

DOI: <https://doi.org/10.17816/KMJ623971>

УДК 678.06

# Обзор материалов и технологических решений для создания фантомов, применяемых в компьютерной томографии

М.В. Черкасская, А.В. Петрайкин, О.В. Омелянская, Д.В. Леонов, Ю.А. Васильев

Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения г. Москвы, г. Москва, Россия

## РЕФЕРАТ

Использование компьютерной томографии во время диагностических обследований делает её источником дополнительной лучевой нагрузки на пациентов. В связи с этим становится актуальной разработка тест-объектов (фантомов), имитирующих рентгенологические свойства тканей, в том числе для предварительной оценки распределения ионизирующего излучения. Указанные тест-объекты играют важную роль в контроле качества и разработке новых методов медицинской визуализации в условиях невозможности тестовых сканирований пациентов. Хотя на рынке доступен ассортимент готовых решений, существует нехватка опытных образцов с определённым комплексом свойств для проверки научных и практических гипотез в решении конкретных клинических и технических задач. Поиск материалов для быстрого и недорогого производственного процесса, изучение их свойств могли бы дать представление об эффективности их использования для изготовления фантомов. Цель работы — поиск и анализ материалов для создания фантомов, применяемых в компьютерной томографии. В статье рассмотрены материалы для производства неантропоморфных и антропоморфных фантомов, в том числе напечатанных на 3D-принтере. Развитие трёхмерной печати способствовало переходу от простых тестовых объектов к высокоточным антропоморфным фантомам, изготовленным из материалов, имитирующих ткани, имеющих эквивалентные сигналы на компьютерных томограммах. Пластмассы, силиконы, поливинилхлорид, смолы, жидкости используют для визуализаций, идентичных мягким тканям; пластики, гипс, фотополимеры, гидроортофосфат калия, гидроксипатит кальция, плексиглас — твёрдым тканям. Коммерческие фантомы изготовлены из материалов с воспроизводимыми стабильными свойствами, однако эти же материалы необходимо повторно тестировать при создании тест-объектов, специфичных для конкретной клинической задачи.

**Ключевые слова:** медицинская визуализация; компьютерная томография; фантомы; тканеимитирующие материалы; 3D-печать.

## Как цитировать:

Черкасская М.В., Петрайкин А.В., Омелянская О.В., Леонов Д.В., Васильев Ю.А. Обзор материалов и технологических решений для создания фантомов, применяемых в компьютерной томографии. *Казанский медицинский журнал*. 2024. DOI: <https://doi.org/10.17816/KMJ623971>

DOI: <https://doi.org/10.17816/KMJ623971>

# Review of materials and technological solutions for creating phantoms used in computed tomography

Marina V. Cherkasskaya, Alexey V. Petryaikin, Olga V. Omelyanskaya, Denis V. Leonov, Yuri A. Vasilev

Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Department of Health, Moscow, Russia

## ABSTRACT

The use of computed tomography during diagnostic examinations makes it a source of additional radiation exposure to patients. In this regard, the development of test objects (phantoms) that simulate the X-ray properties of tissues, including for preliminary assessment of the ionizing radiation distribution, becomes relevant. These test objects play an important role in quality control and the development of new medical imaging methods in conditions where test scans of patients are not possible. Although a range of ready-made solutions is available on the market, there is a lack of prototypes with a certain set of properties to test scientific and practical hypotheses in solving specific clinical and technical problems. Finding materials for a fast and inexpensive production process and studying their properties could provide insight into the effectiveness of their use in making phantoms. The purpose of the work is to search and analyze materials for creating phantoms used in computed tomography. The article discusses materials for the production of non-anthropomorphic and anthropomorphic phantoms, including those printed on a 3D printer. The development of three-dimensional printing has facilitated the transition from simple test objects to high-precision anthropomorphic phantoms made from tissue-mimicking materials that have equivalent signals on computer tomograms. Plastics, silicones, polyvinyl chloride, resins, liquids are used for visualizations identical to soft tissues; plastics, gypsum, photopolymers, potassium hydrogen orthophosphate, calcium hydroxyapatite, plexiglass — for hard tissues. Commercial phantoms are made from materials with reproducible, stable properties, but these same materials must be retested to create test objects specific to a particular clinical task.

**Keywords:** medical imaging; computed tomography; phantoms; tissue-mimicking materials; 3D printing.

## To cite this article:

Cherkasskaya MV, Petryaikin AV, Omelyanskaya OV, Leonov DV, Vasilev YuA. Review of materials and technological solutions for creating phantoms used in computed tomography. *Kazan Medical Journal*. 2024. DOI: <https://doi.org/10.17816/KMJ623971>

Received: 30.11.2023

Accepted: 16.01.2024

Published: XX.XX.2024

## ВВЕДЕНИЕ

Медицинская визуализация с помощью компьютерной томографии (КТ) — один из передовых неинвазивных методов, широко применяемых в диагностике для детального изучения и оценки внутренних органов. КТ — комплексное обследование, заключающееся в послойном исследовании тканей при помощи рентгеновского излучения [1].

Для обеспечения точных и высококачественных изображений, оптимизации протоколов сканирования и апробации новых технологий в современной практике используют специальные тест-объекты — фантомы, которые имитируют геометрические формы и определённые свойства биологических тканей, особенно при разработке и тестировании медицинских приборов [2].

Особое место при проектировании тест-объектов для рентгеновской визуализации занимают поиск и подбор исходных материалов [3]. Их выбор определяется конечной целью использования. Для контроля качества изображений и калибровки оборудования заменители ткани должны обеспечивать аналогичную реакцию на облучение при определённых энергиях и максимально точно воспроизводить биологическую ткань. Для имитации конкретной области при КТ необходимо достичь однородности с точки зрения рентгеновской плотности, которая определяется единицами Хаунсфилда (HU) [4]. Для этого необходимо изготовить фантомы из эквивалентных тканям по физическим свойствам материалов в диапазоне от –900 до 1000 HU. Также должна быть возможность формирования из выбранных материалов анатомических форм внутренних органов или внешних оболочек тела человека. Уровень соответствия между заменителем и реальной биологической тканью зависит от назначения фантома и метода визуализации [5].

Эквивалентные тканям фантомы играют важную роль в разработке и тестировании новых методов визуализации для обеспечения качества и стандартизации, а также в проверке распределения доз при лучевой терапии [3]. Разнообразие задач клинической дозиметрии обуславливает применение различных тест-объектов, различающихся по составу и строению. Перечень коммерчески доступных фантомов для КТ ограничен, они имеют высокую стоимость и не всегда поддаются настройке под конкретные задачи, поэтому возникает необходимость в проектировании и разработке новых фантомов, в том числе по индивидуальному заказу для определённого пациента. В связи с этим важна систематизация информации о материалах, которые используют в настоящее время для имитации тех или иных свойств.

**Цель работы** — поиск и анализ материалов для создания фантомов, применяемых в компьютерной томографии.

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Обзор был выполнен на основе публикаций из научной базы данных PubMed. Использовали следующие ключевые

словосочетания: тканеимитирующие материалы, компьютерная томография, тканеэквивалентный фантом, фантом для КТ. Включены работы за последние 10 лет. По указанному запросу в базе содержится 520 публикаций. Критериями исключения были работы, описывающие математические и цифровые фантомы, так как они могут быть разработаны без затрат на производство, фантомы животных не рассматривали. В обзор включена информация только о материалах фантомов, применяемых исключительно в КТ, мультимодальную визуализацию не учитывали. Оставшиеся названия и аннотации были проверены вручную. Большая часть работ была посвящена КТ и лучевой терапии.

После первичного отбора осталось 38 публикаций, материалы из которых вошли в настоящее исследование. Особое внимание уделяли фантомам из недорогих полимеров, полученным с помощью 3D-печати или заливкой в заранее заготовленную форму. Если в статьях упоминались коммерчески доступные фантомы без подробного описания, дополнительную информацию о них черпали из документации производителя.

Фантомы для медицинской визуализации делятся на группы в соответствии с их назначением. Существуют фантомы для контроля качества изображения, калибровки оборудования, контроля дозовых распределений, в том числе для лучевой терапии. Для одних задач будет достаточно использовать простые тестовые объекты, такие как геометрические фантомы, для других необходимы полуантропоморфные и антропоморфные фантомы, максимально точно воспроизводящие эквивалентные сигналы изображения и контрасты тканей. По этой причине в данной статье будут отдельно рассмотрены антропоморфные и неантропоморфные фантомы и материалы, необходимые для их изготовления.

## НЕАНТРОПОМОРФНЫЕ ФАНТОМЫ

Неантропоморфные фантомы для КТ обычно изготавливают путём литья и формования из однородных материалов, например пластика или смолы. Такие фантомы предназначены в основном для периодического и текущего контроля характеристик компьютерных томографов и выполнены из эквивалентных тканям материалов со вставками из веществ, имеющих различные известные величины физической плотности и значения индексов HU. Можно использовать модули для имитации мягких тканей, костных структур, а также области с патологическими изменениями в виде сфер или иных форм для представления всего диапазона клинических случаев опухоли.

Особое место занимают фантомы, позволяющие определить качество получаемого изображения: равномерность/неравномерность и контраст фонового сигнала, чёткость получаемого изображения, разрешающую способность прибора. Наличие нескольких вставок из разных групп тканей (лёгкие, жировая, костная, мягкие

ткани) повышает качество калибровки [6]. Часть фантомов перед сканированием необходимо наполнить дистиллированной водой, другие изготовлены из специальных твёрдых материалов, которые хорошо имитируют характеристики поглощения.

Наибольшее распространение получили неантропоморфные фантомы в форме цилиндра, для их реализации используют экструзионные трубы из акрила с небольшим отклонением толщины стенки вдоль всей длины. Следует отметить, что акрил сильно подвержен деформации при высокотемпературной обработке и достаточно хрупок.

Внутренние составляющие фантомов выполняют из таких материалов, как полиэтилен (от -90 до -95 HU), полистирол (от -20 до -25 HU), нейлон (от 90 до 95 HU), акрил (от 100 до 120 HU), поликарбонат (от 100 до 120 HU) из полимерных листов методом фрезерования или лазерной резки. Инженерным решением большинства производителей коммерчески доступных неантропоморфных фантомов стал модульный дизайн, когда к основным блокам можно добавить расширенные, которые устанавливают для специализированных измерений при необходимости.

Для имитации тела (головы) пациента при определении томографического индекса дозы был разработан фантом CTDI 320/160/100, выполненный полностью из полиметилметакрилата. Три части имитируют тело взрослого, голову взрослого (одновременно служит и детским телесным фантомом) и голову ребёнка. Каждый элемент имеет сквозные отверстия для дозиметрических датчиков.

Контроль основных характеристик качества изображений рентгеновских компьютерных томографов можно проводить с помощью ROUTINE QC CT PHANTOM. Этот фантом выполнен из «Твёрдой воды»<sup>®</sup>, имеющей КТ-индекс, близкий к единице. Он снабжён вставками из резины и акрила, а также имеет круглое полое отверстие [7].

Водонаполняемый комбинированный фантом AAPM CT для периодического и текущего контроля характеристик компьютерных томографов выполнен из нескольких модулей со вставками различной плотности — акрила, полиэтилена, полистирола, нейлона, поликарбоната, алюминия, костного эквивалента, полиметилметакрилата, эпоксидной смолы, пластикового эквивалента воды [8].

Недостатки большинства неантропоморфных фантомов — крупные габаритные размеры и большой вес. Преимуществом обладают конструкции, в которых отсутствует необходимость использования воды. Проведение дозиметрических измерений с использованием водных фантомов занимает большее количество времени и требует обязательной защиты дозиметров от влаги.

## АНТРОПОМОРФНЫЕ ФАНТОМЫ

Антропоморфные фантомы изготавливают преимущественно из композитных материалов, обеспечивающих поглощение и рассеяние рентгеновского излучения так, как это происходит в конкретных биологических тканях [3].

Размеры и конфигурация таких фантомов максимально приближены к форме человека для получения реалистичного пространственного представления о получаемом изображении.

С развитием технологии трёхмерной печати растёт интерес к этому методу с точки зрения потенциального использования для создания антропоморфных фантомов сложных геометрических форм. 3D-печать позволяет проектировать и изготавливать тест-объекты по более низкой цене по сравнению с коммерческими фантомами для КТ [9]. Учитывая прогресс и темпы роста в области 3D-печати, ежегодное увеличение ассортимента материалов, а также разнообразие моделей принтеров, данная технология существенно расширяет спектр возможностей для создания медицинских фантомов.

Одной из наиболее распространённых технологий служит печать методом наплавленного осаждения (FDM-печать — от англ. Fused Deposition Modeling). Это аддитивное производство, которое реализуется благодаря экструзии материалов. Объект формируется путём нанесения расплавленного материала по заранее установленному алгоритму слой за слоем. Специфика процесса заключается в возможности легко модифицировать принтеры, комбинировать и дополнять печать из различных пластиковых материалов с жидкими заменителями мягких тканей [10]. При этом можно регулировать рентгеновскую плотность изделия с помощью таких параметров, как процент заполнения, рисунок заполнения, температура печати и скорость экструзии материала [11, 12].

### Мягкие ткани

Геометрически точные модели органов могут быть созданы на основе изображений, полученных с помощью КТ, с использованием недорогих полимерных материалов, таких как акрилонитрилбутадиенстирол (ABS — от англ. Acrylonitrile Butadiene Styrene), полимолочная кислота (PLA — от англ. PolyLactic Acid), полиуретан, эпоксидные смолы [2, 7].

Согласно литературным данным, для имитирования мягких тканей чаще всего используют PLA [13]. Пространственное варьирование плотности заполнения напечатанного пластика в разных анатомических областях позволяет достичь реалистичных рентгенографических свойств.

В работе [14] PLA применяли для изготовления большого по объёму фантома для лучевой терапии со 100% заполнением, но с открытыми воздушными полостями. DICOM-данные пациента были преобразованы в 3D-модель, которую разделили на 11 сагиттальных срезов толщиной 2,5 см. Каждый срез был напечатан на 3D-принтере, после завершения печати все срезы объединили для визуализации и верификации. Это сократило длительность печати и относительную стоимость всего фантома. Кроме того, решилась проблема деформации печатного объекта при печати последовательными слоями. Различные слои охлаждаются и сжимаются с разной скоростью, при этом печатаемый объект закручивается вверх при соприкосновении

**Таблица 1.** Показатели рентгеновской плотности для фантома, напечатанного из полимолочной кислоты [14]

**Table 1.** X-ray density readings for a phantom printed from polylactic acid [14]

Локализация	Единицы Хаунсфилда (HU)
Сердце	133±77
Рука	133±90
Левое лёгкое	-989±8
Правое лёгкое	-993±7
Позвоночник	132±65

с печатным ложем, что особенно проявляется при печати большой анатомической области со сплошным (100%) заполнением. Варьирование настроек печати позволило минимизировать деформации.

Средние показатели рентгеновской плотности напечатанного фантома размером 35×2×32 см приведены в табл. 1.

В работе [15] PLA-нить использовали для печати секции антропоморфного фантома головы. Авторы [16] применили PLA для печати трансаксиальных пластин верхней части головы, включающей весь головной мозг. Высота слоя печати составила 4 мм, разница в рентгеновской плотности обеспечивалась за счёт регулирования коэффициента заполнения.

Характеристики затухания PLA показали соответствие с тканью щитовидной железы и составили 132,4±35,2 HU при 120 кВ [17].

Авторы [3] использовали ABS для имитации ткани мозга, лёгких, жира, мышц и щитовидной железы. В работе [18] в гранулы ABS вводили сульфат бария, получали из них нити и применяли для печати сложной анатомии сосудов малого таза для оценки рентгеноконтрастности в зависимости от количества сульфата бария. Микро-КТ-изображения продемонстрировали равномерное распределение рентгеноконтрастного вещества внутри фантома, с минимальными воздушными карманами или другими дефектами FDM-печати. Зарегистрирована линейная зависимость между добавленным сульфатом бария (0–10% по массе) и рентгеноконтрастностью (от -31 до 1454 HU).

Авторы [9] использовали ABS-нить для печати вкладышей ткани сердца для имитации структуры коронарных артерий, восходящей части аорты, анатомии желудочка и внешнего контура сердца. В работе [19] внешний корпус торса был напечатан из ABS с плотностью заполнения 30%. В исследовании [20] антропоморфный фантом головы моделировали с помощью печати из ABSplus (Stratasys, Иден-Прери, Миннесота, США). Для измерения рентгеновской плотности были выбраны 10 точек в центральном, верхнем и нижнем положениях. Среднее значение в центре фантома составило -340 HU при стандартном отклонении 11,6, в то время как среднее значение и стандартное отклонение в верхней части составили -338 HU и 14,6 соответственно. Среднее значение и стандартное отклонение в нижней части составили -339 HU и 9,9 соответственно.

В работе [21] для создания внешнего корпуса человеческого торса использовали отверждаемый ультрафиолетовым излучением акриловый пластик UVAP.

С помощью фотополимерного пластика VisiJet EX200 (3D Systems, Rock Hill, Южная Каролина) была отпечатана модель сосудов лёгких со значением 120 HU при напряжении трубки 120 кВ [22].

В работе [23] фотополимеры VeroWhite Plus FullCure 835 и TangoBlack Plus FullCure 980 Shore 27a применили для печати брюшной полости, VeroClear FullCure 810 был использован для имитации поражённых тканей внутренних органов. Почки, печень и селезёнку создали из фотополимера VeroClear FullCure 810 авторы [24]. В работе [25] фотополимер Tango Plus имитировал мягкие ткани грудной клетки со значением 83 HU.

Полиметилметакрилат широко используют для имитации мягких тканей [26–28]. В работе [29] тестировали однородные материалы на основе пластика, нейлона и эпоксидной смолы, которые можно использовать для имитации мягких тканей, их показатели составили от -29 до 65, от 82 до 161 и от 63 до 72 HU соответственно. Было продемонстрировано, что материалы на основе желатина напоминают жировые ткани с показателями от -164 до -175 HU, а гомогенные силиконовые материалы — мягкие ткани с повышенным контрастом (185–319 HU).

## Костные структуры

При имитации костей необходимо учитывать весь диапазон плотностей, так как химический состав и структура костных тканей у мягких губчатых и твёрдых кортикальных различаются содержанием минеральных веществ [30].

Для имитации кости (рёбра, ключицы, лопатки, грудные позвонки) применяли композит из PLA (Ultimaker, Dynamism Inc., Чикаго, Иллинойс) и порошка железа (ProtoPlant Inc., Ванкувер, Вашингтон) [13]. Рентгенографическую плотность контролировали путём изменения настройки плотности заполнения в диапазоне от 30 до 100%.

В работе [3] в качестве заменителя губчатой костной ткани также использовали PLA и продемонстрировали её применимость.

Авторы [31] использовали гипс для печати кости и резиноподобный материал для спинного мозга и нервных корешков. В созданной модели костные структуры имели более высокую рентгеновскую плотность (513–1190 HU) по сравнению со значениями фактических тканей из-за высокого содержания кальция в гипсе.

Акриловый полимер плотностью 1,29–1,39 г/см<sup>3</sup> с добавлением TangoPlus и VeroWhite (Stratasys, Миннесота, США) применяли в нескольких техниках печати костей позвоночника [32].

ABS использовали для печати грудной стенки в работе [33]. Компьютерное изображение напечатанного материала было сопоставимо с биологической тканью человека и имело показатели 210±90 HU.



Фотополимер Veroclear применяли для печати моделей кости, её внутреннюю часть обрабатывали смесью вазелина и дикалийфосфата  $K_2HPO_4$ , что привело к появлению неоднородных участков низкого и высокого ослабления на КТ-изображении [34]. Фотополимер Vero White [25] показал значение 136 HU при печати для имитации костей грудного отдела.

В [35] из композитного материала VeroCyan (Stratasys), объединяющего несколько фотополимеров, были напечатаны формы для матки и мочевого пузыря, которые были заполнены полиуретаном (Medipur; TANAC Co., Гифу, Япония) и силиконом (Toughsilon Gel; TANAC Co.) соответственно. Значение рентгеновской плотности напечатанной матки составило –35 HU, а стенки напечатанного мочевого пузыря — 90 HU.

## Лёгкие

Материал, эквивалентный лёгкому, должен иметь низкую плотность (от –800 до –600 HU) и имитировать изменчивость рентгеновской плотности из-за узелков, воздуха и альвеол. Авторы [25] тестировали различные возможные материалы, потенциально соответствующие указанным требованиям, и пришли к выводу, что сухие опилки, помещённые в пластиковые пакеты, больше всего напоминают лёгкие пациента при КТ. Авторы [33] использовали композицию из силикагеля и отвердителя в соотношении 1:1 для создания лёгочной ткани. КТ-показатели материала, полученного из данного состава, соответствовали биологическим тканям человека.

В работе [29] для имитации лёгочной ткани была разработана смесь из 91,7% вазелина и 8,3% пенополистирола со значением –685 HU. В [36] дыхательные пути были получены с использованием печати из резиноподобного материала TangoPlus. Лёгкое формировали заливкой жидкой пены из пенополиуретана FlexFoam-IT V в контур с прикрепленными к нему дыхательными путями. Для имитации плотности лёгкого в ткань вводили йодсодержащие контрастные вещества. Фантом имел среднюю плотность –813 HU, что сопоставимо с плотностью лёгких человека.

## МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ АЛЬТЕРНАТИВНЫХ СПОСОБОВ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ФАНТОМОВ

Хотелось бы отметить, что не все материалы, пригодные для имитации тканей, могут быть переработаны с помощью 3D-печати. Так, в работах [26, 27, 37] алюминий использовали в качестве эквивалента костной ткани. В работе [38] кортикальную кость изготовили из гипсовых повязок, состоящих из  $CaSO_4$ . Костный мозг воспроизводили с помощью смеси вазелина (75 мас.%) (Carl Roth GmbH + Co. KG, Карлсруэ, Германия) и гидрофосфата дикалия ( $K_2HPO_4$ ; 25 мас.%). В Университете Флориды был разработан эквивалент костной ткани на основе гомогенной

смеси стекловолоконной смолы Bondo, 3M (51% по массе), 25,5% диоксида кремния и 23,5% карбоната кальция [39]. Авторы [40] представили модели позвонков, выполненных из сверхвысокомолекулярного полиэтилена и заполненных раствором гидроортофосфата калия  $K_2HPO_4$ .

Известен способ создания позвонков на основе гидроксипатита кальция  $Ca_5(PO_4)_3OH$  [41, 42] и его смеси с эпоксидной резиной, 3,98%  $CaCO_3$ , 3,50% фенольных микросфер, 15% полиэтилена [43]. В работе [44] позвонки конструировали путём формования из белого цемента и целлюлозной массы. В [5] гипс Paris (POP) использовали для имитации костных структур, в частности кортикальной кости 5-летнего ребёнка.

Авторы [45] применяли пластины и съёмные блоки из плексигласа (Imperial Chemical Industries, Лондон, Великобритания) для имитации плотности тканей и костей человеческой головы. Вставка из пробкового дерева имитировала трахею, из бальзы — ротовую полость. Полученный полуанатомический фантом используют для верификации интенсивно-модулированной лучевой терапии (IMRT) для головы и шеи.

Полиуретановый компаунд VytaFlex 40, Smooth-On в сочетании с наполнителем UREFIL 7, Smooth-On применяли для воспроизведения характеристик ослабления мягких тканей. Состав в сочетании с микрошариками полистирола использовали для имитации молочной железы и подкожной жировой клетчатки. Для достижения целевой плотности возможна модификация рецептуры путём регулирования количества введённого наполнителя [39].

В работе [44] органы брюшной полости (печень, почки, селезёнка) были отлиты из деформируемых гелей, изготовленных из смесей поливинилхлорида и пластификатора диоктилтерефталата. Полученные значения рентгеновской плотности гелей варьировали от 45 до 69 HU, что покрывает диапазон большей части мягких тканей и органов брюшной полости. В работах [46, 47] поливинилхлорид использовали для создания фантома молочной железы. Среднее значение полученного фантома составило 36,2 HU, что близко к значению железистой ткани молочной железы (40 HU).

Если необходимо проведение динамических экспериментов, жидкие заменители мягких тканей могли бы обеспечивать гибкость формы и состава, а в случае необходимости возможность введения контрастного вещества. В работе [10] оценивали смеси воды, глицерина, бутанола, метанола, хлорида натрия и нитрата калия для имитации жировой ткани человека, крови, мозга, почек, печени, мышц, поджелудочной железы и кожи. Показан простой метод получения растворов из легкодоступных химических соединений для имитации мягких биологических тканей с точки зрения плотности и коэффициента ослабления рентгеновского излучения.

Развитие и совершенствование анализа изображений, используемых в медицинской практике, требуют создания всё более сложных детализированных фантомов,

обеспечивающих рассеяние и поглощение рентгеновского и  $\gamma$ -излучения так, как это происходит в реальных органах и тканях человека. Состав заменителя ткани выбирают на основе структуры биоматериала и характеристик поля излучения.

Лёгочная и жировая ткани имеют отрицательные показатели (от  $-900$  до  $-300$  и от  $-120$  до  $-90$  HU соответственно) из-за низкой плотности и малого коэффициента ослабления. Большинство структур тела характеризуется положительными значениями ( $5-150$  HU) из-за более высокой физической плотности мягких тканей, из которых они состоят. Кости обладают высоким коэффициентом ослабления и значениями рентгеновской плотности до  $1000$  HU ввиду большей плотности и повышенного содержания кальция, атомный номер которого выше, чем у большинства остальных элементов тканей тела [48, 49].

Материалы, используемые в фантомах, должны максимально точно имитировать свойства тканей, которые они заменяют [50, 51]. Для обоснования выбора материала необходимо сравнивать значения рентгеновской плотности изготовленного объекта с показателями воспроизводимой структуры [46]. Существует множество доступных материалов для печати, которые уже широко применяют для создания антропоморфных фантомов. Это PLA, ABS, термопластичные эластомеры, нейлон. Вместе с тем происходят постоянные расширения и поиск новых классов соединений и их комбинирование для получения большей реалистичности.

Для имитации мягких тканей используют такие материалы, как пластмассы, силиконы, поливинилхлорид, смолы, жидкости. Твёрдые ткани имитируют с помощью пластиков, гипса, фотополимеров, гидроортофосфата калия, гидроксипатита кальция, плексигласа.

Преимущество коммерческих фантомов заключается в том, что они изготовлены из материалов с воспроизводимыми стабильными свойствами. Однако эти же материалы необходимо тестировать при разработке актуальных методов производства и создании фантомов, специфичных для конкретной клинической задачи. Учитывая различия в составе тканей у разных людей, идеального материала для имитации ткани не существует. Тем не менее, изменение составов и подбор концентрации уже известных компонентов открывают новые перспективы для приближения к необходимым характеристикам.

Развитие 3D-печати способствовало переходу от простых тестовых объектов к высокоточным антропоморфным фантомам, изготовленным из имитирующих тканей материалов, имеющих эквивалентные сигналы на КТ-изображениях. 3D-печать служит наиболее перспективным методом для создания высокореалистичных фантомов — с точки зрения как физических характеристик (рентгеновская плотность, HU), так и анатомической точности в плане большинства биологических тканей человека.

Способы трёхмерной печати совершенствуются, сокращается время печати, разрабатываются новые материалы,

а также смесевые композиции с различной концентрацией исходных компонентов. Помимо коммерческих фантомов, есть тенденция к созданию фантомов под конкретные клинические задачи для определённого пациента. При этом каждый материал обладает свойствами, которые зависят от области его применения.

Некоторые материалы имитируют ткань здорового человека, в то время как другие нацелены на воссоздание патологии. Особенно полезным это может быть при комплексном контроле качества новых методов лучевой терапии и планировании операций. Имитирующие ткани материалы, переработанные с помощью 3D-печати, позволяют создавать фантомы по более низкой цене по сравнению с коммерчески доступными фантомами. Во многих фантомах, полученных с использованием технологии 3D-печати, создаётся только внешний анатомический контур, который впоследствии заполняется составом, воспроизводящим необходимые характеристики. Расширение ассортимента таких композиций, поиск их оптимального состава — приоритетная задача для улучшения качества фантомов.

Растущее количество диагностического визуализирующего оборудования и внедрение высокотехнологичных продуктов стимулируют развитие рынка медицинских фантомов. В условиях повсеместного использования и увеличения доли проводимых КТ-исследований становится актуальным процесс контроля качества получаемых изображений и оптимизации протоколов исследований [51]. Фантомы будут занимать важное место в решении этой задачи.

Дальнейшее развитие и совершенствование процессов создания фантомов может быть связано с созданием персонализированных тест-объектов для отработки определённых клинических задач, с проектированием моделей для мультимодальной визуализации, а также с разработкой компактных фантомов высокой точности для ежедневного контроля качества.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выполнены поиск и анализ материалов для создания фантомов, применяемых в КТ. Представлена информация о материалах, обладающих коэффициентом поглощения рентгеновского излучения, близким по значению к коэффициенту поглощения в органах и тканях человека. Проведён сбор сведений о технологиях изготовления различных типов фантомов, предназначенных для компьютерной томографии, что отражает состояние разработок в данной научной области.

Полученные данные будут полезны для подбора материалов с целью создания фантомов, которые можно использовать для калибровки оборудования, обучения рентген-лаборантов, тестирования систем искусственного интеллекта, оптимизации и контроля качества службы лучевой диагностики.

## ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Вклад авторов.** О.В.О. — концепция и дизайн работы; А.В.П. — научное консультирование, концептуализация обзора; М.В.С. — сбор и анализ данных, написание текста рукописи; Д.В.Л. — научное консультирование; Ю.А.В. — утверждение окончательного варианта рукописи.

**Источник финансирования.** Статья подготовлена авторским коллективом в рамках НИР «Научное обоснование разработки и применения тканезквивалентных материалов для создания тест-объектов в области лучевой диагностики» (ЕГИСУ: №123092000013-3) в соответствии с приказом Департамента здравоохранения г. Москвы от 21.12.2022 №1196 «Об утверждении государственных заданий...».

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов по представленной статье.

## ADDITIONAL INFORMATION

**Author contributions.** O.V.O. — concept and design of the work; A.V.P. — scientific consulting, review conceptualization; M.V.Ch. — collection and analysis of data, writing the manuscript; D.V.L. — scientific consulting; Yu.A.V. — approval of the final version of the manuscript.

**Funding.** The article was prepared by a team of authors within the framework of the research project “Scientific justification for the development and use of tissue-equivalent materials for the creation of test objects in the field of radiation diagnostics” (USIAS: No. 123092000013-3) in accordance with the order of the Moscow Department of Health dated December 21, 2022 No. 1196 “On approval of government assignments...”.

**Conflict of interest.** The authors declare that there is no conflict of interest in the presented article.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Laal M. Innovation process in medical imaging. *Procedia Soc Behav Sci.* 2013;81:60–64. DOI: 10.1016/j.sbspro.2013.06.388.
2. Valchanov PS. 3D Printing in medicine — principles, applications and challenges. *Scr Sci Vox Studentium.* 2017;1(1):18–22. DOI: 10.14748/ssvs.v1i1.4109.
3. Ahmadi M, Anarestani M, Tabrizi S, Azma Z. Manufacturing and evaluation of a multi-purpose Iranian head and neck anthropomorphic phantom called MIHAN. *Med Biol Eng Comput.* 2021;59:1611–1620. DOI: 10.1007/s11517-021-02394-y.
4. Kalender WA. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications.* 3rd revised edition. Erlangen: Publicis Publishing; 2011. 372 p.
5. Mohammed AA, Hogg P, Johansen S, England A. Construction and validation of a low cost paediatric pelvis phantom. *Eur J Radiol.* 2018;108:84–91. DOI: 10.1016/j.ejrad.2018.09.015.
6. Peters N, Taasti V, Ackermann B, Bolsi A, Dahlgren C, Ellerbrock M, Fracchiolla F, Gomà C, Góra J, Lopes P, Rinaldi I, Salvo K, Tarp I, Vai A, Bortfeld T, Lomax A, Richter C, Wohlfahrt P. Consensus guide on CT-based prediction of stopping-power ratio using a Hounsfield look-up table for proton therapy. *Radiother Oncol.* 2023;184:109675. DOI: 10.1016/j.radonc.2023.109675.
7. Skrzyński W, Zielińska-Dabrowska S, Wachowicz M, Slusarczyk-Kacprzyk W, Kukotowicz P, Bulski W. Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning. *Strahlentherapie und Onkol.* 2010;186(6):327–333. DOI: 10.1007/s00066-010-2086-5.
8. Setiawati E, Anam C, Widyasari W, Dougherty G. The quantitative effect of noise and object diameter on low-contrast detectability of AAPM CT performance phantom images. *Atom Indones.* 2023;49(1):61–66. DOI: 10.55981/aij.2023.1228.
9. Abdullah K, McEntee M, Reed W, Kench P. Development of an organ-specific insert phantom generated using a 3D printer for investigations of cardiac computed tomography protocols. *J Med Radiat Sci.* 2018;65(3):175–183. DOI: 10.1002/jmrs.279.
10. FitzGerald P, Colborn R, Edic P, Lambert J, Bonitatibus P Jr, Yeh B. Liquid tissue surrogates for X-ray and CT phantom studies. *Med Phys.* 2017;44(12):6251–6260. DOI: 10.1002/mp.12617.
11. Okkalidis N. A novel 3D printing method for accurate anatomy replication in patient-specific phantoms. *Med Phys.* 2018;45(10):4600–4606. DOI: 10.1002/mp.13154.
12. Tino R, Yeo A, Leary M, Brandt M, Kron T. A systematic review on 3D-Printed imaging and dosimetry phantoms in radiation therapy. *Technol Cancer Res Treat.* 2019;18(1):1–14. DOI: 10.1177/1533033819870208.
13. Mille M, Griffin K, Maass-Moreno R, Lee C. Fabrication of a pediatric torso phantom with multiple tissues represented using a dual nozzle thermoplastic 3D printer. *J Appl Clin Med Ph.* 2020;21(11):226–236. DOI: 10.1002/acm2.13064.
14. Craft DF, Howell RM. Preparation and fabrication of a full-scale, sagittal-sliced, 3D-printed, patient-specific radiotherapy phantom. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(5):285–292. DOI: 10.1002/acm2.12162.
15. Kamomae T, Shimizu H, Nakaya T, Okudaira K, Aoyama T, Oguchi H, Komori M, Kawamura M, Ohtakara K, Monzen H, Itoh Y, Nagana-wa S. Three-dimensional printer-generated patient-specific phantom for artificial *in vivo* dosimetry in radiotherapy quality assurance. *Phys Medica.* 2017;44:205–211. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.10.005.
16. Negus I, Holmes R, Jordan K, Nash D, Thorne G, Saunders M. Technical note: Development of a 3D printed subresolution sandwich phantom for validation of brain SPECT analysis. *Med Phys.* 2016;43(9):5020. DOI: 10.1118/1.4960003.
17. Alssabbagh M, Tajuddin A, Manap M, Zainon R. Evaluation of 3D printing materials for fabrication of a novel multi-functional 3D thyroid phantom for medical dosimetry and image quality. *Radiat Phys Chem.* 2017;135:106–112. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2017.02.009.
18. Hamedani B, Melvin A, Vaheesan K, Gadani S, Pereira K, Hall A. Three-dimensional printing CT-derived objects with controllable radiopacity. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(2):317–328. DOI: 10.1002/acm2.12278.
19. Pallotta S, Calusi S, Foggi L, Lisci R, Masi L, Marrazzo L, Talamonti C, Livi L, Simontacchi G. ADAM: A breathing phantom for lung SBRT quality assurance. *Phys Medica.* 2018;49:147–155. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.07.004.
20. Yea J, Park J, Kim S, Kim D, Kim J, Seo C, Jeong W, Jeong M, Oh S. Feasibility of a 3D-printed anthropomorphic patient-specific head phantom for patient-specific quality assurance of intensity-modulated radiotherapy. *PLoS One.* 2017;12(7):e0181560. DOI: 10.1371/journal.pone.0181560.
21. Oh D, Hong C, Ju S, Kim M, Koo B, Choi S, Park H, Choi D, Pyo H. Development of patient-specific phantoms for verification of stereo-



- tactic body radiation therapy planning in patients with metallic screw fixation. *Sci Rep*. 2017;7(1):40922. DOI: 10.1038/srep40922.
22. Joemai RMS, Geleijns J. Assessment of structural similarity in CT using filtered backprojection and iterative reconstruction: A phantom study with 3D printed lung vessels. *Br J Radiol*. 2017;90(1079):20160519. DOI: 10.1259/bjr.20160519.
23. Gear J, Cummings C, Craig A, Divoli A, Long C, Tapner M, Flux G. Abdo-Man: A 3D-printed anthropomorphic phantom for validating quantitative SIRT. *EJNMMI Phys*. 2016;3(1):17. DOI: 10.1186/s40658-016-0151-6.
24. Gear J, Long C, Rushforth D, Chittenden S, Cummings C, Flux G. Development of patient-specific molecular imaging phantoms using a 3D printer. *Med Phys*. 2014;41(8):082502. DOI: 10.1118/1.4887854.
25. Mayer R, Liacouras P, Thomas A, Kang M, Lin L, Simone C 2nd. 3D printer generated thorax phantom with mobile tumor for radiation dosimetry. *Rev Sci Instrum*. 2015;86(7):074301. DOI: 10.1063/1.4923294.
26. Alqahtani M, Lees J, Bugby S, Samara-Ratna P, Ng A, Perkins A. Design and implementation of a prototype head and neck phantom for the performance evaluation of gamma imaging systems. *EJNMMI Phys*. 2017; 4(1):19. DOI: 10.1186/s40658-017-0186-3.
27. Naderi S, Sina S, Karimipoorfard M, Lotfalizadeh F, Entezarmahdi M, Moradi H, Faghihi R. Design and fabrication of a multipurpose thyroid phantom for medical dosimetry and calibration. *Radiat Prot Dosimetry*. 2016;168(4):503–508. DOI: 10.1093/rpd/ncv359.
28. Radaideh K, Matalqah L, Tajuddin T, Lee W. Development and evaluation of a Perspex anthropomorphic head and neck phantom for three dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT). *J Radiother Pract*. 2013;12(3):272–280. DOI: 10.1017/S1460396912000453.
29. Steinmann A, Stafford R, Sawakuchi G, Wen Z, Court L, Fuller C, Followill D. Developing and characterizing MR/CT-visible materials used in QA phantoms for MRgRT systems. *Med Phys*. 2018;45(2):773–782. DOI: 10.1002/mp.12700.
30. Ma X, Figl M, Unger E, Buschmann M, Homolka P. X-ray attenuation of bone, soft and adipose tissue in CT from 70 to 140 kV and comparison with 3D printable additive manufacturing materials. *Sci Rep*. 2022;12(1):14580. DOI: 10.1038/s41598-022-18741-4.
31. Javan R, Bansal M, Tangestanipoor A. A prototype hybrid gypsum-based 3-dimensional printed training model for computed tomography-guided spinal pain management. *J Comput Assist Tomogr*. 2016;40(4):626–631. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000415.
32. Kim M, Lee S, Lee M, Sohn J, Yun H, Choi J, Jeon S, Suh T. Characterization of 3D printing techniques: Toward patient specific quality assurance spine-shaped phantom for stereotactic body radiation therapy. *PLoS One*. 2017;12(5):e0176227. DOI: 10.1371/journal.pone.0176227.
33. Zhang F, Zhang H, Zhao H, He Z, Shi L, He Y, Ju N, Rong Y, Qiu J. Design and fabrication of a personalized anthropomorphic phantom using 3D printing and tissue equivalent materials. *Quant Imaging Med Surg*. 2019;9(1):94–100. DOI: 10.21037/qims.2018.08.01.
34. Niebuhr N, Johnen W, Güldaglar T, Runz A, Echner G, Mann P, Möhler C, Pfaffenberger A, Jäkel O, Greilich S. Technical note: Radiological properties of tissue surrogates used in a multimodality deformable pelvic phantom for MR-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2016;43(2):908–916. DOI: 10.1118/1.4939874.
35. Kadoya N, Miyasaka Y, Nakajima Y, Kuroda Y, Ito K, Chiba M, Sato K, Dobashi S, Yamamoto T, Takahashi N, Kubozono M, Takeda K, Jingu K. Evaluation of deformable image registration between external beam radiotherapy and HDR brachytherapy for cervical cancer with a 3D-printed deformable pelvis phantom. *Med Phys*. 2017;44(4):1445–1455. DOI: 10.1002/mp.12168.
36. Shin D, Kang S, Kim K, Kim T, Kim D, Chung J, Lucero S, Suh T, Yamamoto T. Development of a deformable lung phantom with 3D-printed flexible airways. *Med Phys*. 2020;47(3):898–908. DOI: 10.1002/mp.13982.
37. Hermosilla A, Londoño G, García M, Ruíz F, Andrade P, Pérez A. Design and manufacturing of anthropomorphic thyroid-neck phantom for use in nuclear medicine centres in Chile. *Radiat Prot Dosimetry*. 2014;162(4):508–514. DOI: 10.1093/rpd/ncu022.
38. Breslin T, Paino J, Wegner M, Engels E, Fiedler S, Forrester H, Rennau H, Bustillo J, Cameron M, Häusermann D, Hall C, Krause D, Hildebrandt G, Lerch M, Schültke E. A novel anthropomorphic phantom composed of tissue-equivalent materials for use in experimental radiotherapy: Design, dosimetry and biological pilot study. *Biomimetics*. 2023;8(2):230. DOI: 10.3390/biomimetics8020230.
39. Hoerner M, Maynard M, Rajon D, Bova F, Hintenlang D. Three-dimensional printing for construction of tissue-equivalent anthropomorphic phantoms and determination of conceptus dose. *AJR Am J Roentgenol*. 2018;211(6):1283–1290. DOI: 10.2214/AJR.17.19489.
40. Морозов С.П., Сергунова К.А., Петрайкин А.В., Семенов Д.С., Петрайкин Ф.А., Ахмад Е.С., Низовцова Л.А., Владзимирский А.В. Устройство фантома для проведения испытаний рентгеновских методов остеоденситометрии. Патент РФ на полезную модель RU 186961 U1. Бюлл. №5 от 11.02.2019. EDN: UMDYCW.
41. Pearson D, Cawte SA, Green DJ. A comparison of phantoms for cross-calibration of lumbar spine DXA. *Osteoporos Int*. 2002;13(12):948–954. DOI: 10.1007/s001980200132.
42. Bonnick SL. *Bone densitometry in clinical practice*. New Jersey: Humana Press; 1998. 259 p.
43. Kalender W, Felsenberg D, Genant H, Dequeker J, Reeve J. The European Spine Phantom — a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *Eur J Radiol*. 1995;20(2):83–92. DOI: 10.1016/0720-048X(95)00631-Y.
44. Liao Y, Wang L, Xu X, Chen H, Chen J, Zhang G, Lei H, Wang R, Zhang S, Gu X, Zhen X, Zhou L. An anthropomorphic abdominal phantom for deformable image registration accuracy validation in adaptive radiation therapy. *Med Phys*. 2017;44(6):2369–2378. DOI: 10.1002/mp.12229.
45. Webster G, Hardy M, Rowbottom C, Mackay R. Design and implementation of a head-neck phantom for system audit and verification of intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2008;9(2):46–56. DOI: 10.1120/jacmp.v9i2.2740.
46. He Y, Liu Y, Dyer B, Boone J, Liu S, Chen T, Zheng F, Zhu Y, Sun Y, Rong Y, Qiu J. 3D-printed breast phantom for multi-purpose and multi-modality imaging. *Quant Imaging Med Surg*. 2019; 9(1):63–74. DOI: 10.21037/qims.2019.01.05.
47. Leonov D, Venidiktova D, Costa-Júnior J, Nasibullina A, Tarasova O, Pashinceva K, Vetsheva N, Bulgakova J, Kulberg N, Borsukov A, Saikina M. Development of an anatomical breast phantom from polyvinyl chloride plastisol with lesions of various shape, elasticity and echogenicity for teaching ultrasound examination. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2023;19:151–161. DOI: 10.1007/s11548-023-02911-4.
48. Васильев Ю.А., Семенов Д.С., Ахмад Е.С., Петрайкин А.В., Сморчкова А.К., Артюкова З.Р., Панина О.Ю., Кудрявцев Н.Д., Абуладзе Л.Р., Икрянников Е.О., Шарова Д.Е. Свидетельство о государственной регистрации базы данных №2023621442 РФ. *MosMedData: набор диагностических компьютерно-томографических изображений органов грудной клетки с признаками наличия и отсутствия технических артефактов*. №2023620846, заявл. 28.03.2023, опубл. 11.05.2023. Заявитель Го-

сударственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы». EDN: ASKISN.

49. Сергунова К.А., Петрайкин А.В., Смирнов А.В., Петрайкин Ф.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Низовцова Л.А., Владзимирский А.В., Морозов С.П. *Контроль и стандартизация данных при количественной компьютерной томографии*. Методические рекомендации. М.: Научно-практический клинический центр диагностики

и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы; 2019. 28 с. EDN: SJSJVE.

50. Vasilev YuA, Semenov DS, Akhmad ES, Panina O, Sergunova K, Petraikin A. A method for assessing the effect of metal artifact reduction algorithms on quantitative characteristics of CT Images. *Biomedical Engineering*. 2020;54:285–288. DOI: 10.1007/s10527-020-10023-5.

51. Khoruzhaya AN, Akhmad ES, Semenov DS. The role of the quality control system for diagnostics of oncological diseases in radiomics. *Digital Diagnostics*. 2021;2(2):170–184. DOI: 10.17816/DD60393.

## REFERENCES

1. Laal M. Innovation process in medical imaging. *Procedia Soc Behav Sci*. 2013;81:60–64. DOI: 10.1016/j.sbspro.2013.06.388.

2. Valchanov PS. 3D Printing in medicine — principles, applications and challenges. *Scr Sci Vox Studentium*. 2017;1(1):18–22. DOI: 10.14748/ssvs.v1i1.4109.

3. Ahmadi M, Anarestani M, Tabrizi S, Azma Z. Manufacturing and evaluation of a multi-purpose Iranian head and neck anthropomorphic phantom called MIHAN. *Med Biol Eng Comput*. 2021;59:1611–1620. DOI: 10.1007/s11517-021-02394-y.

4. Kalender WA. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 3rd revised edition. Erlangen: Publicis Publishing; 2011. 372 p.

5. Mohammed AA, Hogg P, Johansen S, England A. Construction and validation of a low cost paediatric pelvis phantom. *Eur J Radiol*. 2018;108:84–91. DOI: 10.1016/j.ejrad.2018.09.015.

6. Peters N, Taasti V, Ackermann B, Bolsi A, Dahlgren C, Ellerbrock M, Fracchiolla F, Gomà C, Góra J, Lopes P, Rinaldi I, Salvo K, Tarp I, Vai A, Bortfeld T, Lomax A, Richter C, Wohlfahrt P. Consensus guide on CT-based prediction of stopping-power ratio using a Hounsfield look-up table for proton therapy. *Radiother Oncol*. 2023;184:109675. DOI: 10.1016/j.radonc.2023.109675.

7. Skrzyński W, Zielińska-Dabrowska S, Wachowicz M, Slusarczyk-Kacprzyk W, Kukołowicz P, Bulski W. Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning. *Strahlentherapie und Onkol*. 2010;186(6):327–333. DOI: 10.1007/s00066-010-2086-5.

8. Setiawati E, Anam C, Widyasari W, Dougherty G. The quantitative effect of noise and object diameter on low-contrast detectability of AAPM CT performance phantom images. *Atom Indones*. 2023;49(1):61–66. DOI: 10.55981/aij.2023.1228.

9. Abdullah K, McEntee M, Reed W, Kench P. Development of an organ-specific insert phantom generated using a 3D printer for investigations of cardiac computed tomography protocols. *J Med Radiat Sci*. 2018;65(3):175–183. DOI: 10.1002/jmrs.279.

10. FitzGerald P, Colborn R, Edic P, Lambert J, Bonitatibus P Jr, Yeh B. Liquid tissue surrogates for X-ray and CT phantom studies. *Med Phys*. 2017;44(12):6251–6260. DOI: 10.1002/mp.12617.

11. Okkalidis N. A novel 3D printing method for accurate anatomy replication in patient-specific phantoms. *Med Phys*. 2018;45(10):4600–4606. DOI: 10.1002/mp.13154.

12. Tino R, Yeo A, Leary M, Brandt M, Kron T. A systematic review on 3D-Printed imaging and dosimetry phantoms in radiation therapy. *Technol Cancer Res Treat*. 2019;18(1):1–14. DOI: 10.1177/1533033819870208.

13. Mille M, Griffin K, Maass-Moreno R, Lee C. Fabrication of a pediatric torso phantom with multiple tissues represented using a dual nozzle

thermoplastic 3D printer. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(11):226–236. DOI: 10.1002/acm2.13064.

14. Craft DF, Howell RM. Preparation and fabrication of a full-scale, sagittal-sliced, 3D-printed, patient-specific radiotherapy phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(5):285–292. DOI: 10.1002/acm2.12162.

15. Kamomae T, Shimizu H, Nakaya T, Okudaira K, Aoyama T, Oguchi H, Komori M, Kawamura M, Ohtakara K, Monzen H, Itoh Y, Nagana-wa S. Three-dimensional printer-generated patient-specific phantom for artificial *in vivo* dosimetry in radiotherapy quality assurance. *Phys Medica*. 2017;44:205–211. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.10.005.

16. Negus I, Holmes R, Jordan K, Nash D, Thorne G, Saunders M. Technical note: Development of a 3D printed subresolution sandwich phantom for validation of brain SPECT analysis. *Med Phys*. 2016;43(9):5020. DOI: 10.1118/1.4960003.

17. Alssabbagh M, Tajuddin A, Manap M, Zainon R. Evaluation of 3D printing materials for fabrication of a novel multi-functional 3D thyroid phantom for medical dosimetry and image quality. *Radiat Phys Chem*. 2017;135:106–112. DOI: 10.1016/j.radphyschem.2017.02.009.

18. Hamedani B, Melvin A, Vaheesan K, Gadani S, Pereira K, Hall A. Three-dimensional printing CT-derived objects with controllable radiopacity. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(2):317–328. DOI: 10.1002/acm2.12278.

19. Pallotta S, Calusi S, Foggi L, Lisci R, Masi L, Marrazzo L, Talamonti C, Livi L, Simontacchi G. ADAM: A breathing phantom for lung SBRT quality assurance. *Phys Medica*. 2018;49:147–155. DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.07.004.

20. Yea J, Park J, Kim S, Kim D, Kim J, Seo C, Jeong W, Jeong M, Oh S. Feasibility of a 3D-printed anthropomorphic patient-specific head phantom for patient-specific quality assurance of intensity-modulated radiotherapy. *PLoS One*. 2017;12(7):e0181560. DOI: 10.1371/journal.pone.0181560.

21. Oh D, Hong C, Ju S, Kim M, Koo B, Choi S, Park H, Choi D, Pyo H. Development of patient-specific phantoms for verification of stereotactic body radiation therapy planning in patients with metallic screw fixation. *Sci Rep*. 2017;7(1):40922. DOI: 10.1038/srep40922.

22. Joemai RMS, Geleijns J. Assessment of structural similarity in CT using filtered backprojection and iterative reconstruction: A phantom study with 3D printed lung vessels. *Br J Radiol*. 2017;90(1079):20160519. DOI: 10.1259/bjr.20160519.

23. Gear J, Cummings C, Craig A, Divoli A, Long C, Tapner M, Flux G. Abdo-Man: A 3D-printed anthropomorphic phantom for validating quantitative SIRT. *EJNMMI Phys*. 2016;3(1):17. DOI: 10.1186/s40658-016-0151-6.

24. Gear J, Long C, Rushforth D, Chittenden S, Cummings C, Flux G. Development of patient-specific molecular imaging phantoms using a 3D printer. *Med Phys*. 2014;41(8):082502. DOI: 10.1118/1.4887854.

25. Mayer R, Liacouras P, Thomas A, Kang M, Lin L, Simone C 2nd. 3D printer generated thorax phantom with mobile tumor for radiation dosimetry. *Rev Sci Instrum*. 2015;86(7):074301. DOI: 10.1063/1.4923294.
26. Alqahtani M, Lees J, Bugby S, Samara-Ratna P, Ng A, Perkins A. Design and implementation of a prototype head and neck phantom for the performance evaluation of gamma imaging systems. *EJNMML Phys*. 2017; 4(1):19. DOI: 10.1186/s40658-017-0186-3.
27. Naderi S, Sina S, Karimipoorfarid M, Lotfalizadeh F, Entezarmahdi M, Moradi H, Faghihi R. Design and fabrication of a multipurpose thyroid phantom for medical dosimetry and calibration. *Radiat Prot Dosimetry*. 2016;168(4):503–508. DOI: 10.1093/rpd/ncv359.
28. Radaideh K, Matalqah L, Tajuddin T, Lee W. Development and evaluation of a Perspex anthropomorphic head and neck phantom for three dimensional conformal radiation therapy (3D-CRT). *J Radiother Pract*. 2013;12(3):272–280. DOI: 10.1017/S1460396912000453.
29. Steinmann A, Stafford R, Sawakuchi G, Wen Z, Court L, Fuller C, Followill D. Developing and characterizing MR/CT-visible materials used in QA phantoms for MRgRT systems. *Med Phys*. 2018;45(2):773–782. DOI: 10.1002/mp.12700.
30. Ma X, Figl M, Unger E, Buschmann M, Homolka P. X-ray attenuation of bone, soft and adipose tissue in CT from 70 to 140 kV and comparison with 3D printable additive manufacturing materials. *Sci Rep*. 2022;12(1):14580. DOI: 10.1038/s41598-022-18741-4.
31. Javan R, Bansal M, Tangestanipoor A. A prototype hybrid gypsum-based 3-dimensional printed training model for computed tomography-guided spinal pain management. *J Comput Assist Tomogr*. 2016;40(4):626–631. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000415.
32. Kim M, Lee S, Lee M, Sohn J, Yun H, Choi J, Jeon S, Suh T. Characterization of 3D printing techniques: Toward patient specific quality assurance spine-shaped phantom for stereotactic body radiation therapy. *PLoS One*. 2017;12(5):e0176227. DOI: 10.1371/journal.pone.0176227.
33. Zhang F, Zhang H, Zhao H, He Z, Shi L, He Y, Ju N, Rong Y, Qiu J. Design and fabrication of a personalized anthropomorphic phantom using 3D printing and tissue equivalent materials. *Quant Imaging Med Surg*. 2019;9(1):94–100. DOI: 10.21037/qims.2018.08.01.
34. Niebuhr N, Johnen W, Güldaglar T, Runz A, Echner G, Mann P, Möhler C, Pfaffenberger A, Jäkel O, Greilich S. Technical note: Radiological properties of tissue surrogates used in a multimodality deformable pelvic phantom for MR-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2016;43(2):908–916. DOI: 10.1118/1.4939874.
35. Kadoya N, Miyasaka Y, Nakajima Y, Kuroda Y, Ito K, Chiba M, Sato K, Dobashi S, Yamamoto T, Takahashi N, Kubozono M, Takeda K, Jingu K. Evaluation of deformable image registration between external beam radiotherapy and HDR brachytherapy for cervical cancer with a 3D-printed deformable pelvis phantom. *Med Phys*. 2017;44(4):1445–1455. DOI: 10.1002/mp.12168.
36. Shin D, Kang S, Kim K, Kim T, Kim D, Chung J, Lucero S, Suh T, Yamamoto T. Development of a deformable lung phantom with 3D-printed flexible airways. *Med Phys*. 2020;47(3):898–908. DOI: 10.1002/mp.13982.
37. Hermosilla A, Londoño G, García M, Ruiz F, Andrade P, Pérez A. Design and manufacturing of anthropomorphic thyroid-neck phantom for use in nuclear medicine centres in Chile. *Radiat Prot Dosimetry*. 2014;162(4):508–514. DOI: 10.1093/rpd/ncu022.
38. Breslin T, Paino J, Wegner M, Engels E, Fiedler S, Forrester H, Rennau H, Bustillo J, Cameron M, Häusermann D, Hall C, Krause D, Hildebrandt G, Lerch M, Schültke E. A novel anthropomorphic phantom composed of tissue-equivalent materials for use in experimental radiotherapy: Design, dosimetry and biological pilot study. *Biomimetics*. 2023;8(2):230. DOI: 10.3390/biomimetics8020230.
39. Hoerner M, Maynard M, Rajon D, Bova F, Hintenlang D. Three-dimensional printing for construction of tissue-equivalent anthropomorphic phantoms and determination of conceptus dose. *AJR Am J Roentgenol*. 2018;211(6):1283–1290. DOI: 10.2214/AJR.17.19489.
40. Morozov SP, Sergunova KA, Petraikin AV, Semenov DS, Petraikin FA, Akhmad ES, Nizovtsova LA, Vladzmyrskyy AV. *Ustroystvo fantoma dlya provedeniya ispytaniy rentgenovskikh metodov osteodensimetrii*. (Phantom device for testing x-ray osteodensitometry methods.) Patent RU 186961 U1. Bull. No. 5 from 02.11.2019. (In Russ.) EDN: UMDYCW.
41. Pearson D, Cawte SA, Green DJ. A comparison of phantoms for cross-calibration of lumbar spine DXA. *Osteoporos Int*. 2002;13(12):948–954. DOI: 10.1007/s001980200132.
42. Bonnick SL. *Bone densitometry in clinical practice*. New Jersey: Humana Press; 1998. 259 p.
43. Kalender W, Felsenberg D, Genant H, Dequeker J, Reeve J. The European Spine Phantom — a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *Eur J Radiol*. 1995;20(2):83–92. DOI: 10.1016/0720-048X(95)00631-Y.
44. Liao Y, Wang L, Xu X, Chen H, Chen J, Zhang G, Lei H, Wang R, Zhang S, Gu X, Zhen X, Zhou L. An anthropomorphic abdominal phantom for deformable image registration accuracy validation in adaptive radiation therapy. *Med Phys*. 2017;44(6):2369–2378. DOI: 10.1002/mp.12229.
45. Webster G, Hardy M, Rowbottom C, Mackay R. Design and implementation of a head-neck phantom for system audit and verification of intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2008;9(2):46–56. DOI: 10.1120/jacmp.v9i2.2740.
46. He Y, Liu Y, Dyer B, Boone J, Liu S, Chen T, Zheng F, Zhu Y, Sun Y, Rong Y, Qiu J. 3D-printed breast phantom for multi-purpose and multi-modality imaging. *Quant Imaging Med Surg*. 2019; 9(1):63–74. DOI: 10.21037/qims.2019.01.05.
47. Leonov D, Venidiktova D, Costa-Júnior J, Nasibullina A, Tarasova O, Pashinceva K, Vetsheva N, Bulgakova J, Kulberg N, Borsukov A, Saikina M. Development of an anatomical breast phantom from polyvinyl chloride plastisol with lesions of various shape, elasticity and echogenicity for teaching ultrasound examination. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2023;19:151–161. DOI: 10.1007/s11548-023-02911-4.
48. Vasil'ev YuA, Semenov DS, Akhmad ES, Petraikin AV, Smorchkova AK, Artyukova ZR, Panina OYu, Kudryavtsev ND, Abuladze LR, Ikryannikov EO, Sharova DE. Certificate of state registration of the database No. 2023621442 RF. *MosMedData: a set of diagnostic computed tomographic images of the chest organs with signs of the presence and absence of technical artifacts*. No. 2023620846, declared 28.03.2023, published 11.05.2023 Applicant State Budgetary Healthcare Institution of the City of Moscow "Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Department." (In Russ.) EDN: ASKISN.
49. Sergunova KA, Petryaykin AV, Smirnov AV, Petryaykin FA, Akhmad ES, Semenov DS, Nizovtsova LA, Vladzmyrskyy AV, Morozov SP. *Kontrol' i standartizatsiya dannykh pri kolichestvennoy komp'yuternoy tomografii. Metodicheskie rekomendatsii*. (Control and standardization of data in quantitative computed tomography.) Guidelines. M.: Nauchno-prakticheskiy klinicheskiy tsentr diagnostiki i telemeditsinskikh tekhnologiy Departamenta zdravookhraneniya goroda Moskvy; 2019. 28 p. (In Russ.) EDN: SJSQDVE.

50. Vasilev YuA, Semenov DS, Akhmad ES, Panina O, Sergunova K, Petraikin A. A method for assessing the effect of metal artifact reduction algorithms on quantitative characteristics of CT Images. *Biomedical Engineering*. 2020;54:285–288. DOI: 10.1007/s10527-020-10023-5.

## ОБ АВТОРАХ

**\*Черкасская Марина Валерьевна**, канд. технич. наук, науч. сотрудник, отд. инновационных технологий, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Россия;  
e-mail: CherkasskayaMV@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0003-4952-1619

**Петряйкин Алексей Владимирович**, докт. мед. наук, доц., гл. науч. сотрудник, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Россия;  
e-mail: PetryajkinAV@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0003-1694-4682

**Омелянская Ольга Васильевна**, руководитель, управление подразделениями дирекции наука, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Россия;  
e-mail: OmelyanskayaOV@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0002-0245-4431

**Леонов Денис Владимирович**, канд. технич. наук, ст. науч. сотрудник, отдел научных медицинских исследований, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Россия;  
e-mail: LeonovDV2@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0003-0916-6552

**Васильев Юрий Александрович**, канд. мед. наук, директор, Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Россия;  
e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0002-0208-5218

51. Khoruzhaya AN, Akhmad ES, Semenov DS. The role of the quality control system for diagnostics of oncological diseases in radiomics. *Digital Diagnostics*. 2021;2(2):170–184. DOI: 10.17816/DD60393.

## AUTHORS INFO

**\*Marina V. Cherkasskaya**, Cand. Sci. (Technic.), Researcher, Depart. of Innovative Technologies, Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia;  
e-mail: CherkasskayaMV@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0003-4952-1619

**Alexey V. Petraikin**, M.D., D. Sci. (Med.), Assoc. Prof., Chief Researcher, Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia;  
e-mail: PetryajkinAV@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0003-1694-4682

**Olga V. Omelyanskaya**, Head, Division Management, Science Directorate, Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia;  
e-mail: OmelyanskayaOV@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0002-0245-4431

**Denis V. Leonov**, Cand. Sci. (Technic.), Senior Researcher, Depart. of Scientific Medical Research, Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia;  
e-mail: LeonovDV2@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0003-0916-6552

**Yuri A. Vasilev**, M.D., Cand. Sci. (Med.), Director, Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia;  
e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru;  
ORCID: 0000-0002-0208-5218

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author