

ФАНТОМЫ ДЛЯ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА СИСТЕМ ПЭТ/КТ И ОФЭКТ/КТ: ОГРАНИЧЕНИЯ СТАНДАРТНЫХ РЕШЕНИЙ И НАПРАВЛЕНИЯ ИХ МОДЕРНИЗАЦИИ

К.Д. Киселев^{1,2}, А.А. Трухин^{2,3}, С.А. Рыжов^{1,4,5}, И.В. Глотова^{1,2}, Ю.Н. Ликарь¹

¹ Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии имени Дмитрия Рогачева Минздрава России, Москва

² Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва

³ Национальный медицинский исследовательский центр эндокринологии имени академика И.И. Дедова Минздрава России, Москва

⁴ Ассоциация медицинских физиков России, Москва

⁵ Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ, Москва

PHANTOMS FOR QUALITY CONTROL OF PET/CT AND SPECT/CT SYSTEMS: LIMITATIONS OF STANDARD DESIGNS AND DIRECTIONS FOR THEIR MODIFICATION

K.D. Kiselev^{1,2}, A.A. Trukhin^{2,3}, S.A. Ryzhov^{1,4,5}, I.V. Glotova^{1,2}, Y.N. Likar¹

¹ Dmitry Rogachev National Research Center of Pediatric Hematology, Oncology and Immunology, Moscow, Russia

² National Research Nuclear University “MEPhI”, Moscow, Russia

³ Endocrinology Research Centre, Moscow, Russia

⁴ Association of Medical Physicists of Russia, Moscow, Russia

⁵ Research and Practical Clinical Centre of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia

Реферат

Стандартные фантомы NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR являются основным инструментом контроля качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ, однако их исходная конструкция ограничивает оценку ряда параметров современных гибридных систем визуализации.

Целью настоящей работы стала систематизация данных о методических и практических ограничениях стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR, а также определение требований к перспективным конструкциям для рутинного контроля качества в медицинских организациях Российской Федерации.

Работа выполнена в соответствии с рекомендациями PRISMA. По результатам систематического поиска исследований, опубликованных за последние 10 лет в одной российской и двух международных базах данных, в анализ включено 78 публикаций, посвященных модернизации стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR для решения современных задач контроля качества ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ. Наиболее часто модернизировался фантом NEMA/IEC Body (62,8 % публикаций). В 18 публикациях (23,1 %) новые элементы модернизированных фантомов изготавливались методом 3D-печати. Основными направлениями модернизации являлись: расширение диапазона размеров моделируемых очагов накопления РФЛП, повышение воспроизводимости и упрощение подготовки фантомов, моделирование условий визуализации пациентов с избыточной массой тела, контроль текстурных признаков изображений, повышение реалистич-

ности моделирования очагов накопления РФЛП, а также обеспечение возможности контроля параметров КТ-компонента гибридных систем.

Изученные материалы показывают, что предложенные модернизации устраняют отдельные ограничения стандартных фантомов, однако не обеспечивают комплексного решения задач рутинного контроля качества. Это обосновывает необходимость разработки более доступного универсального фантома, адаптированного к условиям работы отделений ядерной медицины, а также специализированного программного обеспечения для стандартизированной автоматизированной обработки результатов.

Ключевые слова: ПЭТ/КТ, ОФЭКТ/КТ, контроль качества, фантомы, NEMA/IEC Body, Jaszczak, ACR, 3D-печать

Abstract

The standard NEMA/IEC Body, Jaszczak, and ACR phantoms are the primary tools for quality control of PET/CT and SPECT/CT systems. However, their original design limits the assessment of several performance parameters of modern hybrid imaging systems.

The aim of this study was to systematically review the methodological and practical limitations of the standard NEMA/IEC Body, Jaszczak, and ACR phantoms and to define the requirements for next-generation phantom designs intended for routine quality control in nuclear medicine departments of the Russian Federation.

The literature review was conducted in accordance with the PRISMA guidelines. Seventy-eight publications describing modifications of the standard NEMA/IEC Body, Jaszczak, and ACR phantoms for contemporary PET/CT and SPECT/CT quality control applications were included in the analysis. The NEMA/IEC Body phantom was the most frequently modified phantom (62.8 % of the publications), and in 23.1 % of the studies, new phantom components were manufactured using 3D printing. The main directions of phantom modification included extending the range of simulated lesion sizes, improving reproducibility and simplifying phantom preparation, simulating imaging conditions in overweight patients, enabling assessment of image texture features, increasing the realism of lesion simulation, and incorporating tools for evaluating the CT component of hybrid imaging systems.

The reviewed studies demonstrate that the proposed modifications address specific limitations of standard phantoms but do not provide a comprehensive solution for routine quality control. These findings support the development of a more accessible universal phantom adapted to the workflow of nuclear medicine departments, together with dedicated software for standardized automated analysis of quality control results.

Key words: PET/CT, SPECT/CT, quality control, phantoms, NEMA/IEC Body, Jaszczak, ACR, 3D printing

E-mail: kkdmit@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2026-111-3-55-73>

Введение

Контроль качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ является необходимым условием обеспечения стабильности их работы и достоверности качественной и количественной оценки изображений [1, 2]. В рутинной практике основным инструментом контроля качества являются стандартные фантомы NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR. Данные фантомы обеспечивают воспроизводимые условия определения технических параметров систем эмиссионной визуализации, позволяя контролировать

постоянство их характеристик при повторных испытаниях и сопоставлять результаты, полученные на различных системах [3, 4].

Несмотря на свое широкое применение, стандартные фантомы NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR обладают рядом методических и практических ограничений. Их конструкции и соответствующие методики проведения испытаний были разработаны до внедрения в клиническую практику современных аппаратных технологий и алгоритмов обработки данных [5–7]. Поэтому данные фантомы не позво-

ляют в полной мере воспроизвести условия, необходимые для определения технических возможностей современных систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ, обусловленных повышением чувствительности и пространственного разрешения, а также развитием алгоритмов реконструкции, сегментации и количественного анализа изображений [8, 9]. Применимость доступных фантомов для решения современных клинических и экспериментальных задач в гибридной радионуклидной визуализации ограничена [10]. Часть из проводимых в настоящее время тестов фактически достигла своих технических ограничений и не всегда позволяет корректно оценить, а значит и использовать на практике возможности наиболее современного оборудования. В технике и метрологии это принято называть метрологическим разрывом (или метрологическим тупиком, от англ. metrology gap), и, вполне вероятно, мы близки к этому состоянию при обеспечении процедур контроля качества в ядерной медицине с помощью фантомов, разработанных более 30 лет назад.

Проведение контроля качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ требует значительных временных, финансовых и кадровых ресурсов [11]. По нашему опыту, выполнение всего комплекса приемочных испытаний занимает от 2 до 3 рабочих дней и требует проведения нескольких синтезов радиофармпрепарата (РФЛП). Поэтому для рутинной практики особое значение имеют сокращение времени испытаний, снижение стоимости используемого для контроля оборудования и расходных материалов, а также упрощение процедуры сбора и обработки данных. Следует отметить, что одним из важных составляющих современной ядерной медицины является ее экономическая эффективность. В большинстве современных медицинских центров оборудование задействовано настолько интенсивно, что проведение всего комплекса испытаний в ходе эксплуатации невозможно в связи с необходимостью приостановки диагностического процесса. Таким образом, процедуры контроля качества, используемые при вводе в эксплуатацию нового оборудования при приемочных испытаниях, фактически неосуществимы в ходе эксплуатации, что создает сложности для прослеживаемости реперных значений. В совокупности эти факторы особенно значимы для медицинских организаций Российской Федерации, где широкое внедрение регулярного контроля качества

ограничивается высокой стоимостью фантомов, сложностью их эксплуатации, а также необходимостью специальной подготовки персонала и недостаточной автоматизацией обработки данных и сопоставления результатов [12, 13].

Таким образом, необходимость совершенствования средств контроля качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ определяется как технологическим развитием гибридной радионуклидной визуализации, так и практическими ограничениями применения существующих стандартных фантомов. В этих условиях актуальной медико-технической задачей становится не только разработка новых фантомов, но и предварительное обоснование требований к ним с учетом технического потенциала современных систем визуализации и реальных условий рутинной работы отделений ядерной медицины.

В связи с этим целью настоящей работы является систематизация данных о методических и практических ограничениях стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR при контроле качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ, а также определение требований к перспективным конструкциям фантомов для рутинных испытаний в медицинских организациях Российской Федерации.

Материал и методы

Систематический обзор публикаций был проведен в соответствии с рекомендациями Кокрановского сообщества PRISMA "Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses 2009" [14].

Критерии отбора исследований

В обзор включались публикации, посвященные применению фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak (в разных исполнениях, в том числе с выступающим фланцем и без него, включая Esser PET phantom) и ACR при контроле качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ. Отбирались работы, в которых конструкция одного из стандартных фантомов была модернизирована для решения современных клинических и экспериментальных задач.

Из рассмотрения исключались исследования, если выполнялось хотя бы одно из следующих условий:

- ✓ исследование было проведено с использованием фантомов, не относящихся к NEMA/IEC Body, Jaszczak или ACR;
- ✓ фантомы NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR использовались без изменения их стандартной конструкции: например, в рамках гармонизации и мультицентровых испытаний, аккредитации отделений ядерной медицины, оптимизации реконструкции или постобработки данных, а также при выполнении контроля качества ПЭТ/КТ или ОФЭКТ/КТ строго в соответствии с методиками международных агентств и организаций;
- ✓ фантомы без изменения их конструкции размещались на подвижной платформе для имитации дыхательных движений и смещений тела пациента;
- ✓ не были описаны внесенные изменения или было невозможно определить, какие элементы фантома были адаптированы;
- ✓ исследование было посвящено исключительно КТ и не относилось к гибридным системам ПЭТ/КТ или ОФЭКТ/КТ (исключались работы, где КТ использовалась как самостоятельный диагностический инструмент, а не в рамках гибридной системы);
- ✓ в исследовании использовались математические фантомы;
- ✓ исследование посвящено разработке программного обеспечения для автоматизированной обработки и/или количественного анализа изображений фантомов;
- ✓ описывается клиническое исследование, не предусматривающее использование стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak или ACR;
- ✓ исследование относилось к доклиническим системам визуализации для мелких лабораторных животных;
- ✓ полный текст публикации был недоступен.

Стратегия поиска

Поиск литературы выполнялся с использованием заранее определенной стратегии (см. рис. 1).

Выполнен систематический поиск исследований, опубликованных в период с января 2015 г. по январь 2026 г. в российской научной электронной библиотеке eLIBRARY.RU, базе данных PubMed и поисковой системе Google Scholar.

Поиск проводился в форме запросов по следующим ключевым фразам: "PET/CT*",

"PET-CT*", "SPECT*", "SPECT/CT*", "SPECT-CT*", "quantitative SPECT/CT*", "PET/CT imaging*", "hybrid imaging*", "multimodality imaging*", "multi-modality*", "multi-modality system*", "experimental phantoms*", "PET/CT phantom*", "phantom*", "phantom studies*", "site validation*", "clinical trial*", "NEMA phantom*", "Jaszczak phantom*", "ACR phantom*", "quality assurance*", "quality control*", "QC*", "performance evaluation*", "acceptance testing*", "calibration*", "cross-calibration*", "image quality*", "phantom measurements*", "recovery coefficient*", "recovery coefficients*", "contrast recovery coefficient*", "standardized uptake value*", "activity estimation*", "activity quantification*", "quantification*".

Библиографические записи, полученные при поиске в eLIBRARY.RU и PubMed, были импортированы в программное обеспечение для управления библиографической информацией Zotero (версия 9.0.6). Поиск в Google Scholar ввиду ограниченных возможностей расширенного поиска в веб-интерфейсе выполнялся с помощью программы Publish or Perish (версия 25.5.0). Полученные записи также были импортированы в Zotero и объединены с результатами поиска в других базах данных.

После удаления дубликатов 2 исследователя независимо друг от друга проверили заголовки/аннотации статей. Полный текст потенциально подходящих исследований оценивался с применением критериев включения и исключения. Окончательное решение о включении в настоящее исследование принималось на основании анализа полнотекстовых статей 2 экспертами на условиях консенсуса или главным исследователем при возникновении конфликта мнений.

Извлечение данных

Извлечение данных было выполнено 2 независимыми исследователями. Из каждого отобранного исследования извлекалась следующая информация: год публикации, страна проведения исследования по данным аффилиации первого автора, используемый фантом, модальность визуализации и краткая характеристика предложенной модернизации.

Статистический анализ

Для обобщения полученных данных применялась описательная статистика. Результаты представлялись в виде абсолютных и отно-

сительных частот, а также визуализировались с использованием таблиц.

Результаты и обсуждение

Отбор исследований

В ходе первоначального поиска (рис. 1) было найдено 3740 публикаций. После удаления дубликатов и проверки заголовков/аннотаций для оценки полного текста было отображено 277 публикаций, из которых 199 исключены из-за несоответствия критериям включения. В итоговый систематический обзор включено 78 публикаций.

Распределение публикаций по типам фантомов и модальностям визуализации

В анализ включено 78 публикаций, посвященных модернизации стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR для контроля качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ. Наиболее часто использовался фантом NEMA/IEC Body – в 49 работах (62,8 %). Фантом Jaszczak применялся в 24 публикациях (30,8 %), а фантом ACR – в 7 (9,0 %). Поскольку в двух публикациях использовалось одновременно два стандартных фантома, сумма долей превышает 100 %.

По типу гибридной системы визуализации преобладали исследования, выполненные на системах ПЭТ/КТ – 49 из 78 публикаций (62,8 %). Системы ОФЭКТ/КТ рассматривались в 30 работах (38,5 %). В одной работе рассматривались обе гибридные системы, поэтому суммарная доля также превышает 100 %.

3D-печать применялась в 18 публикациях (23,1 %). Данная технология использовалась для изготовления органоподобных моделей, сферических тест-объектов различных размеров, вставок сложной геометрии и других элементов, расширяющих функциональные возможности стандартных фантомов.

Распределение публикаций по направлениям модернизации стандартных фантомов

Отобранные публикации были сгруппированы по направлениям модернизации стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR (см. табл. 1). Рассмотренные изменения включали адаптацию конструкции, замену штатных элементов и добавление новых



Рис. 1. Блок-схема алгоритма поиска и отбора публикаций в соответствии с рекомендациями PRISMA

тест-объектов для решения задач, не предусмотренных стандартными методиками.

Однотипные конструктивные решения в табл. 1 и далее по тексту описаны в обобщенном виде. В табл. 1 для каждого направления модернизации указано число уникальных публикаций. Отдельные работы отнесены одновременно к двум направлениям модернизации, поэтому сумма уникальных публикаций по направлениям модернизации превышает общее число отобранных публикаций. Кроме того, некоторые работы могли включать несколько вариантов конструктивных решений в рамках одного направления модернизации, а также рассматривать два стандартных фантома или оба типа систем визуализации. Поэтому при подсчете публикаций по каждому из этих признаков такие работы могли учитываться более одного раза.

Подробное описание конструктивных изменений, предложенных в каждой отобранной публикации, представлено в дополнительной табл. 2, размещенной в открытом репозитории https://github.com/kkdmitt/PET-CT_SPECT-CT_Phantom_Review.git.

Основные направления модернизации стандартных фантомов включали в себя:

1. Визуализация микроочагов накопления РФЛП

Наиболее часто модернизация стандартных фантомов была связана с расширением возможностей моделирования субсантиметровых очагов повышенного накопления РФЛП.

Таблица 1

Основные направления модернизации стандартных фантомов для контроля качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ

Направление модернизации	Число уникальных публикаций (% от общего числа)	Вариант конструктивного решения	Распределение публикаций по фантомам и системам визуализации*					
			NEMA/IEC Body		Jaszczak		ACR	
			ПЭТ/КТ	ОФЭКТ/КТ	ПЭТ/КТ	ОФЭКТ/КТ	ПЭТ/КТ	ОФЭКТ/КТ
Визуализация микроочагов накопления РФЛП	27 (34,6 %)	Использование сферических тест-объектов диаметром менее 10 мм	16 [15–29, 37]	–	7 [30–36]	1 [38]	–	–
		Использование тест-объектов в форме многогранника размером менее 10 мм	–	–	2 [40, 41]	–	1 [39]	–
Визуализация крупных очагов накопления РФЛП	24 (30,7 %)	Использование сферических тест-объектов диаметром до 60 мм	1 [15]	3 [45–47]	–	5 [42–45, 48]	–	–
		Размещение в фоновом отсеке фантома емкостей, заполненных раствором РФЛП (флаконы, инфузионные пакеты и бутылки)	1 [49]	6 [52–57]	–	2 [50, 51]	–	–
		Изготовление 3D-печатных моделей органов (почки, печень, селезенка, поджелудочная железа)	–	5 [45, 47, 58, 59, 62]	1 [41]	4 [48, 60, 61, 63]	–	–
Моделирование условий визуализации пациентов с избыточной массой тела	10 (12,8 %)	Увеличение поперечных размеров корпуса фантома	3 [64–66]	2 [67, 68]	–	–	–	–
		Размещение вокруг стандартного корпуса фантома пакетов с жидкостью	4 [20, 69–71]	1 [72]	–	–	–	–
Воспроизводимость подготовки фантомов к испытаниям	13 (16,7 %)	Использование смол с долгоживущими радионуклидами для изготовления радиоактивных элементов фантома	4 [73–76]	–	–	1 [77]	6 [74, 78–82]	–
		Исключение необходимости раздельного заполнения элементов фантома	–	–	1 [84]	1 [83]	–	–
		Сокращение объема жидких радиоактивных отходов за счет уменьшения объема вставок	1 [85]	1 [85]	–	–	–	–
Контроль текстурных признаков изображения	5 (6,4 %)	Использование тест-объектов с заданным неоднородным распределением активности РФЛП	3 [86–88]	1 [89]	1 [90]	–	–	–
Имитация очагов накопления РФЛП	1 (1,3 %)	Введение РФЛП в фотополимерную смолу при 3D-печати тест-объектов	1 [91]	–	–	–	–	–
Контроль параметров КТ-компонента гибридных систем	2 (2,6 %)	Изготовление тест-объектов для контроля отдельных параметров КТ-компонента гибридных систем	1 [19]	1 [92]	–	–	–	–

Это обусловлено тем, что минимальный внутренний диаметр сферических вставок составляет 10 мм в фантоме NEMA/IEC Body и 9,5 мм в фантоме Jaszczak, что ограничивает оценку визуализации очагов диаметром менее 10 мм на современных высокоразрешающих системах ПЭТ [19, 40]. В свою очередь, микроочаги размером 4–10 мм имеют клиническую значимость, включая педиатрическую онкологию, перфузионную визуализацию миокарда, визуализацию амилоидных отложений в головном мозге и ПСМА-ПЭТ-исследования при раке предстательной железы [93, 94].

В проанализированных работах это ограничение преодолевали за счет использования наборов сферических вставок, включавших сферы диаметром менее 10 мм. Такие наборы либо использовали вместо штатного набора сфер, либо применяли совместно со штатными вставками. В большинстве работ минимальный диаметр используемых сферических вставок составлял около 4 мм [15–36], а в отдельных исследованиях – 2 мм [37, 38]. Преимущественно использовались коммерческие наборы сфер, в том числе наборы Micro Hollow Sphere Set (ECT/MI-HS/SET4, ECT/HS/SET6 и ECT/MI-HS/SET6). Реже стандартные сферические вставки заменяли 3D-печатными перфорированными многогранниками [39, 40] из нейлона, размещенных среди плотно упакованных акриловых сфер диаметром 4 мм, или моделями микроочагов сложной формы [41], что позволяло оценивать визуализацию микроочагов с геометрией, отличной от сферической.

2. Визуализация крупных очагов накопления РФЛП

Наибольший диаметр сферических вставок, входящих в комплект стандартных фантомов, составляет 38,1 мм (соответствует объему 29,45 мл), что ограничивает применение данных фантомов при количественной оценке крупных очагов и органоподобных структур в радионуклидной и дистанционной лучевой терапии.

В связи с этим во второй группе работ штатные сферические вставки стандартных фантомов заменяли или дополняли тест-объектами большего размера и/или более сложной формы. В качестве таких тест-объектов использовали коммерчески доступные [15, 42–45] и изготовленные методом 3D-печати [46–48] наборы сферических вставок, в которых диаметр наиболее крупной сферы составлял 47,5–60 мм. В других работах в корпус фантома

помещали различные емкости, заполненные раствором РФЛП: флаконы объемом 8,5–500 мл, инфузионные пакеты объемом 250–1000 мл и бутылки объемом 130–525 мл [49–57]. В ряде исследований в фоновом отсеке фантомов размещались 3D-печатные модели органов различного внутреннего объема: почек (8,6–222 мл [45, 47, 58–63]), печени (186 и 1915 мл [48, 60]), селезенки (125 и 391 мл [60, 61]), поджелудочной железы (82 мл [58]); а также опухолей нестандартной формы объемом 2,7–76,0 мл [41].

Таким образом, направленность модернизаций стандартных фантомов определялась пространственным разрешением систем и областью их клинического применения. Для ПЭТ/КТ преимущественно разрабатывали тест-объекты для моделирования микроочагов, тогда как в ОФЭКТ/КТ основное внимание уделяли крупным зонам накопления и органоподобным структурам, используемым для количественной оценки в радионуклидной терапии.

3. Моделирование условий визуализации пациентов с избыточной массой тела

Количество жировой ткани влияет на количественные показатели изображения, прежде всего SUV, и может приводить к завышению оценки накопления РФЛП у пациентов с избыточной массой тела [69]. Это обуславливает необходимость оценки качества изображений и точности количественных измерений в ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ с учетом телосложения пациента.

Стандартный фантом NEMA/IEC Body имеет поперечный размер корпуса 300 мм, что соответствует телосложению пациента массой около 60 кг. Поэтому данный фантом не позволяет моделировать дополнительное ослабление излучения у пациентов большей массы. Для устранения этого ограничения применялось два подхода. В первом случае были изготовлены корпуса фантомов увеличенного размера при сохранении стандартного набора сферических вставок. В проанализированных работах поперечный размер корпусов модернизированных фантомов составлял 330–500 мм [64–68]. В частности, корпуса размером 330 и 360 мм использовались для моделирования пациентов массой 80 и 100 кг соответственно [66]. Во втором случае поперечные размеры фантома были увеличены за счет размещения вокруг стандартного корпуса пакетов с водой [20, 69, 70], водозквивалентным гелем [72] или пропиленгликолем [71]. Толщина дополнительного ос-

лабляющего слоя в разных работах составляла 1–6 см. В частности, дополнительный слой из 11 пакетов с водой толщиной 3 см соответствовал увеличению эквивалентного ИМТ с 21,4 до 29,2 кг/м² [69].

4. Воспроизводимость подготовки фантомов к испытаниям

Использование короткоживущих радионуклидов требует повторной сборки и заполнения фантомов перед каждым испытанием. При каждой повторной подготовке фантома условия его заполнения несколько различаются, причем по мере усложнения конструкции обеспечить их воспроизводимость становится сложнее. Так, для фантома NEMA/IEC Body возможны различия в соотношении объемной активности РФЛП в сферических вставках и фоновом отсеке, полноте заполнения элементов фантома и объеме остаточных пузырей воздуха. В результате различия между измеренными значениями могут быть обусловлены не только изменением характеристик сканера, но и вариациями условий подготовки фантома.

Дополнительным ограничением является трудоемкость подготовки заливных фантомов. Например, заполнение фантома NEMA/IEC Body, включая сферические вставки, может занимать около часа [95]. Ошибки при заполнении фантома приводят к необходимости переноса испытаний до момента выдержки содержимого фантома на распаде.

Для обеспечения воспроизводимости и сокращения времени подготовки фантомов при проведении испытаний систем ПЭТ/КТ в ряде работ применяли долгоживущие герметичные источники на основе ⁶⁸Ge. В работах [73–75] фоновый отсек и сферические вставки фантома NEMA/IEC Body заполняли эпоксидной смолой с различной удельной активностью ⁶⁸Ge, что позволяло формировать заданный контраст между моделируемыми очагами накопления и однородным фоном, приблизительно равный 4:1 или 8:1. В работе [76] эпоксидной смолой с ⁶⁸Ge заполняли только сферические вставки фантома NEMA/IEC Body.

Аналогичный подход реализован для испытаний систем ОФЭКТ/КТ при модернизации фантома Jaszczak: штатные вставки заменены 3D-печатными цилиндрами диаметром 7,5–60,0 мм, заполненными эпоксидной смолой и силиконовой резиной с ¹³³Ba [77].

Таким образом, данный подход позволяет многократно использовать один и тот же фантом в серии периодических испытаний без по-

вторного заполнения и более надежно оценивать стабильность параметров изображения в течение длительного периода наблюдения. В многоцентровых исследованиях применение единого, однократно подготовленного фантома дополнительно обеспечивает сопоставимость результатов измерений между центрами.

В работах [74, 78–82] использовали набор X-Cal, включавший два контрольных источника из одной партии эпоксидной смолы с ⁶⁸Ge. Первый источник измеряли на дозкалибраторе, второй размещали в фантоме ACR и сканировали на ПЭТ/КТ-сканере. Сопоставление результатов позволяло оценить точность кросс-калибровки дозкалибратора и ПЭТ/КТ-сканера.

Таким образом, использование смол с долгоживущими радионуклидами позволяет снизить влияние человеческого фактора при ручной подготовке фантомов и повысить сопоставимость результатов как повторных, так и многоцентровых испытаний. Вместе с тем, применение таких фантомов в многоцентровых исследованиях может быть ограничено требованиями законодательства к перевозке радиоактивных веществ между медицинскими организациями.

В работе [83] предложен подход, исключающий необходимость отдельного заполнения элементов фантома растворами с различной объемной активностью. Авторы предложили добавлять раствор радионуклида непосредственно в фотополимер для 3D-печати, что позволило изготавливать тест-объекты со сложным трехмерным распределением активности без многоэтапного ручного заполнения.

В этом плане отдельно также следует отметить концепцию “пористых” 3D-печатных вставок. В работе [84] были изготовлены решетчатые кубические (“пористые”) вставки с внутренними сферическими полостями диаметром 10, 15 и 20 мм. Вставки размещались в фоновый отсек фантома Jaszczak. В отличие от стандартного подхода к заполнению NEMA/IEC Body фантома, новая конструкция заполнялась за одну инъекцию РФЛП без отдельного заполнения фонового отсека и каждой сферической вставки. Пористая структура обеспечивала проникновение раствора внутрь вставок и выход пузырьков воздуха. Кроме того, такая конструкция позволяет более воспроизводимым образом задавать различные соотношения сигнала между областями накопления РФЛП и однородным фоном (например,

4:1 и 8:1). Это достигается за счет изменения параметров «пористой» структуры, например диаметра отверстий, шага решетки и доли объема, заполняемой раствором РФЛП, что дает возможность оценивать несколько уровней контраста в рамках одного сканирования.

В работе [85] вставку фантома NEMA/IEC Body, имитирующую легкие, заменили акриловым цилиндром с внутренним диаметром 80 мм. Это позволило сократить объем образующихся жидких радиоактивных отходов с 10 до 0,5 л, что особо актуально при испытаниях ОФЭКТ с долгоживущими радионуклидами ^{131}I и ^{177}Lu .

5. Контроль текстурных признаков изображения

Текстурные признаки, в отличие от показателя SUV, характеризуют пространственное распределение РФЛП и неоднородность его накопления во всем объеме опухолевого очага [96, 97]. Поэтому текстурные признаки могут дополнять традиционные количественные показатели, повышая тем самым информативность количественной оценки [98]. Их применение может быть актуально при дозиметрическом планировании радионуклидной терапии по данным ОФЭКТ, где определение активности в очаге на основе SUV подвержено влиянию многочисленных источников погрешности [99].

Данное обстоятельство обуславливает необходимость модернизации стандартных фантомов для контроля воспроизводимости текстурных признаков. Для этого стандартные фантомы дополняли вставками, формирующими заданное неоднородное распределение активности РФЛП. В работах [86, 89] к легочной вставке фантома NEMA/IEC Body были прикреплены сборки из семи шприцев, заполненных РФЛП с различной объемной активностью. Причем в данной конструкции один шприц располагался в центре сборки, шесть – вокруг него.

В работе [87] вместо легочной вставки в фоновый отсек фантома NEMA/IEC Body установили 3D-печатную вставку с L-, T- и U-образными отсеками размерами 10,0, 7,5 и 5,0 мм.

В [88] вместо штатных вставок фантома NEMA/IEC Body установили четыре сборки из акриловых стержней, различавшиеся плотностью и схемой их размещения, что обеспечивало неоднородное распределение активности РФЛП.

В [90] вместо штатных вставок фантома Jaszczak размещали цилиндрические тест-объ-

екты из альгината двух типов. Первые содержали области с различной объемной активностью РФЛП, вторые состояли из двух коаксиальных слоев, также различавшихся по объемной активности РФЛП.

6. Имитация очагов накопления РФЛП

Полые сферические вставки стандартных фантомов имеют неактивные стенки, отделяющие их содержимое от активности РФЛП в фоновом отсеке. Наличие “холодных” стенок вследствие эффекта частичного объема приводит к изменению интенсивности сигнала в приграничных областях моделируемого очага, что приводит к ошибкам при определении SUV, RC и других количественных показателей. Наиболее выражен этот эффект для сфер малого диаметра. [100, 101]. Кроме того, “холодные” стенки формируют искусственно резкий переход интенсивности сигнала на границе моделируемого очага, тогда как в клинических условиях этот переход, как правило, более плавный. При низком соотношении сигнал/фон (SBR), характерном, в частности, для исследований головного мозга, это снижает точность пороговой сегментации ПЭТ-изображений и может приводить к преувеличенной оценке целевого объема [91].

Для устранения влияния «холодных» стенок и повышения реалистичности имитации очагов накопления РФЛП в работе [91] изготовлены сплошные сферические тест-объекты. Их печатали из фотополимерной смолы, в которую предварительно вводили ^{18}F . Изготовленные тест-объекты устанавливали в фантом NEMA/IEC Body вместо стандартных полых сферических вставок.

Однако применение такого подхода ограничено длительностью печати, требующей высокой исходной активности радионуклида, и дополнительной лучевой нагрузкой на персонал, особенно при механической обработке тест-объектов (например, шлифовке). Вследствие радиоактивного распада ^{18}F их повторное использование невозможно. Поэтому такие тест-объекты имеют преимущественно одноразовый характер, а сам подход малопригоден для рутинного контроля качества.

7. Контроль параметров КТ-компонента гибридных систем

Стандартные фантомы NEMA/IEC Body и Jaszczak изначально разрабатывались для оценки производительности отдельных модальностей – ПЭТ и ОФЭКТ соответственно. Поэтому в условиях гибридной визуализации

они не позволяют полноценно контролировать КТ-компонент и точность совмещения функциональных и анатомических данных. Преодоление этого ограничения возможно за счет добавления модулей для оценки параметров КТ. Так, в работе [19] фантом NEMA/IEC Body был дополнен тремя вставками с контрастностью 1,5 %, 1,0 % и 0,5 % для контроля низкоконтрастного разрешения КТ. Для контроля точности коррекции на ослабление излучения по данным КТ штатные вставки фантома NEMA/IEC Body заменены 3D-печатным держателем с четырьмя цилиндрами из полистирола, политетрафторэтилена, полиамида и полипропилена, в центральных каналах которых размещались шприцы с ^{177}Lu [92].

Отдельные публикации, не включенные в основной анализ

Наряду с модернизацией фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR в литературе описано воспроизведение других стандартных фантомов в целях повышения их доступности для медицинских организаций с ограниченными ресурсами. Хотя эти публикации не соответствовали критериям включения в основной анализ, они отражают интерес профессионального сообщества к локальному изготовлению фантомов, в том числе с применением 3D-печати.

Так, в работе [102] изготовлены аналоги стандартных фантомов NEMA Sensitivity и NEMA Scatter для ПЭТ/КТ. В [10] методом 3D-печати воспроизведены фантомы Hoffman и Derenzo, а также фантом с квадрантами полос различной ширины для ОФЭКТ/КТ. Результаты измерений были сопоставимы с данными, полученными при использовании оригинальных коммерческих фантомов, что подтверждает функциональную эквивалентность разработанных аналогов.

Работы [103] и [104] не вошли в основной анализ, поскольку в них рассматривались оригинальные конструкции, не относящиеся к фантомам NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR. Вместе с тем, они демонстрируют возможность применения 3D-печати для изготовления универсальных фантомов, обеспечивающих одновременный контроль параметров ПЭТ, ОФЭКТ и КТ. Предоставленные фантомы подтверждают техническую осуществимость перехода от узкоспециализированных изделий к конструкциям для комплексного контроля качества гибридных систем.

Обоснование разработки фантома для рутинного контроля качества

Анализ рассмотренных модернизаций показал, что стандартные фантомы NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR не в полной мере отвечают задачам рутинного контроля качества современных ПЭТ/КТ- и ОФЭКТ/КТ-систем. Предложенные решения устраняют отдельные конструктивные и функциональные ограничения данных фантомов и отражают потребность в более гибких, воспроизводимых и удобных средствах рутинного контроля. Однако большинство предложенных решений остаются экспериментальными и не адаптированы для широкого применения в рутинной практике. Дополнительным препятствием является отсутствие программного обеспечения для автоматизированной обработки результатов.

Это обосновывает необходимость разработки фантома, учитывающего технические возможности современных гибридных систем визуализации и условия медицинских организаций Российской Федерации. На основании проведенного анализа далее сформулированы основные требования к такому оборудованию.

Принципы разработки современных фантомов для рутинного контроля качества

Анализ отобранных публикаций позволил выделить параметры, контроль которых наиболее важен при рутинной оценке качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ. К ним относятся:

- ✓ параметры эмиссионной визуализации: оценка количественных показателей накопления РФЛП – SUV и коэффициент восстановления (RC), контрастное разрешение, пространственное разрешение, однородность ПЭТ- и ОФЭКТ-изображений, воспроизводимость текстурных признаков изображения, а также кросс-калибровка эмиссионного томографа и дозкалибратора;
- ✓ параметры КТ-визуализации: однородность КТ-изображения, низко- и высококонтрастное разрешение, толщина среза и точность определения чисел Хаунсфилда (HU);
- ✓ параметры гибридной визуализации: точность совмещения эмиссионных и КТ-изображений (корегистрация).

При этом функциональные возможности стандартных фантомов NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR ограничены набором и конструкциями предусмотренных в них вставок.

Данные фантомы предназначены главным образом для оценки RC, пространственного и контрастного разрешения. Кроме того, эти фантомы не позволяют контролировать указанные выше параметры КТ. Поэтому их применение не позволяет выполнять комплексную оценку работы гибридных систем визуализации при рутинном контроле.

В связи с этим актуальна разработка фантома с расширенным набором сменных вставок, позволяющим оценивать большее число параметров за одно исследование. Использование единой конструкции со сменными вставками вместо нескольких специализированных фантомов позволит сократить время проведения испытаний и уменьшить число задействованных средств контроля, тем самым упростив рутинный контроль качества.

При разработке сменных вставок важно учитывать методические принципы, реализованные в стандартных фантомах, одновременно адаптируя их конструкцию к техническим возможностям современных систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ.

Так, вставка для оценки SUV и RC должна обеспечивать моделирование сферических очагов накопления РФЛП на фоне его равномерного распределения. Сферическая форма является наиболее распространенной для таких испытаний и обеспечивает преимущество с подходом, реализованным в NEMA/IEC Body фантоме. По данным проанализированных работ, диапазон диаметров очагов во вставках должен выходить за пределы набора из стандартных фантомов и выбираться с учетом контролируемой модальности: 4–37 мм для систем ПЭТ и 17–60 мм для систем ОФЭКТ.

При рутинном контроле пространственное разрешение, как правило, оценивают визуально по минимальному диаметру тест-объекта, уверенно различимого на реконструированном изображении. Поэтому во вставке для контроля пространственного разрешения следует предусмотреть группы стержней различного диаметра по принципу, реализованному в фантоме Jaszczak. Такой подход сохраняет простоту интерпретации, а модернизация вставки может заключаться в изменении ее габаритов, способа фиксации, числа и расположения групп стержней для интеграции в единую конструкцию со сменными элементами.

Точность совмещения эмиссионных и КТ-изображений обычно оценивают с использованием тест-объектов, одновременно содержа-

щих раствор РФЛП и КТ-контрастное вещество [105, 106]. В качестве таких объектов могут применяться протяженные цилиндрические элементы, например шприцы или полые стержни диаметром 10–30 мм, фиксируемые в фоновом объеме фантома под углом к аксиальной оси сканера. Такой вариант размещения тест-объектов соответствует подходам, используемым в специализированных фантомах для оценки корегистрации изображений. Для его реализации необходима разработка вставки-фиксатора, обеспечивающая воспроизводимое положение шприцов или полых стержней с растворами РФЛП и КТ-контрастным веществом.

Дополнительным преимуществом такого подхода является размещение тест-объектов в водной среде фонового объема фантома. В отличие от стандартных тестов NEMA NU 1 / NU 2, где тест-объекты размещаются в воздухе, такая конфигурация обеспечивает дополнительное ослабление излучения и приближает условия сканирования к клиническим. Кроме того, такая конструкция может рассматриваться как альтернатива калибровочным источникам на основе ^{68}Ge , используемым в фантоме VQC. Это особенно важно для медицинских организаций с ограниченными ресурсами, поскольку исключает необходимость приобретения закрытых радионуклидных источников и проведения процедур их учета и хранения.

Если для оценки корегистрации изображений в качестве тест-объектов используются шприцы, то они могут дополнительно применяться для проверки кросс-калибровки ПЭТ-сканера и дозкалибратора. В этом случае шприц с раствором РФЛП предварительно измеряется в дозкалибраторе (в аттестованной геометрии), после чего размещается в фантоме в фиксированном положении и сканируется на ПЭТ-сканере. Сравнение значений активности РФЛП, измеренной на дозкалибраторе, со значениями, рассчитанными по данным эмиссионного ПЭТ-изображения, позволяет оценить согласованность показаний двух приборов.

Однородный объем фантома, не содержащего сменных вставок и заполненного водным раствором РФЛП, может использоваться для оценки однородности эмиссионного и КТ-изображений. Кроме того, он позволяет выполнять проверку кросс-калибровки томографа и калибратора активности в объеме большего диаметра по сравнению с размерами шприца.

Для оценки точности чисел, а также оценки выраженности краевого эффекта HU может использоваться вставка с набором цилиндрических элементов из материалов с различной рентгеновской плотностью: воздуха, водозэквивалентного материала, полиэтилена, акрила и костноэквивалентного материала. Низкоконтрастное разрешение целесообразно оценивать с помощью цилиндров или дисков, рентгеновская плотность которых незначительно отличается между собой (несколько HU). Для контроля высококонтрастного разрешения могут использоваться группы щелевых структур с различным шагом, а для оценки толщины среза — наклонная пластина, проволока или тонкий рентгеноконтрастный элемент, расположенный под заданным углом к плоскости сканирования.

Помимо параметров, контролируемых с помощью отдельных вставок, при разработке фантома необходимо учитывать эксплуатационные требования, определяющие удобство его применения в рутинной практике. Конструкция должна обеспечивать сокращение числа манипуляций с раствором РФЛП, что позволит уменьшить время подготовки фантома, повысить воспроизводимость получаемых данных, снизить вероятность ошибок при его заполнении и ограничить лучевую нагрузку на персонал. В этом отношении предпочтительным является подход, при котором подготовка фантома выполняется за счет однократного введения РФЛП. Например, для оценки SUV и RC могут использоваться вставки с пористой структурой, позволяющие моделировать области неоднородного накопления РФЛП без изготовления отдельных сферических тест-объектов.

Не менее важным требованием является воспроизводимость подготовки фантома. Конструкция фантома должна обеспечивать повторяемость его сборки, заполнения и позиционирования при периодических испытаниях, поскольку это необходимо для корректного сопоставления результатов контроля качества в рамках жизненного цикла контролируемого оборудования.

Сопоставимость результатов контроля качества зависит не только от подготовки фантома, но и от стандартизации обработки полученных данных. Поэтому результаты измерений должны обрабатываться с использованием специализированного программного обеспечения, обеспечивающего автоматизированный и

стандартизированный расчет параметров, их динамическое отслеживание, сравнение с референтными значениями и допустимыми уровнями. Программное обеспечение должно учитывать различия в структуре DICOM-файлов и способах расчета количественных показателей на оборудовании разных производителей. Желательно, чтобы результаты контроля качества передавались в единую информационную систему для динамического мониторинга состояния оборудования и сопоставления данных между различными медицинскими организациями.

Все сменные вставки предполагается размещать в камере цилиндрического фантома диаметром 20 см, который входит в комплект поставки систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ [107]. Такой подход позволяет задействовать уже имеющееся оборудование, снизить затраты на изготовление дополнительных элементов и упростить внедрение фантома в рутинную практику.

При разработке фантома важно предусмотреть возможность изготовления его элементов из доступных материалов с использованием воспроизводимых технологий. Одним из наиболее перспективных подходов является 3D-печать, позволяющая создавать тест-объекты сложной геометрии и адаптировать вставки под различные задачи контроля качества. Низкая себестоимость прототипирования и возможность изготовления малых серий делают 3D-печать удобным инструментом для разработки конструкции со сменными вставками.

Заключение

Проведенный обзор показал, что стандартные фантомы NEMA/IEC Body, Jaszczak и ACR сохраняют значение для контроля качества систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ, однако не в полной мере соответствуют современным задачам гибридной радионуклидной визуализации. Анализ опубликованных работ позволил сформулировать основные требования к современному фантому для рутинного контроля качества: воспроизводимость подготовки, сокращение трудоемкости испытаний, возможность комплексной оценки нескольких параметров за одно сканирование и автоматизированную обработку результатов.

Следующим этапом работы является разработка фантома, реализующего указанные принципы и предназначенного для комплексного рутинного контроля качества современных систем ПЭТ/КТ и ОФЭКТ/КТ.

Список литературы

1. Matheoud R, Boellaard R, Pike L, Ptacek J, Reynes-Llompart G, Soret M, et al. EFOMP's protocol quality controls in PET/CT and PET/MR. *Physica Medica*. 2023; 105: 102506. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.11.010>.
2. Edam AN, Sulieman A, Sam AK, Salih I, Alkhorayef M, Bradley DA. Quality control of radiopharmaceuticals and diagnostic nuclear medicine equipment. *Radiation Physics and Chemistry*. 2020; 167: 108247. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.03.051>
3. Makris NE, Huisman MC, Kinahan PE, Lammertsma AA, Boellaard R. Evaluation of strategies towards harmonization of FDG PET/CT studies in multicentre trials: comparison of scanner validation phantoms and data analysis procedures. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2013; 40 (10): 1507-15. <https://doi.org/10.1007/s00259-013-2465-0>.
4. Hirtl A, Bergmann H, Knaeusl B, Beyer T, Figl M, Hummel J. Technical Note: Fully automated analysis of Jaszczak phantom measurements as part of routine SPECT quality control. *Medical Physics*. 2017; 44 (5): 1638-45. <https://doi.org/10.1002/mp.12150>.
5. Daube-Witherspoon ME, Karp JS, Casey ME, DiFilippo FP, Hines H, Muehllehner G, et al. Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine. 2002; 43 (10): 1398-409.
6. Jaszczak RJ. The early years of single photon emission computed tomography (SPECT): an anthology of selected reminiscences. *Physics in Medicine and Biology*. 2006; 51 (13): R99-R115. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/R07>.
7. MacFarlane CR; American College of Radiologists. ACR accreditation of nuclear medicine and PET imaging departments. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2006; 34 (1): 18-24.
8. Cox CPW, Brabander T, Vegt E, et al. Reduction of [68Ga]Ga-DOTA-TATE injected activity for digital PET/MR in comparison with analogue PET/CT. *EJNMMI Physics*. 2024; 11 (1): 27. <https://doi.org/10.1186/s40658-024-00629-z>.
9. Vandenberghe S, Moskal P, Karp JS. State of the art in total body PET. *EJNMMI Physics*. 2020; 7 (1). <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00290-2>.
10. Park C, Hong J, Lee M-G. Optimization of Gamma Image Quality Through Experimental Evaluation Using 3D-Printed Phantoms Across Energy Window Levels. *Bioengineering*. 2025; 12 (11): 1211. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12111211>.
11. Reynes-Llompart G, Zorz A, Boellaard R, Ptacek J, Pike L, Soret M, et al. Quality control in PET/CT and PET/MRI: Results of a survey amongst European countries. *Physica Medica*. 2022; 99: 16-21. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.05.004>.
12. Рыжов СА, Киселев КД, Плотова ИВ, Ликарь ЮН. Современные подходы к контролю качества ПЭТ/КТ-сканеров: сравнение существующих международных методик и их возможная трансляция для использования в Российской Федерации. *Медицинская физика*. 2025; (4): 89-98.
Ryzhov SA, Kiselev KD, Glotova IV, Likar YuN. Contemporary Approaches to Quality Control for PET/CT Systems: Comparison of International Methods and Their Possible Translation for Use in the Russian Federation. *Medical Physics*. 2025; (4): 89-98 (In Russ). <https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-108-4-89-98>.
13. Киселев КД, Рыжов СА, Плотова ИВ, Ликарь ЮН. Контроль качества ПЭТ/КТ-сканеров: опыт одного отделения ядерной медицины. *Медицинская физика*. 2026; (1): 70-80.
Kiselev KD, Ryzhov SA, Glotova IV, Likar YuN. Quality Control of PET/CT Scanners: Experience of a Nuclear Medicine Department. *Medical Physics*. 2026; (1): 70-80. (In Russ). <https://doi.org/10.52775/1810-200X-2026-109-1-70-80>.
14. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS Medicine*. 2009; 6 (7): e1000097. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>.
15. Matheoud R, Ferrando O, Valzano S, Lizio D, Sacchetti G, Ciarmiello A, et al. Performance comparison of two resolution modeling PET re-

- construction algorithms in terms of physical figures of merit used in quantitative imaging. *Physica Medica*. 2015; 31 (5): 468-75. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.04.011>.
16. Hashimoto N, Morita K, Tsutsui Y, Himuro K, Baba S, Sasaki M. Time-of-flight information improved the detectability of subcentimeter spheres using a clinical PET/CT scanner. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2018; 46 (3): 268-73. <https://doi.org/10.2967/jnmt.117.204735>.
 17. Wierth R, Conti M, Claessen AGG, Herrmann K, Kemerink GJ, Binse I, et al. Impact of prompt gamma coincidence correction on absorbed dose estimation in differentiated thyroid cancer using 124I PET/CT imaging. *Nuclear Medicine Communications*. 2018; 39 (12): 1156-64. <https://doi.org/10.1097/MNM.0000000000000911>.
 18. Miwa K, Wagatsuma K, Nemoto R, Masubuchi M, Kamitaka Y, Yamao T, et al. Detection of sub-centimeter lesions using digital TOF-PET/CT system combined with Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm. *Annals of Nuclear Medicine*. 2020;34(10): 762-71. <https://doi.org/10.1007/s12149-020-01500-8>.
 19. Lu S, Zhang P, Li C, Sun J, Liu W, Zhang P. A NIM PET/CT phantom for evaluating the PET image quality of micro-lesions and the performance parameters of CT. *BMC Medical Imaging*. 2021; 21 (1): 165. <https://doi.org/10.1186/s12880-021-00683-4>.
 20. Matheoud R, Al-Maymani N, Oldani A, Sacchetti GM, Brambilla M, Carriero A. The role of activity, scan duration and patient's body mass index in the optimization of FDG imaging protocols on a TOF-PET/CT scanner. *EJNMMI Physics*. 2021; 8 (1): 35. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00380-9>.
 21. Bonardel G, Dupont A, Decazes P, Queneau M, Modzelewski R, Coulot J, et al. Clinical and phantom validation of a deep learning based denoising algorithm for F-18-FDG PET images from lower detection counting in comparison with the standard acquisition. *EJNMMI Physics*. 2022; 9 (1): 36. <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00465-z>.
 22. Fukai S, Daisaki H, Shimada N, Ishiyama M, Umeda T, Yamashita K, et al. Evaluation of data-driven respiratory gating for subcentimeter lesions using digital PET/CT system and three-axis motion phantom. *Biomedical Physics and Engineering Express*. 2022; 16: 9 (1). <https://doi.org/10.1088/2057-1976/aca90d>.
 23. Kertesz H, Conti M, Panin V, Cabello J, Bharkhada D, Beyer T, et al. Positron range in combination with point-spread-function correction: an evaluation of different implementations for [124I]-PET imaging. *EJNMMI Physics*. 2022; 9: 56. <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00482-y>.
 24. Miwa K, Yoshii T, Wagatsuma K, Nezu S, Kamitaka Y, Yamao T, et al. Impact of γ factor in the penalty function of Bayesian penalized likelihood reconstruction (Q.Clear) to achieve high-resolution PET images. *EJNMMI Physics*. 2023; 10 (1): 4. <https://doi.org/10.1186/s40658-023-00527-w>.
 25. Kersting D, Moraitis A, Sraieb M, Zarrad F, Umutlu L, Rischpler C, et al. Quantification performance of silicon photomultiplier-based PET for small 18F-, 68Ga- and 124I-avid lesions in the context of radionuclide therapy planning. *Physica Medica*. 2023; 114: 103149. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.103149>.
 26. Hammersen N, Jentzen W, Stawitzki F, Herrmann K, Kersting D, Frago Costa P, et al. PET quantification performance of the oversize-volume-of-interest approach in the context of tumour dosimetry in radionuclide therapy planning. *Physics in Medicine and Biology*. 2024; 69 (16): <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ad5c36>.
 27. Shirakawa Y, Matsutomo N, Suyama J. Feasibility of noise-reduction reconstruction technology based on non-local-mean principle in SiPM-PET/CT. *Physica Medica*. 2024; 119: 103303. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2024.103303>.
 28. Ptacek J, Karhan P, Hornak G, Quinn L. Direct comparison of PMT and SiPM PET systems using modified NEMA IEC Body phantom. *Physica medica*. 2025; 131: 104919. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2025.104919>.
 29. Leybourne N, Prakash V, Hussein M, Fenwick A, Strouhal P, Evans P, et al. Assessing small-lesion detectability and acquisition time optimisation in silicon-detector-Based PET: a phantom study. *EJNMMI Physics*. 2025; 13 (1): 13. <https://doi.org/10.1186/s40658-025-00821-9>.
 30. Adler S, Seidel J, Choyke P, Knopp MV, Binzel K, Zhang J, et al. Minimum lesion detectability as a measure of PET system performance. *EJNMMI Physics*. 2017; 4 (1): 13. <https://doi.org/10.1186/s40658-017-0179-2>.

31. Rubello D, Colletti PM. SUV Harmonization Between Different Hybrid PET/CT Systems. *Clinical Nuclear Medicine*. 2018; 43 (11): 811-4. <https://doi.org/10.1097/RLU.0000000000002284>.
32. 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. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aace27>.
33. Oen SK, Aasheim LB, Eikenes L, Karlberg AM. Image quality and detectability in Siemens Biograph PET/MRI and PET/CT systems-a phantom study. *EJNMMI Physics*. 2019; 6 (1): 16. <https://doi.org/10.1186/s40658-019-0251-1>.
34. Texte E, Gouel P, Thureau S, Lequesne J, Barres B, Edet-Sanson A, et al. Impact of the Bayesian penalized likelihood algorithm (Q.Clear®) in comparison with the OSEM reconstruction on low contrast PET hypoxic images. *EJNMMI Physics*. 2020; 7 (1): 28. <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00300-3>.
35. Oddstig J, Brolin G, Tragardh E, Minarik D. Head-to-head comparison of a Si-photomultiplier-based and a conventional photomultiplier-based PET-CT system. *EJNMMI Physics*. 2021; 8 (1): 19. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00366-7>.
36. Lysvik EK, Mikalsen LTG, Rootwelt-Revheim ME, Emblem KE, Hjørnevik T. Optimization of Q.Clear reconstruction for dynamic 18F PET imaging. *EJNMMI Physics*. 2023; 10 (1): 65.
37. Meyer M, Allenbach G, Nicod Lalonde M, Schaefer N, Prior JO, Gnesin S. Increased 18F-FDG signal recovery from small physiological structures in digital PET/CT and application to the pituitary gland. *Scientific Reports*. 2020; 10 (1): 368. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-57313-x>.
38. Debebe SA, Adjouadi M, Gulec SA, Franquiz J, McGoron AJ. 90 Y SPECT/CT quantitative study and comparison of uptake with pretreatment 99mTc-MAA SPECT/CT in radiomicrosphere therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2019; 20 (2): 30-42. <https://doi.org/10.1002/acm2.12512>.
39. Wollenweber SD, Alessio AM, Kinahan PE. A phantom design for assessment of detectability in PET imaging. *Medical physics*. 2016; 43 (9): 5051. <https://doi.org/10.1118/1.4960365>.
40. Wollenweber SD, Alessio AM, Kinahan PE. Phantom and methodology for comparison of small lesion detectability in PET. *Medical physics*. 2023; 50 (5): 2998-3007. <https://doi.org/10.1002/mp.16187>.
41. Fedrigo R, Coope RJN, Chausse G, Bloise I, Gowdy C, Benard F, et al. Development of lesion and organ negative cast modelling technique for quality assurance and optimization of nuclear medicine images. *Communications medicine*. 2025; 5 (1): 303. <https://doi.org/10.1038/s43856-025-01009-z>.
42. Anouan KJ, Lelandais B, Edet-Sanson A, Ruan S, Vera P, Gardin I, et al. 18F-FDG-PET partial volume effect correction using a modified recovery coefficient approach based on functional volume and local contrast: physical validation and clinical feasibility in oncology. *The Quarterly Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2017; 61 (3): 301-13. <https://doi.org/10.23736/S1824-4785.17.02756-X>.
43. Peters SMB, Meyer Viol SL, van der Werf NR, de Jong N, van Velden FHP, Meeuwis A, et al. Variability in lutetium-177 SPECT quantification between different state-of-the-art SPECT/CT systems. *EJNMMI Physics*. 2020; 7 (1): 9. <https://doi.org/10.1186/s40658-020-0278-3>.
44. Westlund Gotby LEL, Lobeek D, Roosen J, de Bakker M, Konijnenberg MW, Nijssen JFW. Accuracy of holmium-166 SPECT/CT quantification over a large range of activities. *EJNMMI Physics*. 2024; 11 (1): 78. <https://doi.org/10.1186/s40658-024-00683-7>.
45. Westerbergh F, van der Meulen NP, Mueller C, Grings A, Ritt P, Bernhardt P. Quantitative terbium-161 SPECT/CT imaging: demonstrating the feasibility of image-based dosimetry and highlighting pitfalls. *EJNMMI research*. 2025; 15 (1): 130. <https://doi.org/10.1186/s13550-025-01326-3>.
46. Bian J, James JR, Wagner R, Halama J. Quantify total activity by volume-of-interest expansion with clinical SPECT/CT systems, a phantom study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2023; 24 (1): e13828. <https://doi.org/10.1002/acm2.13828>.
47. Tran-Gia J, Lassmann M. Optimizing Image Quantification for 177Lu SPECT/CT Based on a 3D Printed 2-Compartment Kidney Phantom. *Journal of Nuclear Medicine*. 2018; 59 (4): 616-24. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.200170>.

48. Ramirez-Nava GJ, Santos-Cuevas CL, Chairez-Oria I, Rioja-Guerrero E, Oroz-Duarte J. Tomographic ^{99m}Tc radioactivity quantification in three-dimensional printed polymeric phantoms with bioinspired geometries. *Radiation Physics and Chemistry*. 2020; 177: 109130. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.109130>.
49. Williams JM, Rani SD, Li X, Arlinghaus LR, Lee T, MacDonald LR, et al. Comparison of prone versus supine ^{18}F FDG PET of locally advanced breast cancer: Phantom and preliminary clinical studies. *Medical Physics*. 2015; 42 (7): 3801-13. <https://doi.org/10.1118/1.4921363>.
50. Uribe CF, Esquinas PL, Tanguay J, Gonzalez M, Gaudin E, Beauregard JM, et al. Accuracy of ^{177}Lu activity quantification in SPECT imaging: a phantom study. *EJNMMI Physics*. 2017; 4 (1): 2. <https://doi.org/10.1186/s40658-016-0170-3>.
51. Halty A, Badel JN, Kochebina O, Sarrut D. Image-based SPECT calibration based on the evaluation of the Fraction of Activity in the Field of View. *EJNMMI physics*. 2018; 5 (1): 11. <https://doi.org/10.1186/s40658-018-0209-8>.
52. Karimi Ghodoosi E, D'Alessandria C, Li Y, Bartel A, Koehner M, Hoellriegl V, et al. The effect of attenuation map, scatter energy window width, and volume of interest on the calibration factor calculation in quantitative ^{177}Lu SPECT imaging: Simulation and phantom study. *Physica Medica*. 2018; 56: 74-80. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.11.009>.
53. Santoro L, Mora-Ramirez E, Trauchessec D, Chouaf S, Eustache P, Pouget, JP, et al. Implementation of patient dosimetry in the clinical practice after targeted radiotherapy using [^{177}Lu -[DOTA0, Tyr3]-octreotate. *EJNMMI Research*. 2018; 8 (1): 103. <https://doi.org/10.1186/s13550-018-0459-4>.
54. Lysvik EK, Mikalsen LTG, Rootwelt-Revheim ME, Emblem KE, Hjørnevik T. Quantitative SPECT (QSPECT) at high count rates with contemporary SPECT/CT systems. *EJNMMI Physics*. 2021; 8 (1): 73. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00421-3>.
55. Santoro L, Pitalot L, Trauchessec D, Mora-Ramirez E, Kotzki PO, Bardies M, et al. Clinical implementation of PLANET® Dose for dosimetric assessment after [^{177}Lu]Lu-DOTA-TATE: comparison with Dosimetry Toolkit® and OLINDA/EXM® V1.0. *EJNMMI Research*. 2021; 11 (1). <https://doi.org/10.1186/s13550-020-00737-8>.
56. Desy A, Bouvet GF, Lafreniere N, Zamanian A, Després P, Beauregard JM. Impact of the dead-time correction method on quantitative ^{177}Lu -SPECT (QSPECT) and dosimetry during radio-pharmaceutical therapy. *EJNMMI Physics*. 2022; 9 (1): 54. <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00484-w>.
57. Vergnaud L, Badel JN, Giraudet AL, Kryza D, Mognetti T, Baudier T, et al. Performance study of a 360° CZT camera for monitoring ^{177}Lu -PSMA treatment. *EJNMMI Physics*. 2023; 10 (1): 58. <https://doi.org/10.1186/s40658-023-00576-1>.
58. Woliner-van der Weg W, Deden LN, Meeuwis AP, Koenrades M, Peeters LH, Kuipers H, et al. A 3D-printed anatomical pancreas and kidney phantom for optimizing SPECT/CT reconstruction settings in beta cell imaging using ^{111}In -exendin. *EJNMMI Physics*. 2016; 3 (1): 29. <https://doi.org/10.1186/s40658-016-0165-0>.
59. Tran-Gia J, Schlögl S, Lassmann M. Design and Fabrication of Kidney Phantoms for Internal Radiation Dosimetry Using 3D Printing Technology. *Journal of Nuclear Medicine*. 2016; 57 (12): 1998-2005. <https://doi.org/10.2967/jnumed.116.178046>.
60. Price E, Robinson AP, Cullen DM, Tipping J, Calvert N, Hamilton D, et al. Improving molecular radiotherapy dosimetry using anthropomorphic calibration. *Physica Medica*. 2019; 58: 40-6. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.01.013>.
61. Tran-Gia J, Denis-Bacelar AM, Ferreira KM, Robinson AP, Calvert N, Fenwick AJ, et al. A multicentre and multi-national evaluation of the accuracy of quantitative Lu-177 SPECT/CT imaging performed within the MRTDosimetry project. *EJNMMI physics*. 2021; 8 (1): 55. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00397-0>.
62. Salvadori J, Allegrini O, Opsommer T, Carullo J, Sarrut D, Porot C, et al. Anatomy-based correction of kidney PVE on [Formula: see text] SPECT images. *EJNMMI physics*. 2024; 11 (1): 15. <https://doi.org/10.1186/s40658-024-00612-8>.
63. Jessen L, Curkic Kapidzic S, Gustafsson J, Larsson E, Ljungberg M, Sandström M, et al. A validation protocol for ^{177}Lu -SPECT image quantification as a basis for multi-centre kidney dosimetry. *Physics in Medicine and Biolo-*

- gy. 2025; 70 (11). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/add708>.
64. Matsutomo N, Nagaki A, Sasaki M. Validation of the CT iterative reconstruction technique for low-dose CT attenuation correction for improving the quality of PET images in an obesity-simulating body phantom and clinical study. *Nuclear Medicine Communications*. 2015; 36 (8): 839-47. <https://doi.org/10.1097/MNM.0000000000000326>.
65. Suda M, Onoguchi M, Tomiyama T, Ishihara K, Takahashi N, Sakurai M, et al. The reproducibility of time-of-flight PET and conventional PET for the quantification of myocardial blood flow and coronary flow reserve with ¹³N-ammonia. *Journal of Nuclear Cardiology*. 2016; 23 (3): 457-72. <https://doi.org/10.1007/s12350-015-0074-y>.
66. Tateishi U, Daisaki H, Tsuchiya J, Kojima Y, Takino K, Shimada N, et al. Image quality and quantification accuracy dependence on patient body mass in ⁸⁹Zr PET/CT imaging. *EJNMMI Physics*. 2021; 8 (1): 72. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00420-4>.
67. Peters SMB, van der Werf NR, Segbers M, van Velden FHP, Wierdsma R, Blokland KJAK, et al. Towards standardization of absolute SPECT/CT quantification: a multi-center and multi-vendor phantom study. *EJNMMI Physics*. 2019; 6 (1): 29. <https://doi.org/10.1186/s40658-019-0268-5>.
68. Fukai S, Daisaki H, Umeda T, Shimada N, Miyaji N, Ito R, et al. Impact of patient body habitus on image quality and quantitative value in bone SPECT/CT. *Annals of nuclear medicine*. 2022; 36: 586-95. <https://doi.org/10.1007/s12149-022-01746-4>.
69. Zorz A, D'Alessio A, Guida F, Richetta E, Cuppari L, Pellerito R, et al. Impact of patient's habitus on image quality and quantitative metrics in ¹⁸F-FDG PET/CT images. *Physica Medica*. 2023; 109: 102584. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102584>.
70. Santoro M, Della Gala G, Paolani G, Zagni F, Civollani S, Strolin S, et al. A novel figure of merit to investigate ⁶⁸Ga PET/CT image quality based on patient weight and lesion size using Q.Clear reconstruction algorithm: A phantom study. *Physica Medica*. 2023; 106: 102523. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.102523>.
71. Braune A, Hosch R, Kersting D, Mueller J, Hofheinz F, Herrmann K, et al. External phantom-based validation of a deep-learning network trained for upscaling of digital low count PET data. *EJNMMI Physics*. 2025; 12 (1): 38. <https://doi.org/10.1186/s40658-025-00745-4>.
72. Kastner D, Braune A, Brogsitter C, Freudenberg R, Kotzerke J, Michler E. Gamma camera imaging characteristics of ¹⁶⁶Ho and ^{99m}Tc used in Selective Internal Radiation Therapy. *EJNMMI physics*. 2024; 11 (1): 35. <https://doi.org/10.1186/s40658-024-00633-3>.
73. Chauvie S, Bergesio F, Fioroni F, Brambilla M, Biggi A, Versari A, et al. The (⁶⁸Ge) phantom-based FDG-PET site qualification program for clinical trials adopted by FIL (Italian Foundation on Lymphoma). *Physica Medica*. 2016; 32 (5): 651-6. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.04.004>.
74. Byrd DW, Sunderland JJ, Lee TC, Kinahan PE. Bias in PET Images of Solid Phantoms Due to CT-Based Attenuation Correction. *Tomography*. 2019; 5 (1): 154-60. <https://doi.org/10.18383/j.tom.2018.00043>.
75. Vallot D, De Ponti E, Morzenti S, Gramek A, Pieczonka A, Llompart GR, et al. Evaluation of PET quantitation accuracy among multiple discovery IQ PET/CT systems via NEMA image quality test. *EJNMMI physics*. 2020; 7 (1): 30. <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00294-y>.
76. Sipila O, Liukkonen J, Halme HL, Tolvanen T, Sohlberg A, Hakulinen M, et al. Variability in PET image quality and quantification measured with a permanently filled ⁶⁸Ge-phantom: a multi-center study. *EJNMMI Physics*. 2023; 10 (1): 38. <https://doi.org/10.1186/s40658-023-00551-w>.
77. Tran-Gia J, Denis-Bacelar AM, Ferreira KM, Robinson AP, Bobin C, Bonney LM, et al. On the use of solid ¹³³Ba sources as surrogate for liquid ¹³¹I in SPECT/CT calibration: a European multi-centre evaluation. *EJNMMI physics*. 2023; 10 (1): 73. <https://doi.org/10.1186/s40658-023-00582-3>.
78. Byrd D, Christopf R, Arabasz G, Catana C, Karp J, Lodge MA, et al. Measuring temporal stability of positron emission tomography standardized uptake value bias using long-lived sources in a multicenter network. *Journal of Medical Imaging (Bellingham)*. 2018; 5 (1): 011016. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.5.1.011016>.
79. MacDonald LR, Perkins AE, Tung CH. Longitudinal monitoring of reconstructed activity con-

- centration on a clinical time-of-flight PET/CT scanner. *Journal of Medical Imaging*. 2016; 4 (1): 011004. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.4.1.011004>.
80. Oliver JA, Budzevich M, Hunt D, Moros EG, Latifi K, Dilling TJF, et al. Sensitivity of Image Features to Noise in Conventional and Respiratory-Gated PET/CT Images of Lung Cancer: Uncorrelated Noise Effects. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 2016; 16 (5): 595-608. <https://doi.org/10.1177/1533034616661852>.
 81. Byrd DW, Doot RK, Allberg KC, MacDonald LR, McDougald WA, Elston BF, et al. Evaluation of Cross-Calibrated 68Ge/68Ga Phantoms for Assessing PET/CT Measurement Bias in Oncology Imaging for Single- and Multicenter Trials. *Tomography*. 2016; 2 (4): 353-60. <https://doi.org/10.18383/j.tom.2016.00205>.
 82. Miwa K, Wagatsuma K, Iimori T, Sawada K, Kamiya T, Sakurai M, et al. Multicenter study of quantitative PET system harmonization using NIST-traceable 68Ge/68Ga cross-calibration kit. *Physica Medica*. 2018; 52: 98-103. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.07.001>.
 83. Gear JI, Cummings C, Sullivan J, Cooper-Rayner N, Downs P, Murray I, et al. Radioactive 3D printing for the production of molecular imaging phantoms. *Physics in Medicine and Biology*. 2020; 65 (17): 175019. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aba40e>.
 84. Nalla SKK, Maronnier Q, Palchan-Hazan T, Kennedy JA, Caselles O. Enhancing PET/CT target assessment with porous 3D printed grids: a pilot study. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*. 2025. <https://doi.org/10.1007/s13246-025-01687-y>.
 85. Bailey DL, Willows KP, Mucoz-Ferrada C. A practical method for assessing quantitative scanner accuracy with long-lived radionuclides: The ARThet insert. *Asia Oceania Journal of Nuclear Medicine & Biology*. 2024; 12 (1): 27-34. <https://doi.org/10.22038/AOJNMB.2023.71860.1503>.
 86. Forgacs A, Pall Jonsson H, Dahlbom M, Daver F, DiFranco M, Opposits G, K, et al. A Study on the Basic Criteria for Selecting Heterogeneity Parameters of F18-FDG PET Images. *PLoS One*. 2016; 11 (10): e0164113. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0164113>.
 87. Kalisvaart GM, van Velden FHP, Hernández-Giryn I, Meijer KM, Ghesquiere-Dierickx LMH, Brink WM, et al. Design and evaluation of a modular multimodality imaging phantom to simulate heterogeneous uptake and enhancement patterns for radiomic quantification in hybrid imaging: A feasibility study. *Medical physics*. 2022; 49 (5): 3093-106. <https://doi.org/10.1002/mp.15537>.
 88. Keller H, Shek T, Driscoll B, Xu Y, Nghiem B, Nehmeh S, et al. Noise-Based Image Harmonization Significantly Increases Repeatability and Reproducibility of Radiomics Features in PET Images: A Phantom Study. *Tomography*. 2022; 8 (2): 1113-28. <https://doi.org/10.3390/tomography8020091>.
 89. Gemmell AJ, Brown CM, Ray S, Small A. Robustness of textural analysis features in quantitative 99mTc and 177Lu SPECT-CT phantom acquisitions. *EJNMMI physics*. 2025; 12 (1): 40. <https://doi.org/10.1186/s40658-025-00749-0>.
 90. Carles M, Fechter T, Marth-Bonmath L, Baltas D, Mix M. Experimental phantom evaluation to identify robust positron emission tomography (PET) radiomic features. *EJNMMI Physics*. 2021; 8 (1): 46. <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00390-7>.
 91. Zounek AJ, Joerg NM, Lindheimer F, Zatcepin A, Palumbo G, Oos R, et al. 3D printing of radioactive wall-less PET phantoms improves threshold-based target delineation and quantification. *EJNMMI Physics*. 2025; 12 (1): 53. <https://doi.org/10.1186/s40658-025-00768-x>.
 92. Salas-Ramirez M, Leube J, Lassmann M, Tran-Gia J. Effect of kilovoltage and quality reference mAs on CT-based attenuation correction in 177Lu SPECT/CT imaging: a phantom study. *EJNMMI physics*. 2024; 11 (1): 21. <https://doi.org/10.1186/s40658-024-00622-6>.
 93. Fedrigo R, Coope R, Rahmim A, Benard F, Uribe CF. Development of the quantitative PET prostate phantom (Q3P) for improved quality assurance of 18F-PSMA PET imaging in metastatic prostate cancer. *Medical Physics*. 2024; 51 (6): 4311-23. <https://doi.org/10.1002/mp.16977>.
 94. Cistaro A, Lopci E, Gastaldo L, Fania P, Brach Del Prever A, Fagioli F. The role of 18F-FDG PET/CT in the metabolic characterization of lung nodules in pediatric patients with bone sarcoma. *Pediatric Blood & Cancer*. 2012; 59 (7): 1206-10. <https://doi.org/10.1002/pbc.24242>.
 95. GE Healthcare. Discovery MI Gen2 NEMA NU 2-2018 Test Procedures, and Detector Perfor-

- mance Test. Direction 5860378-1EN Rev 3. GE Healthcare; 2022.
96. Jin Z, Zhang F, Wang Y, Tian A, Zhang J, Chen M, et al. Single-Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography Image-Based Radiomics for Discriminating Vertebral Bone Metastases From Benign Bone Lesions in Patients With Tumors. *Frontiers in Medicine*. 2022; 8: 792581. <https://doi.org/10.3389/fmed.2021.792581>.
97. Yoon H, Choi WH, Joo MW, Ha S, Chung YA. SPECT/CT Radiomics for Differentiating between Enchondroma and Grade I Chondrosarcoma. *Tomography*. 2023; 9 (5): 1868-75. <https://doi.org/10.3390/tomography9050148>.
98. Gillies RJ, Kinahan PE, Hricak H. Radiomics: Images Are More than Pictures, They Are Data. *Radiology*. 2016; 278 (2): 563-77. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015151169>.
99. Sgouros G, Bolch WE, Chiti A, Dewaraja YK, Emfietzoglou D, Hobbs RF, et al. ICRU REPORT 96, dosimetry-guided radiopharmaceutical therapy. *Journal of the ICRU*. 2021; 21 (1): 1-212. <https://doi.org/10.1177/14736691211060117>. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ad5c36>.
100. Berthon B, Marshall C, Edwards A, Evans M, Spezi E. Influence of cold walls on PET image quantification and volume segmentation: a phantom study. *Medical Physics*. 2013; 40 (8): 082505. <https://doi.org/10.1118/1.4813302>.
101. Hofheinz F, Dittrich S, Poetzsch C, Hoff J van den. Effects of cold sphere walls in PET phantom measurements on the volume reproducing threshold. *Physics in Medicine and Biology*. 2010; 55 (4): 1099-113. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/4/013>.
102. Sawant V, Jha AK, Rawat BS, Vishwakarma RS, Sahoo S, Selvam TP, et al. Development and validation of NEMA NU-2 equivalent sensitivity and scatter phantoms for PET performance characteristic evaluation. *Health and Technology*. 2025; 15 (2), 367-75. <https://doi.org/10.1007/s12553-024-00930-y>.
103. Salvador-Ribes C, Soler-Pons C, Sanchez-Garcia MJ, Fechter T, Olivas C, Torres-Espalardo I, et al. Open-source phantom with dedicated in-house software for image quality assurance in hybrid PET systems. *EJNMMI Physics*. 2025; 12 (1): 35. <https://doi.org/10.1186/s40658-025-00741-8>.
104. Qiu J, Hou K, Dyer BA, Chen J-C, Shi L, Sun Y, et al. Constructing Customized Multimodal Phantoms Through 3D Printing: A Preliminary Evaluation. *Frontiers in Physics*. 2021; 9: 605630. <https://doi.org/10.3389/fphy.2021.605630>.
105. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 2-2024: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETs). National Electrical Manufacturers Association; 2024.
106. National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standards Publication NU 1-2023: Performance Measurements of Gamma Cameras. National Electrical Manufacturers Association; 2023.
107. European Federation of Organisations for Medical Physics. EFOMP's Guideline: Quality Controls in PET/CT and PET/MR. European Federation of Organisations for Medical Physics; 2020.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Участие авторов. Киселев К.Д. – определение цели, разработка дизайна исследования, поиск и анализ литературы, обработка, анализ и интерпретация полученных результатов, написание текста; Трухин А.А. – научное руководство исследованием, разработка дизайна исследования, редактирование текста; Рыжов С.А. – определение цели, разработка дизайна исследования, интерпретация результатов, редактирование текста; Глотова И.В. – анализ литературы, редактирование текста; Ликарь Ю.Н. – обсуждение полученных результатов, редактирование текста.

Поступила: 28.08.2026. Принята к публикации: 09.09.2026.

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

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. Kiselev K.D. - definition of the objective, study design, literature search and analysis, processing, analysis and interpretation of results, manuscript writing; Trukhin A.A. - scientific supervision, study design, manuscript editing; Ryzhov S.A. - definition of the objective, study design, interpretation of results, manuscript editing; Glotova I.V. - literature analysis, manuscript editing; Likar Y.N. - discussion of results, manuscript editing.

Article received: 28.08.2026. Accepted for publication: 09.09.2026.