup>       | 0     | 5,4          | 9,2          |
| Общая чувствительность (кол-во счетов/(с·МБк))·10 <sup>3</sup> | 10    | 4,9          | 9,4          |
|                                                                |       | 5,6          | 9,3          |

Примечание: D – расстояние от центр FOV в см; AFOV – аксиальное «поле зрения» сканера в см

врачей-радиологов использовали количественный критерий. В работе авторы выделили три фазы исследования:

1. Определение объективного критерия (целевой критерий) для оценки качества изображения и валидация согласованности этого критерия с субъективной оценкой врача-радиолога.
2. Определение параметров назначенной активности в комбинации с временем измерения эмиссии, необходимых для достижения целевого критерия.
3. Определение математического выражения в терминах измеримых характеристик для клинических исследований с целью масштабирования метода на любой клинический случай.

Для определения целевого критерия качества изображения ПЭТ авторы провели количественный и качественный анализ клинических исследований пациентов. Исследования выполнялись на сканере Siemens Biograph mCT в режиме сканирования ListMode, стандартным клиническим протоколом со следующими параметрами: назначенная активность рассчитывалась по формуле 3 МБк/кг, время измерения эмиссии на одно положение стола равно 3 мин (4 мин для крупных пациентов). Параметры реконструкции: OSEM + TOF + PSF, 2 итерации, 21 подмножество, 2 мм фильтр Гаусса, матрица изображения 200×200.

Из всех анализируемых критериев объективной оценки наилучшее соответствие субъективному оцениванию было достигнуто для параметра NECR, измеренного в клинических исследованиях, который и был отобран в качестве целевого показателя качества изображения.

В результате анализа было показано, что назначенная активность может быть сокращена на ~29 % относительно первоначально ис-

Таблица 2

**Сводная таблица вошедших в анализ настоящей обзорной статьи исследований  
с ключевыми результатами**

| Источник                   | Модель сканера                   | % перекрытий положений стола | Тип детектора           | Используемый алгоритм                                                                                                                     | Аксиальный FOV | Чувствительность, имп/с/кБк | Изначальные параметры                                                                         | Параметры после оптимизации                                                                                |
|----------------------------|----------------------------------|------------------------------|-------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-----------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 17                         | Philips Ingenuity TF             | 50 %                         | LYSO/LSO (“Аналоговый”) | OSEM + TOF<br>3 итерации; 33 подмножества; матрица: 144×144                                                                               | 18 см          | 7,3                         | 4 МБк/кг;<br>74 с/кровать                                                                     | 4 МБк/кг;<br>57 с/кровать<br>(24 % от времени сканирования)                                                |
| 18<br>(pediatric protocol) | Siemens Biograph mCT             | >40 %                        | LYSO/LSO (“Аналоговый”) | OSEM + PSF + TOF<br>от 1 до 8 итерации;<br>14 подмножеств;<br>5 мм фильтр Гаусса;<br>матрица: 200×200                                     | 21,8 см        | 9,6                         | 3,8 МБк/кг;<br>2 мин/кровать                                                                  | 25 % от назначенной активности                                                                             |
| 24<br>(pediatric protocol) | GE Discovery MI                  | 24 %                         | LYSO/LSO (“Цифровой”)   | BSREM<br>$\beta=(700-1300)$                                                                                                               | 25 см          | 13,3                        | 4,5 МБк/кг;<br>1,5 мин/кровать                                                                | Более 50 % сокращение активности либо времени сканирования                                                 |
| 20                         | Siemens Biograph-Vision 600 Edge | >40 %                        | LYSO/LSO (“Цифровой”)   | OSEM + PSF + TOF                                                                                                                          | 26,3 см        | 16                          | 3,5 МБк/кг;<br>2 мин/кровать                                                                  | ~75 % сокращение активности либо времени сканирования                                                      |
| 21                         | GE Discovery IQ, 5R              | <30 %                        | BGO (“Аналоговый”)      | OSEM + PSF<br>4 итерации; 12 подмножеств;<br>6,4 мм фильтр Гаусса; матрица: 192×192                                                       | 25 см          | 22,8                        | 3,7 МБк/кг;<br>3 мин/кровать                                                                  | $A \cdot t = 1,79 \cdot m^{1,24}$<br>(для достижения приемлемого уровня SNR)                               |
| 23                         | Siemens Biograph mCT             | >40 %                        | LYSO/LSO (“Аналоговый”) | OSEM + PSF + TOF<br>2 итерации; 21 подмножество; 4 мм фильтр Гаусса; матрица: 256×256                                                     | 21,6 см        | 9,3                         | Фантомное исследование:<br>3,7 МБк/кг – низкая статистика;<br>7,4 МБк/кг – высокая статистика | Время сканирования может быть сокращено на 40 % относительно предыдущей модели сканера с AFOV=16,2 см      |
| 25                         | Siemens Biograph-Vision 600 Edge | >40 %                        | LYSO/LSO (“Цифровой”)   | OSEM + PSF + TOF<br>2 или 4 итерации; 5 подмножеств; 4 мм фильтр Гаусса                                                                   | 26,3 см        | 16                          | 4,2 МБк/кг;<br>3 мин/кровать                                                                  | 3 МБк/кг;<br>1 мин/кровать                                                                                 |
| 26                         | GE Discovery MI 4R               | 24 %                         | LYSO/LSO (“Цифровой”)   | BSREM<br>$\beta=(100-700)$ ;<br>матрица: 256×256 (доступна опция TOF, но не указывается, использовалась ли она вместе с алгоритмом BSREM) | 20 см          | 13,3                        | 4 МБк/кг;<br>4 мин/кровать                                                                    | 4 МБк/кг;<br>1,5 мин/кровать либо $A \cdot t \geq 6$                                                       |
| 27                         | GE Discovery MIDR 4R             | <30 %                        | LYSO/LSO (“Аналоговый”) | OSEM + PSF + TOF<br>2 итерации; 24 подмножества;<br>5,5 мм фильтр Гаусса; матрица: 192×192                                                | 20 см          | 6,3                         | 7,4 МБк/кг;<br>1,5 мин/кровать                                                                | 1,85 МБк/кг;<br>1,5 мин/кровать                                                                            |
| 28                         | uEXPLORER                        |                              | LYSO/LSO (“Цифровой”)   | OSEM + PSF + TOF<br>3 итерации; 20 подмножеств; 3 мм фильтр Гаусса; матрица: 192×192                                                      | 194 см         | 174                         | 3,7 МБк/кг;<br>5 мин/кровать                                                                  | Активность может быть снижена на ~70 %<br>(рекомендован квадратичный метод расчета назначенной активности) |

Примечание: A – активность РФЛП, в МБк; t – время измерения эмиссии на одно положение стола, в минутах, LSO/LYSO – сцинтилляционный кристалл ортосиликата лютеция, BGO – сцинтилляционный кристалл германата висмута; OSEM – алгоритмом обработки данных максимизации ожиданий упорядоченных подмножеств; BSREM – Байесовский алгоритм штрафного правдоподобия с фактором  $\beta$  – варьируемым параметром алгоритма; TOF – времяпролетная функция, PSF – функция распределения точечного источника; ListMode – опции сбора данных в режиме списка

пользуемых значений. Более того, были получены формулы для расчета назначенной активности, альтернативные тому, что представлены в рекомендациях EANM:

Для пациентов, у которых

$$0,176 \cdot (1,13 \text{ для женщин}) \cdot \text{рост(м)}^{-0,93} \cdot \text{вес(кг)}^{1,69} < 250 \quad (5)$$

... назначенная активность, рассчитывается по формуле:

$$0,176 \cdot (1,13 \text{ для женщин}) \cdot \text{рост(м)}^{-0,93} \cdot \text{вес(кг)}^{1,69} \text{ МБк} \quad (6)$$

при этом время измерения эмиссии на одно положение стола равно 3 минуты.

Для пациентов, у которых

$$0,176 \cdot (1,13 \text{ для женщин}) \cdot \text{рост(м)}^{-0,93} \cdot \text{вес(кг)}^{1,69} > 250 \quad (7)$$

... назначенная активность, рассчитывается по формуле:

$$0,219 \cdot (1,12 \text{ для женщин}) \cdot \text{рост(м)}^{-0,77} \cdot \text{вес(кг)}^{1,54} \quad (8)$$

при этом время измерения эмиссии на одно положение стола равно 4 минуты.

В сводной табл. 2 представлены ключевые результаты научных исследований, вошедших в анализ настоящей обзорной статьи. Из проделанного анализа следует вывод о том, что в связи с появлением на рынке ядерной медицины новейших ПЭТ-систем, многие исследовательские группы разрабатывают локальные рекомендации по расчету назначенной активности и времени измерения эмиссии в соответствии с возможностями используемого сканера в отделении. Разрабатываемые рекомендации значительно отличаются от тех, что представлены в руководствах EANM и SNMMI.

## Заключение

Сегодня известно, что для современных сканеров с технологическими преимуществами возможно снижение лучевой нагрузки путем уменьшения количества вводимого РФЛП без потери диагностической ценности изображения.

Исходя из выполненного анализа, следует вывод о том, что многие исследовательские группы достигли успеха в снижении назначенной активности для томографов нового поколения, обладающих технологическими преимуществами перед сканерами предыдущего поколения. Снижение времени сканирования и/или назначенной активности позволяет уменьшить лучевую нагрузку как на персонал, так и на пациентов, позволяет повысить сервис предоставляемой услуги и увеличить пропускную способность томографа.

Результаты, достигнутые в рассматриваемых статьях, свидетельствуют о том, что необходимо произвести пересмотр международных стандартов EANM и SNMMI по расчету назначенной активности введения [ $^{18}\text{F}$ ]ФДГ при ПЭТ/КТ. Будущие рекомендации должны учитывать технические особенности сканера и методы математической обработки регистрируемых данных.

## Список литературы

1. Griffeth LK. Use of PET/CT scanning in cancer patients: technical and practical considerations. *Bayl Univ Med Cent*. 2005 Oct; 18 (4): 321-30. <https://doi.org/10.1080/08998280.2005.11928089>.
2. Akamatsu G, Shimada N, Matsumoto K, et al. New standards for phantom image quality and SUV harmonization range for multicenter oncology PET studies. *Ann Nucl Med*. 2022 Feb; 36 (2): 144-61. <https://doi.org/10.1007/s12149-021-01709-1>.
3. Treglia G, Sadeghi R, Del Sole A, Giovanella L. Diagnostic performance of PET/CT with tracers other than F-18-FDG in oncology: an evidence-based review. *Clin Transl Oncol*. 2014 Sep; 16 (9): 770-5. <https://doi.org/10.1007/s12094-014-1168-8>.
4. McMeekin H, Wagner T, et al. 400 MBq of 18F-FDG: onesize no longer fits all? *Nucl Med Commun*. 2014; 35 (7): 781-2. <https://doi.org/10.1097/MNM.000000000000115>.
5. Jamar F, Buscombe J, et al. EANM/SNMMI Guideline for  $^{18}\text{F}$ -FDG Use in Inflammation and Infection. *J Nucl Med*. 2013 Apr; 54 (4): 647-58. <https://doi.org/10.2967/jnumed.112.112524>.
6. Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015 Feb; 42 (2): 328-54. <https://doi.org/10.1007/s00259-014-2961-x>.
7. Conti M, Bendriem B. The new opportunities for high time resolution clinical TOF PET. *Clinical and Translational Imaging*. 2019 Feb; 7 (2): 1-9. <https://doi.org/10.1007/s40336-019-00316-5>.
8. Alberts I, Sari H, Mingels C, et al. Long-axial field-of-view PET/CT: perspectives and review of a revolutionary development in nuclear medicine based on clinical experience in over 7000 patients. *Cancer Imaging*. 2023; 23 (1): 28.

- <https://doi.org/10.1186/s40644-023-00540-3>.
9. Hussain D, Abbas N, Khan J. Recent Breakthroughs in PET-CT Multimodality Imaging: Innovations and Clinical Impact. *Bioengineering*. 2024; 11 (12): 1213. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11121213>.
  10. Prieto E, Garcia-Velloso MJ, Rodriguez-Fraile M, et al. Significant dose reduction is feasible in FDG PET/CT protocols without compromising diagnostic quality. *Phys Med*. 2018; 46: 134-9. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.01.021>.
  11. Wickham F, McMeekin H, Burniston M, et al. Patient-specific optimisation of administered activity and acquisition times for 18F-FDG PET imaging. *EJNMMI Research*. 2017 Jan; 7: 3. <https://doi.org/10.1186/s13550-016-0250-3>.
  12. Delcroix O, Bourhis D, Keromnes N, Robin Ph, et al. Assessment of Image Quality and Lesion Detectability with Digital PET/CT System. *Sec. Nuclear Medicine*. 2021; 8. <https://doi.org/10.3389/fmed.2021.629096>.
  13. Lee YS, Kim JS, Kim KM, et al. Performance measurement of PSF modeling reconstruction (TrueX) on Siemens Biograph TruePoint TrueV PET/CT. *Ann Nucl Med*. 2014; 28: 340-8. <https://doi.org/10.1007/s12149-014-0815-z>.
  14. Budinger TF. Time-of-flight positron emission tomography: status relative to conventional PET. *J Nucl Med*. 1983; 24 (1): 73-8.
  15. Surti S, Karp JS, Popescu LM, Daube-Witherspoon ME, Werner M. Investigation of time-of-flight benefit for fully 3-D PET. *IEEE Trans Med Imaging*. 2006; 25 (5): 529-38. <https://doi.org/10.1109/TMI.2006.871419>.
  16. Surti S, Karp JS. Experimental evaluation of a simple lesion detection task with time-of-flight PET. *Phys Med Biol*. 2009; 54 (2): 373-84. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/2/013>.
  17. Pilz J, Hehenwarter L, Zimmermann G, et al. Feasibility of equivalent performance of 3D TOF [<sup>18</sup>F] FDG PET/CT with reduced acquisition time using clinical and semiquantitative parameters. *EJNMMI Research*. 2021; 11: 44. <https://doi.org/10.1186/s13550-021-00784-9>.
  18. Kertesz H, Beyer T, London K, et al. Reducing Radiation Exposure to Pediatric Patients Undergoing [<sup>18</sup>F]FDG-PET/CT Imaging. *Mol Imaging Biol*. 2021; 23 (5): 775-86. <https://doi.org/10.1007/s11307-021-01601-4>.
  19. Chicheportiche A, Goshen E, et al. Can a penalized-likelihood estimation algorithm be used to reduce the injected dose or the acquisition time in <sup>68</sup>Ga-DOTATATE PET/CT studies? *EJNMMI Physics*. 2021; 8: 13. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00359-6>.
  20. Alberts I, Sachpekidis C, et al. Digital PET/CT allows for shorter acquisition protocols or reduced radiopharmaceutical dose in [<sup>18</sup>F] FDG PET/CT. *Ann Nucl Med*. 2021; 35: 485-92. <https://doi.org/10.1007/s12149-021-01588-6>.
  21. Al-Fatlawi M, Pak F, Farzanefar S, et al. Optimization of the Acquisition Time and Injected Dose of <sup>18</sup>F-Fluorodeoxyglucose Based on Patient Specifications for High-Sensitive Positron Emission Tomography/Computed Tomography Scanner. *World J Nucl Med*. 2023; 22 (03): 196-202. <https://doi.org/10.1055/s-0043-1771284>.
  22. Fukukita H, Suzuki K, Matsumoto K, et al. Japanese guideline for the oncology FDG-PET/CT data acquisition protocol: synopsis of version 2.0. *Ann Nucl Med*. 2014; 28 (7): 693-705. <https://doi.org/10.1007/s12149-014-0849-2>.
  23. Akamatsu G, Uba K, et al. Impact of Time-of-Flight PET/CT with a Large Axial Field of View for Reducing Whole-Body Acquisition Time. *J Nucl Med Technol*. 2014; 42 (2): 101-4. <https://doi.org/10.2967/jnmt.114.140665>.
  24. Alves VPV, Ata N, MacLean J, et al. Reduced count pediatric whole-body <sup>18</sup>F-FDG PET imaging reconstruction with a Bayesian penalized likelihood algorithm. *Pediatr Radiol*. 2024; 54: 170-80. <https://doi.org/10.1007/s00247-023-05801-8>.
  25. Fragoso Costa P, Jentzen W, Brahmer A, Mavroei I-A, et al. Phantom-based acquisition time and image reconstruction parameter optimisation for oncologic FDG PET/CT examinations using a digital system. *BMC cancer*. 2022; 22 (1): 1-18. <https://doi.org/10.1186/s12885-022-09993-4>.
  26. Traegardh E, Minarik D, Almquist H, et al. Impact of acquisition time and penalizing factor in a block-sequential regularized expectation maximization reconstruction algorithm on a Si-photomultiplier-based PET-CT system for <sup>18</sup>F-FDG. *EJNMMI research*. 2019; 9: 1-10. <https://doi.org/10.1186/s13550-019-0535-4>.

27. Rana N, Kaur M, Singh H, Mittal B R. Dose Optimization in  $^{18}\text{F}$ -FDG PET Based on Noise-Equivalent Count Rate Measurement and Image Quality Assessment. J Nucl Med Technol. 2021; 49 (1): 49-53. <https://doi.org/10.2967/jnmt.120.250282>.
28. Xiao J, Yu H, Sui X, Hu Y, Cao Y, Liu G, et al. Can the BMI-based dose regimen be used to reduce injection activity and to obtain a constant image quality in oncological patients by  $^{18}\text{F}$ -FDG total-body PET/CT imaging? Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2021; 49 (1): 269-78. <https://doi.org/10.1007/s00259-021-05462-5>.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Исследование не имело спонсорской поддержки.

**Участие авторов.** Статья подготовлена с равным участием авторов.

**Поступила:** 15.05.2025. **Принята к публикации:** 10.09.2025.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Financing.** The study had no sponsorship.

**Contribution.** Article was prepared with equal participation of the authors.

**Article received:** 15.05.2025. **Accepted for publication:** 10.09.2025.