

Исследования и практика в медицине. 2024. Т. 11, № 4. С. 73-87 https://doi.org/10.17709/2410-1893-2024-11-4-6 https://elibrary.ru/QIVEWA 3.1.25. Лучевая диагностика ОРИГИНАЛЬНАЯ СТАТЬЯ

Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

А. В. Петряйкин^{1⊠}, Ю. А. Васильев¹, З. Р. Артюкова¹, А. К. Сморчкова¹, Д. С. Семенов¹, А. А. Баулин¹, А. А. Алиханов², Р. А. Ерижоков¹, О. В. Омелянская¹

¹ Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы,

г. Москва, Российская Федерация

² Российская детская клиническая больница – филиал ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва, Российская Федерация Заlexeypetraikin@gmail.com

Аннотация

Металлоконструкции в области КТ-сканирования искажают рентгеновскую плотность (РП), создавая артефакты. Эндопротезы тазобедренного сустава (ТБС) ухудшают визуализацию структур малого таза, что затрудняет качественную и количественную оценку распространенности онкологического процесса. Металлоконструкции вызывают трудности при планировании лучевой терапии. Корректировать эти искажения возможно программными методами, при этом РП (в единицах Хаунсфилда, HU) приближается к истинным.

Цель исследования. Провести визуальную (качественную) и количественную оценку артефактов от металла на КТ-изображениях при применении программных методов их подавления.

Материалы и методы. Для количественной оценки использовался фантом: цилиндр из оргстекла с эндопротезом ТБС в центре и пробирками с раствором гидроортофосфата калия вокруг него. Исследование проводилось на компьютерном томографе с разными алгоритмами реконструкции (FBP, iDose, iMR) и технологией О-MAR для подавления артефактов от металла. Измерялись средние значения и среднеквадратичное отклонение (СКО) HU, степень подверженности артефактам. Качество изображения визуально оценивалось по пятибалльной шкале Ликерт.

Результаты. Применение алгоритма O-MAR не изменяет HU при отсутствии эндопротеза. Отклонение PП от заданных значений на уровне шейки эндопротеза снизилось с 32–36 HU без O-MAR до -1,5 – -4,7 HU с O-MAR. Минимальный шум наблюдался для iMR с O-MAR на уровне шейки (31,6 HU) и ножки (6,2 HU) эндопротеза, максимальный – для FBP без O-MAR (77,0 и 33,2 HU cooтветственно). Качественная оценка была наилучшей для iMR с O-MAR (3 балла), наихудшей для FBP без O-MAR (1,4 балла). Показано, что O-MAR формирует дополнительные артефакты вблизи эндопротеза, что согласуется с данными других источников. Заключение. Фантомные исследования показали, в случае отсутствия металла данные КТ-сканирования не подвергаются изменениям при использовании алгоритмов подавления артефактов от металла. При наличии металлоконструкций алгоритмы снижают отклонения HU и улучшают визуализацию, однако могут формировать дополнительные артефакты, поэтому необходимо комбинировать их с реконструкцией без подавления артефактов. Для снижения уровня шума, а также повышения контрастной чувствительности, эффективно применение технологии итеративной модельной реконструкции. Данные результаты актуальны для корректной оценки опухолей и их динамики на фоне проводимой терапии, а также при проведении дистанционной лучевой терапии.

Ключевые слова:

компьютерная томография, итеративная модельная реконструкция, артефакты от металла при компьютерной томографии, подавление артефактов от металла, фантомное исследование, имплант тазобедренного сустава

Для цитирования: Петряйкин А. В., Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование. Research and Practical Medicine Journal (Исследования и практика в медицине). 2024; 11(4): 73-87. https://doi.org/10.17709/2410–1893–2024–11–4–6 EDN: QIVEWA

Для корреспонденции: Петряйкин Алексей Владимирович — д.м.н., главный научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы», г. Москва, Российская Федерация Адрес: 127051, Российская Федерация, г. Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1 E-mail: alexeypetraikin@qmail.com

ORCID: https://orcid.org/0000-0003-1694-4682, SPIN: 6193-1656, AuthorID: 568598, Scopus Author ID: 7801330975, Web of Science ResearcherIDP-7759-2017

Соблюдение этических стандартов: этическая экспертиза не применима и не проводилась (исследование без участия пациентов и лабораторных животных).

Финансирование: данная работа подготовлена автором в рамках НИОКР «Разработка и создание аппаратно-программного комплекса для оппортунистического скрининга остеопороза» (№ ЕГИСУ: 123031400007–7) в соответствии с Приказом от 21.12.2022 г. № 1196 «Об утверждении государственных заданий, финансовое обеспечение которых осуществляется за счет средств бюджета города Москвы государственным бюджетным (автономным) учреждениям подведомственным Департаменту здравоохранения города Москвы, на 2023 год и плановый период 2024 и 2025 годов» Департамента здравоохранения города Москвы.

Конфликт интересов: все авторы заявляют об отсутствии явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Статья поступила в редакцию 20.09.2024; одобрена после рецензирования 02.11.2024; принята к публикации 03.12.2024.

© Петряйкин А. В., Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В., 2024

Research'n Practical Medicine Journal. 2024. Vol. 11, No. 4. P. 73-87 https://doi.org/10.17709/2410-1893-2024-11-4-6 https://elibrary.ru/QIVEWA Radiodiagnosis ORIGINAL ARTICLE

Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

A. V. Petraikin¹[™], Yu. A. Vasilev¹, Z. R. Artyukova¹, A. K. Smorchkova¹, D. S. Semenov¹, A. A. Baulin¹, A. A. Alikhanov², R. A. Erizhokov¹, O. V. Omelyanskaya¹

¹ Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ² Russian Children's Clinical Hospital, Branch of the N. I. Pirogov Russian National Research Medical University, the Russian Federation Ministry of Health, Moscow, Russian Federation

alexeypetraikin@gmail.com

Abstract

X-ray density of biological tissues is an important diagnostic parameter. Metal structures in the CT scanning area distort it, creating artifacts. Thus, hip joint endoprostheses (HJE) often complicate visualization of nearby soft tissue structures of the pelvic organs, which can interfere with the qualitative and quantitative analysis of changes when assessing the prevalence of the oncological process in this area. It is possible to correct these distortions using software methods, bringing the Hounsfield units (HU) values closer to the true ones.

Purpose of the study. To conduct a visual (qualitative) and quantitative assessment of metal artifacts in CT images using software methods for their reduction.

Materials and methods. A phantom was used for quantitative assessment: a plexiglass cylinder with a HJE in the center and test tubes with potassium hydrophosphate solution around it. The study was performed on a CT scanner with (FBP, iDose, iMR) reconstruction algorithms and O-MAR technology for artifact suppression. The mean values and standard deviation of HU, the degree of susceptibility to artifacts were measured. Image quality was visually assessed using a five-point Likert scale.

Results. The use of the O-MAR algorithm does not distort HU in the absence of an HJE and smoothens the HU distribution in its presence. Deviation from the specified values at the level of the HJE neck decreased from 32–36 HU without O-MAR to -1.5 – -4.7 HU with O-MAR. The minimum noise was observed for iMR with O-MAR at the level of the neck (31.6 HU) and stem (6.2 HU) of the HJE, the maximum – for FBP without O-MAR (77.0 and 33.2 HU, respectively). The quality assessment was best for iMR with O-MAR (3 points), the worst for FBP without O-MAR (1.4 points). It was also shown that O-MAR forms additional artifacts near the HJE. **Conclusion.** Metal artifact reduction algorithms do not distort the X-ray density without an artifact source. In the presence of metal structures, the algorithms reduce HU deviations and improve visualization, but they can form additional artifacts in the form of areas of increased and decreased density, so it is necessary to combine them with reconstruction without artifact reduction. To reduce the noise level, as well as to increase the contrast sensitivity, the use of model iterative reconstruction technology is optimal.

Keywords:

computed tomography, iterative model reconstruction, metal artifacts on CT scans, metal artifact reduction, phantom study, hip implant

For citation: Petraikin A. V., Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research. Research and Practical Medicine Journal (Issled. prakt. med.). 2024; 11(4): 73-87. (In Russ.). https://doi.org/10.17709/2410-1893-2024-11-4-6 EDN: QIVEWA

For correspondence: Alexey V. Petraikin – Dr. Sci. (Medicine), MD, Chief Researcher of the Department of Standardization and Quality Control, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation Address: 24/1 Petrovka str., Moscow, 127051, Russian Federation

E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

ORCID: https://orcid.org/0000-0003-1694-4682, SPIN: 6193-1656, AuthorID: 568598, Scopus Author ID: 7801330975, Web of Science ResearcherIDP-7759-2017

Compliance with ethical standards: ethical expertise is not applicable and has not been conducted (a study without the participation of patients and laboratory animals).

Funding: this work was prepared by the author in terms of R&D "Development and creation of a hardware and software complex for opportunistic screening of osteoporosis" (EGISU No.: 123031400007-7) in accordance with Order No. 1196 dated 21.12.2022 "On Approval of state assignments, financial support of which is carried out at the expense of the budget of the Moscow to state budgetary (autonomous) institutions subordinate to the Moscow City Health Department, for 2023 and the planning period of 2024 and 2025", Moscow City Health Department.

Conflict of interest: the authors declare that there are no obvious and potential conflicts of interest associated with the publication of this article.

The article was submitted 20.09.2024; approved after reviewing 02.11.2024; accepted for publication 03.12.2024.

Петряйкин А. В. 🖾, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

АКТУАЛЬНОСТЬ

Одним из ключевых методов медицинской визуализации является компьютерная томография (КТ) [1]. Однако при проведении КТ пациентам после эндопротезирования возникают артефакты от металла, включая эффект усиления жесткости луча (beam hardening), эффект рассеивания (scattering), квантовый шум (quantum noise), фотонное голодание (photon starvation), артефакты в виде полос (streak artifacts) [2, 3]. В результате образуются светлые и темные полосы, которые перекрывают прилежащие ткани и органы, тем самым нарушая их визуализацию [4, 5]. Выраженность артефактов зависит от размера, формы и состава металлических имплантов [6], что становится значимой проблемой при оценке распространенности онкологического процесса и сопутствующих изменений в мягкотканных структурах и органах, находящихся в области сканирования. Наиболее часто с этим сталкиваются при проведении КТ органов малого таза при наличии одного, а в ряде случаев – и двух эндопротезов тазобедренного сустава (ТБС).

Данные артефакты вызывают затруднения при планировании дистанционной лучевой терапии. Наличие искажений приводят к ошибочному определению границы «опухоль–здоровая ткань», вследствие чего, объем облучения и дозовая нагрузка на здоровую ткань могут быть превышены. Искажение чисел HU вблизи импланта может привести к повышению неопределенности расчета дозы. При невозможности точного определения чисел HU в области искажения, для зоны артефакта задается плотность воды, а для импланта – плотность материала [7, 8].

Артефакты от металла характерны не только для имплантов, но и для металлических инородных тел, находящихся в тканях и органах в следствии ранений, производственной травмы. Это делает данную работу еще более своевременной и актуальной.

С целью минимизации артефактов от металла производители рентгеновской техники предлагают аппаратные и программные методы их подавления. К первым относится двухэнергетическая компьютерная томография – Dual Energy CT (DECT), ко вторым – итерационные алгоритмы Metal Artifact Reduction (MAR) [9, 10]. В отличие от тканей пациента, внутренняя структура фантома известна, что дает возможность рассчитать абсолютную погрешность измерения рентгеновской плотности (РП), объективизировать результаты работы технологий подавления артефактов от металла.

Ряд исследований показал улучшение визуализации КТ-изображений при применении методов DECT и/или MAR относительно стандартных КТ-изображений [11, 12]. Тем не менее в ряде случаев сохраняются количественные изменения в изображении прилегающих к эндопротезу тканях, которые возникают под действием артефактов от металла [13]. Для интерпретации клинических результатов КТ-исследований зачатую важно точное значение РП, измененные данные могут привести к ошибочной трактовке.

Учитывая вышеизложенное, а также неуклонный рост числа имплантаций различных металлоконструкций как в России, так и за рубежом, предлагается более детально подойти к изучению количественных КТ-изображений с применением методов подавления артефактов от металла в целях повышения качества и эффективности диагностических исследований. Для данных целей оптимально применение фантомного моделирования [13, 14]. Данный подход, помимо очевидных этических преимуществ (без облучения пациентов), позволяет оценить количественные изменения в ходе сопоставления с заданными значениями в фантоме. Кроме того, появляется возможность имитировать различные состояния (с/без импланта) при тех же технических условиях сканирования.

Цель исследования – провести визуальную (качественную) и количественную оценку артефактов от металла на КТ-изображениях при применении программных методов их подавления.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данном исследовании применялся ранее разработанный фантом [14], представляющий собой полый цилиндр из полиметилметакрилата (оргстекла), в центре которого распложен эндопротез ТБС, с закрепленными вокруг него пробирками с различной концентрацией гидрофосфата калия (K₂HPO₄×3H₂O) (рис. 1). Фантом имеет форму цилиндра с внутренним диаметром d = 190 мм и толщиной стенок – 5 мм. Эндопротез представлен бесцементной диафизарной частью, т.н. ножкой, из сплава на основе титана (Zimmer Alloclassic Zweymüller SLL Stem), и вертлужной системы (Zimmer Alloclassic Trilogy), включающей в себя металлическую чашку и вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена (рис. 1В). Плотность пробирок, расположенных на разном расстоянии от эндопротеза, соответствует диапазону РП биологических тканей в соответствии со шкалой Хаунсфилда. Соседние пробирки 1-9 имеют среднее различие на 5 HU. Точные значения заданных единиц Хаунсфилда (HU) для соответствующих пробирок следующие: 4,6 HU (номер пробирки 1); 9,2 (2); 13,8 (3); 18,4 (4); 23,0 (5); 27,6 (6); 32,2 (7); 36,8 (8); 41,4 (9); 86 (11); 172 (12). Номера пробирок соответствуют аксиальному изображению, приведенному на рис. 1С. Моделируемый диапазон плотностей соответствует структурам, содержащим жидкость (от 0 HU), парен-

Petraikin A. V. 🛤 Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

химатозным органам (20–60 HU), а также трабекулярному слою кости и тканям с контрастным усилением (до 170 HU). Большие плотности не моделировались во избежание артефактов, которые затруднили бы достижение цели исследования».

Пробирка 10 исключена из анализа из-за технологического дефекта. Внутреннее свободное пространство фантома было заполнено дистиллированной водой. Для имитации подкожно-жировой клетчатки использовались парафиновые накладки толщиной 38 мм (рис 1 А, В).

Сканирование фантома проводилось на 128-срезовом компьютерном томографе PHILIPS Ingenuity с программным обеспечением (ПО) для подавления артефактов от металла. Применялся стандартный клинический протокол сканирования для брюшной полости и таза с использованием стандартного индекса дозы компьютерной томографии (CTDI_{vol}) 4,7 мГр повышенного CTDI_{vol} 13 мГр при неизменном напряжении 120 кВ, толщина среза реконструкции 1 мм (перекрытие – 0,5 мм).

В исследовании использовались следующие алгоритмы реконструкции:

 FBP (filtered back projection) – обратная проекция с фильтрацией – выбран в качестве стандартного при дальнейшей количественной оценке;

 iDose – алгоритм итеративной реконструкции, направленный на повышение пространственного разрешения и подавление артефактов при низкой лучевой нагрузке;

3) iMR (iterative model reconstruction) – итеративная модельная реконструкция, усовершенствованный, оптимизированный вариант итеративной реконструкции.

В качестве метода подавления артефактов от металлоконструкций использовалась технология O-MAR (Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants – подавление артефактов от металла для ортопедических имплантов) применимая к ранее полученному изображению.

В зависимости от индекса качества изображения для системы автоматического контроля экспозиции DoseRight были получены серии КТ-изображений с параметрами, приведенными в табл. 1.

Проводился анализ изображений сканирования фантома с эндопротезом ТБС и без. Количественная оценка производилась с учетом методического подхода, описанного Selles М. и соавт. [15]. На всех полученных КТ-изображений проводились измерения в области интереса (Region of interest – ROI), для 11 пробирок на уровне шейки и ножки (диафизарной части) эндопротеза. Данные области были выбраны ввиду важности их КТ-оценки (в особенности – ацетабулярного компонента, шейки протеза) в постоперационном периоде. ROI – окружность радиусом 8 мм. Измерялось среднее значение и среднеквадратичное отклонение (СКО) ROI в единицах HU. Измерения проводили в программе RadiAnt DICOM Viewer.

Согласно методике Selles M. рассчитывалась степень подверженности артефактам (P) по формуле 1:

где SD_m – СКО ROI для пробирок в исследованиях с эндопротезом, SD_n – СКО ROI для пробирок в исследованиях без эндопротеза.

В результате пробирки подразделялись на 3 категории: на сильно подверженные (p > 200 %), средне подверженные (50 % < p < 200 %) и слабо подверженные (p < 50 %) артефактам от металлоконструкций.

Статистический анализ

Статистический анализ выполнялся путем попарного сравнения медианного отклонения измеренных



Рис. 1. Фантом с пробирками: А – внешний вид фантома; В – КТ изображение фантома в режиме предварительного сканирования, показывающее расположение тазобедренного имплантата; С – расположение пробирок в фантоме на КТ, аксиальное изображение (iDose 1 мм), а также схема расположения области интереса ROI радиусом 8 мм для пробирки 1, D – увеличенная схема расположения области интереса.

Fig. 1. Phantom with test tubes: A – phantom appearance; B – CT prescan of the phantom showing the hip implant placement; C – the location of the tubes in the phantom on CT, the axial image (iDose 1 mm), as well as the layout of the ROI area of interest with a radius of 8 mm for tube 1; D – magnified region of interest (ROI) placement.

Петряйкин А. В.^{©3}, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

Таблица 1. Параметры сканирования и реконструкции полученных КТ-изображений Table 1. Parameters of scanning and reconstruction of the obtained CT images							
Название серии / The session name	Основной алгоритм реконструкции / The main reconstruction algorithm	Применение O-MAR/ O-MAR application	Индекс DoseRight / DoseRight index	CTDIvol (мГр) ¹ / CTDIvol (mGy) ¹	Количество тока, мAc ² / The amount of current, mA ²	DLP (мГр*см) ³ / DLP (mGy*cm) ³	
FBP (16) standard	FBP	-	16	4,7	34–116	128	
iDose (16)	iDose	-	16	4,7	34–116	128	
iDose (25)	iDose	-	25	13	98–321	351,7	
iMR (16)	iMR	-	16	4,7	34–116	128	
iMR (25)	iMR	-	25	13	98–321	351,7	
FBP (16) + O-MAR	FBP	+	16	4,7	34–116	128	
iMR (16) + O-MAR	iMR	+	16	4,7	34–116	128	
iMR (25) + O-MAR	iMR	+	25	13	98-321	351,7	

¹ – объемный КТ-дозиметрический индекс / Computer tomography dose index (volume);

² – произведение силы тока на аноде на секунду / The product of the current strength at the anode per second;

³ – произведение дозы на длину / Dose-length product.

Таблица 2. Критерии качественной оценки КТ-изображения Table 2. Criteria for the qualitative assessment of CT images

	Шум / Noise	Интенсивность артефактов / The intensity of	Контрастная чувстви- тельность для низкоконтрастных структур / Contrast	Контрастная чувствительность для высококонтрастных структур / Contrast	Способность различить детали структур на фоне артефактов / The ability to recognize the details
		artifacts	sensitivity for low- contrast structures	sensitivity for high- contrast structures	of structures against the background of artifacts
1 балл / 1 point	Критически интенсивный / Critically intensive	Критически интенсивный / Critically intensive	Критически низкая (невозможно отличить) / Critically low (impossible to distinguish)	Критически низкая (невозможно отличить) / Critically low (impossible to distinguish)	Критически низкая (невозможно различить) / Eng Critically low (impossible to distinguish)
2 балла / 2 points	Достаточно интенсивный / Enough intensive	Достаточно интенсивный / Enough intensive	Достаточно низкая / Low enough	Достаточно низкая / Low enough	Достаточно низкая / Low enough
3 балла / 3 points	Умеренной интенсив- ности / Moderate intensity	Умеренной интенсивности / Moderate intensity	Умеренно низкая / Moderately low	Умеренно низкая / Moderately low	Умеренно низкая / Moderately low
4 балла / 4 points	Слабой интенсив- ности / Low intensity	Слабой интенсивности / Low intensity	Достаточно высокая / High enough	Достаточно высокая / High enough	Достаточно высокая / High enough
5 баллов / 5 points	Очень слабой интенсивности/ отсутствует / Very low intensity/ missing	Очень слабой интенсивности/ отсутствует / Very low intensity / missing	Высокая (возможно распознать разницу в плотности во всех случаях) / High (possible to recognize the difference in density in all cases)	Высокая (возможно распознать разницу в плотности во всех случаях) / High (possible to recognize the difference in density in all cases)	Высокая (возможно различить детали структур во всех случаях) / High (possible to recognize the difference in density in all cases)

Petraikin A. V.^{ESI}, Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

показателей от заданных по непараметрическому критерию Уилкоксона для связанных выборок.

Для качественной оценки изображений каждой серии проводился опрос трех врачей-рентгенологов с использованием опросника, включающего в себя шкалу Ликерт (табл. 2), учитывалась согласительная оценка. По пятибалльной шкале от 1 (наихудший балл) до 5 (наилучший балл) оценивались следующие параметры: шум, интенсивность артефактов, контрастная чувствительность – способность эксперта визуально отличить пробирки по плотности между собой для низкоконтрастных относительно воды объектов (пробирки № 1–5: 9,2–23,0 HU) и высококонтрастных объектов (пробирки № 6–9: 27,8–41,4 HU), Также оценивалась способность различить крупные детали на фоне выраженных артефактов (границы пробирок, эндопротез).

Отдельно от балльной оценки учитывались дополнительные комментарии по КТ-изображениям.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

После проведения КТ-сканирования фантома с использованием всех изложенных выше протоколов были получены изображения на уровне шейки и на уровне ножки эндопротеза (рис. 2). Визуально КТ-изображения, полученные с использованием различных алгоритмов реконструкции, показали больше линейных streak артефактов по сравнению с КТ-изображениями при реконструкции О-MAR. В обоих режимах реконструкции с О-MAR отмечено уменьшение артефактов темных полос без появления ярких.

Результаты измерений РП в ROI представлены на рис. 3. Для всех режимов сканирования и реконструкций измеренные значения хорошо соответствовали заданным. Как видно из зависимостей, реконструкции с O-MAR не влияли на значения РП в диапазоне до 200 HU при отсутствии металла в зоне интереса (рис. 3 A, B), различия отклонений измеренных значений от заданных не превышали -4,7 HU (относительная погрешность 2,7 % FBP + O-MAR) различия отклонений относительно режима FBP были недостоверны *p* > 0,05 (наименьшее *p* = 0,108 iDOSE).

При наличии импланта как на уровне шейки импланта, так и на уровни диафизарной части импланта отмечается выраженное отличие РП HU за счет измененных КТ-данные в следствии возникновения артефактов (рис. 3 C, D).

На уровне шейки протеза наиболее подвержена артефактам была пробирка 12 (нумерация на рис. 1С), поскольку она располагалась вблизи импланта в неблагоприятной с точки зрения формирования артефактов области (между шейкой импланта и ацетабулярным компонентом (рис. 2 А, С). Для данного варианта визуализации площадь металла в срезе была наибольшей. Измеренные плотности в данной пробирке наиболее выраженно отличаются



Рис. 2. КТ-изображения, полученные с использованием различных алгоритмов реконструкции, для серий со значением индекса DoseRight 16: A – FBP; B – iDose; C – iMR; D – FBP + O-MAR, E – iMR + O-MAR. Во всех случаях, слева направо: аксиальный срез без эндопротеза ТБС, аксиальный срез с эндопротезом на уровне шейки, аксиальный срез с эндопротезом на уровне ножки, сагиттальная реконструкция. Желтыми линиями обозначены уровни аксиальных срезов. Красные стрелки на изображениях с алгоритмом O-MAR указывают на дополнительные артефактные «структуры», возникающие при использовании алгоритма.

Fig. 2. CT images obtained using various reconstruction algorithms for series with a DoseRight 16 index value: A - FBP; B - iDose; C - iMR; D - FBP + O - MAR, E - iMR + O - MAR. In all cases, from left to right: axial slice without a hip implant, axial slice with a hip implant at the femoral neck level, axial slice with a hip implant at the femoral stem level, sagittal reconstruction. Yellow lines indicate the levels of the axial slices. Red arrows in images with the O-MAR algorithm indicate additional artifactual "structures" that arise when using the algorithm.

Петряйкин А. В.⁶²³, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование



Рис. 3. Результаты измерений РП в зависимости от заданных показателей: А – FBP, iDose, iMR; В – FBP + O-MAR и iMR + O-MAR; С – FBP и iMR на уровне шейки импланта; D – FBP + O-MAR и iMR + O-MAR на уровне шейки; Е – FBP и iMR на уровне ножки; F – FBP + O-MAR и iMR + O-MAR на уровне ножки.

Fig. 3. The results of X-ray density measurements depending on the specified parameters: A – FBP, iDose, iMR; B – FBP + O-MAR and iMR + O-MAR; C – FBP and iMR at the level of the implant neck; D – FBP + O-MAR and iMR + O-MAR at the level of the implant neck; E – FBP μ iMR at the femoral stem level; F – FBP + O-MAR and iMR + O-MAR at the femoral stem level.

Petraikin A. V. 🛤 Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

от заданных величин среди всех (на 242 % от заданных для алгоритма iMR и 258 % для алгоритма FBP, рис. 3C) без применения алгоритма O-MAR.

Применение алгоритма подавления артефактов от металла О-МАR привело к существенному снижению отклонения измеренной величины для данной пробирки 12 от заданной, однако сохранялось превышение на 36 % для алгоритма iMR и на 24 % для FBP (рис. 3D). Данные отклонения обусловлены вторичными артефактами после применения О-MAR – формирование светлых полос, несуществующих компонентов протеза (рис. 2D, E – указано красными стрелочками).

Различие отклонений при попарном сравнении с режимами без импланта было достоверным для сканирования на уровне шейки, где артефакты максимальны, *p* < 0,05 (наибольшее *p* = 0,017 FBP + O-MAR) для всех режимов как без, так и с O-MAR.

Применение алгоритма O-MAR привело к значительному сглаживанию картины распределения чисел HU при наличии импланта. Среднее отклонение находилось в диапазоне 32–36 HU без O-MAR (рис. 3E, F) и –1,5–4,7 с алгоритмом O-MAR.

На уровне диафизарной части, где артефакты менее выражены, различия измеренных показателей HU от заданных были недостоверны относительно режимов сканирования без импланта как для режимов как без-, так и с алгоритмом O-MAR (*p* > 0,05, наименьшее *p* = 0,108 iMR+ O-MAR).

По методике Selles М. было выполнено распределение пробирок по степени подверженности артефактам от металлоконструкции отдельно на уровне



Рис. 4а. Диаграмма распределения количества пробирок по степени подверженности артефактам Р от металлоконструкций по каждому алгоритму реконструкции (на уровне шейки)

Fig. 4a. The distribution diagram of the test tubes according to the degree of susceptibility to artifacts P from metal structures for each reconstruction algorithm (level of the femoral neck)



Рис. 4b. Диаграмма распределения количества пробирок по степени подверженности артефактам Р от металлоконструкций по каждому алгоритму реконструкции (на уровне ножки)

Fig. 4b. The distribution diagram of the test tubes according to the degree of susceptibility to artifacts P from metal structures for each reconstruction algorithm (level of the femoral stem)

Петряйкин А. В. 🖾, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

шейки и на уровне ножки эндопротеза ТБС. Наибольшее влияние артефактов от металлоконструкций отмечено на уровне шейки эндопротеза, с худшими результатами у пробирок № 1, 11 и 12 (рис. 1В, 2А, 2В, 4А, 4В). На уровне ножки подверженность артефактам от металлоконструкций была низкая.

Средние значения шума, оцененного как СКО, а также подверженность артефактам, рассчитанная как разница количества пробирок с артефактами менее 50 % и пробирок с артефактами более 50 %, представлены в табл. З. Анализ СКО как индикатора шума показал, что минимальное среднее значение шума наблюдалось для серии iMR в сочетании с O-MAR на уровне шейки (31,6 HU) и ножки (6,2 HU) протеза и максимальное для FBP (16) без О-MAR на уровне шейки (77,0 HU) и ножки (33,2 HU). Кроме этого, рассчитанная разница подверженности артефактам на основе показателя Р для пробирок выявила, что на уровне шейки протеза, где наблюдается значительное изменение чисел HU, применение алгоритма коррекции артефактов O-MAR снижает число пробирок с артефактами более 50 % для обеих реконструкций (FBP и iMR). Таким образом, результат количественной оценки показывает существенное снижение значения шума при использовании технологии подавления артефактов О-МАВ в сочетании с реконструкцией iMR.

По вышеописанной методике был проведен опрос 5 врачей-рентгенологов. КТ-изображения, подвергнутые анализу, а также распределение пробирок в фантоме представлены на рис. 3 и 4.

Стандартная реконструкция (FBP 01) показывает наихудший результат как в общей оценке (средний балл 1,4), так и по ряду отдельных параметров (интенсивность артефактов, контрастная чувствительность для высококонтрастных структур, способность различать детали отображаемых на фоне артефактов структур). Для остальных серий были получены следующие результаты. Наилучшая общая оценка качества изображения отмечается для серий O-MAR (16 и 25) со средним баллом 3,0. Наименьший уровень шума отмечался в серии O-MAR (25) (средний балл 4,4), в то время как наибольший уровень шума (средний балл 1,0) отмечается для FBP даже при применении O-MAR (серия FBP 02). Наименьшая интенсивность артефактов от эндопротеза ТБС отмечается в серии O-MAR (25) (средний балл 3,4), наибольшая – в серии iDose (16). Наихудшая контрастная чувствительность для низкоконтрастных и высококонтрастных структур отмечается в серии FBP 02 (1,4 и 1,8 баллов), в то время как наилучшая – для серий iDose (25) и iMR (25) (2,6 и 3,0 баллов соответственно для каждой серии и характеристики). Наилучшую способность для дифференцировки деталей

Таблица 3. Количественные характеристики пробирок для различных режимов сканирования Table 3. Quantitative characteristics of test tubes for various scanning modes

	ШУМ _{ср} ± СКО дл NOISE _{ave} ±	я различных исследова STDEV for the various st	Подверженность артефактам на основе показателя Р / Exposure to artifacts based on the P parameter		
Название серии / Session number	Без импланта / Without implant	На уровне шейки протеза / At the level of the prosthetic neck	На уровне ножки протеза / At the level of the prosthetic stem	На уровне шейки протеза / At the level of the prosthetic neck	На уровне ножки протеза / At the level of the prosthetic stem
FBP (16) standard	38,1 ± 6,3	77,0 ± 31,1	33,2 ± 2,8	-11	11
iDose (16)	22,3 ± 4,1	42,2 ± 20,0	20,7 ± 1,7	-3	11
iDose (25)	16,4 ± 7,3	47,2 ± 39,9	13,2 ± 1,2	-7	9
iMR (16)	11,3 ± 6,1	39,3 ± 41,3	9,2 ± 0,7	-9	9
iMR (25)	8,5 ± 6,2	37,7 ± 31,6	6,2 ± 0,5	-11	9
FBP 16 (standard) + O-MAR	33,4 ± 3,0	58,2 ± 30,8	33,3 ± 2,9	5	11
iMR (16) + O-MAR	10,3 ± 4,3	32,7 ± 43,5	9,1 ± 0,7	-3	9
iMR (25) + O-MAR	8,6 ± 5,4	31,6 ± 45,5	6,2 ± 0,5	-3	8

¹- показано среднее СКО_{ср} (ШУМ_{ср}) измеренное для всех пробирок и рассчитанные для данного среднего значения СКО / The STDEV_{ave} (NOISE_{ave}) measured for all tubes and calculated for this average value of the average STDEV is shown.

Petraikin A. V. 🛤 Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

отображаемых структур отмечается для серии O-MAR (16) (средний балл 3,6), в то время как наихудшая – для серии iDose (16) (средний балл 2,6). Полные результаты для каждой серии представлены в табл. 4.

Из дополнительных комментариев, полученных от врачей-рентгенологов в процессе анализа, наиболее важным отмечается появление дополнительных артефактов – гиперденсных и гиподенсных полос между компонентами протеза, появляющихся в результате работы алгоритма реконструкции O-MAR. Пример представленных артефактов представлен на рис. 2D, Е.

Таким образом, при совмещении результатов качественной и количественной оценки наименьший уровень шума, а также эффективность подавления артефактов отмечается для режима iMR +O-MAR, наихудшие результаты демонстрировали алгоритмы FBP.

ОБСУЖДЕНИЕ

В настоящее время объем устанавливаемых эндопротезов суставов увеличивается с каждым годом: по данным реестра Национального медицинского исследовательского центра травматологии и ортопедии им. Р. Р. Вредена, в период с 2007 по 2020 г. было выполнено около 74 тыс. артропластик, из которых 67 тыс. являлись первичными, а 7,7 тыс. – ревизионными [16]. Для оценки положения компонентов эндопротеза после операции, а также состояния окружающей костной ткани (положение и количество цементирующего материала, наличие областей разрежения) широко распространена рентгенография. Получение более полной информации, включая оценку состояния окружающих мягких тканей, возможно с помощью КТ, где одним из главных преимуществ является возможность мультипланарной реконструкции. Тем не менее, существенным недостатком применения КТ в данном случае является наличие выраженных артефактов от металлических компонентов эндопротеза, в особенности при одновременной установке эндопротезов пары суставов. Артефакты от металла возникают по ряду причин: эффект усиления жесткости луча, эффекты рассеивания, а также эффекты частичного объема по краям плотного объекта. На выраженность искажений влияют технические параметры сканирования, такие как напряжение, сила тока на рентгеновской трубке и параметры сканирования и реконструкции.

Артефакты от металлоконструкций при выполнении КТ возникают не только вблизи эндопротезов, но также окружают металлические импланты и инородные тела любых локализаций и причин (металлоостеосинтез, элементы протезов клапанов сердца, ранения, и др.).

Таблица 4. Средняя качественная оценка КТ-изображений экспертами (низкая величина оценки отражает низкое качество по рассматриваемому параметру)

Table 4. The average qualitative assessment of CT images by experts (the low value of the assessment reflects the low quality of the parameter under consideration)

	LLIYM ¹ / Noise ¹	Интенсивность артефактов² / Artifact intensity²	Контрастная чувствительность для низкоконтрастных струструктур / Contrast sensitivity for low- contrast structures	Контрастная чувствительность для высокомонтрастных структур / Contrast sensitivity for high- contrast structures	Способность различить детали структур на фоне артефактов / The ability to recognize the details of structures against the background of artifacts	Общая оценка / Overall score
FBP (16) standard	1,0	1,2	1,6	1,6	1,6	1,4
iDose (16)	2,2	1,4	2,4	2,6	2,6	2,2
iDose (25)	2,6	3,0	2,6	3,0	3,0	2,8
iMR (16)	3,4	2,6	2,2	2,6	3,0	2,8
iMR (25)	3,2	2,2	2,6	3,0	3,0	2,8
FBP (16) standard + O-MAR	1,0	2,8	1,4	1,8	3,2	2,0
iMR (16) + O-MAR	4,0	3,0	2,2	2,2	3,6	3,0
iMR (25) + O-MAR	4,4	3,4	1,8	2,2	3,4	3,0

¹ – чем ниже балл, тем более шумное изображение / the lower the score the more noise in the picture;

 2 – чем ниже балл, тем выше интенсивность артефактов / the lower the score the higher the artifact intensity level.

Петряйкин А. В.^{Eal}, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

Анализ полученных экспериментальных данных показал преимущество одного из рассмотренных алгоритмов по результатам комплексной оценки. Однако следует отметить, что указанное программное решение продемонстрировало наибольшее искажение РП, что в очередной раз подчеркивает необходимость применения нескольких инструментов одновременно с целью получения лучшей рентгенологической картины.

Существует ряд способов снижения выраженности артефактов от металла – как при сканировании, так и при постобработке. Программные алгоритмы подавления артефактов от металла относятся к последним и представлены у каждого крупного производителя компьютерных томографов [17–20]. Отмечены работы, в которых выполнено визуальное сравнение применяемых алгоритмов [21, 22]. Существуют работы, использующие технологии глубокого обучения для подавления артефактов от металла [23, 24]. В качестве наборов данных для обучения авторы большинства из имеющихся работ используют КТ-изображения с искусственно созданными артефактами от металла, что снижает их эффективность в реальных условиях.

Ранее соавторами уже проводилось исследование качества снижения артефактов от металла в КТ с апробацией собственного метода оценки их влияния на количественные характеристики изображения [14]. Принципиальными отличиями данной работы от предыдущей является использование усовершенствованного фантома, а также использование иного метода (предложенного Selles М. и соавт.) оценки влияния на количественные характеристики изображения. По сравнению с предыдущим фантомом, где в качестве источника артефактов использовался металлический стержень, в нынешней модели использовался эндопротез ТБС, что позволило воспроизвести идентичность артефактов при сканировании соответствующей анатомической области. Использованная количественная методика показывает хорошую согласованность с качественной оценкой для общего анализа всех пробирок на изображении по совокупности параметров включая низко- и высококонтрастной разрешающей способности.

Результаты данной работы согласуются с предыдущей: отмечено появление дополнительных гиперденсных полос, также как и занижение истинной РП в зоне интереса. Это может иметь принципиальное значение для оценки наличия лизиса костной ткани после установки эндопротеза, т.к. работа алгоритмов подавления артефактов от металла способна потенциально создать изменения КТ-изображения с псевдо-разрежением перипротезной костной ткани. Данный факт находит подтверждение в литературе, в особенности для плечевого сустава [25]. Дополнительные гиперденсные полосы могут произвести обратный эффект и привести к появлению эффекта псевдоцементации. Оба этих эффекта и ранее отмечались при использовании технологии O-MAR [26].

У нашей работы есть ряд ограничений. Текущая версия фантома не является анатомически точной копией области ТБС, поэтому клинические условия с помощью данной методологии не были полностью воспроизведены. Не были изучены другие анатомические области, режимы сканирования и типы протезов, не проведено их сравнение. Ограничением является применение томографа только одного производителя, что ограничивает использование данных результатов для других типов компьютерных томографов. В будущих исследованиях перспективной может являться более точная оценка влияния артефактов на отображение минеральной плотности кости окружающих металлические конструкции костных структур, например - с использованием рентгенконтрастных шаблонов [27], при изготовлении которых будет выдержана соответствующая методология получения имитирующих растворов [28]. Также ограничением исследования является относительно узкий диапазон значений РП от 0 до 172HU отличный от диапазона, используемого в клинической практике. Данные ограничения будут учтены при планировании дальнейших перспективных исследований по данной теме.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Фантомные исследования показали, в случае отсутствия металла, данные КТ-сканирования не подвергаются изменениям при использовании алгоритмов подавления артефактов от металла. При наличии металлоконструкции применение алгоритмов подавления артефактов от металла для КТ-исследований снижают отклонения измеренных показателей относительно заданных. Использование программных алгоритмов подавления артефактов от металла улучшает качество оценки КТ-изображений у пациентов с металлоконструкциями, такими как ортопедические эндопротезы суставов. Алгоритмы подавления артефактов от металла могут имитировать как уплотнение, так и снижение плотности окружающих структур, поэтому оценку результатов КТ-исследования необходимо проводить совместно с алгоритмами реконструкции без технологии подавления артефактов от металла. Для снижения уровня шума, а также повышения контрастной чувствительности, эффективно применение технологии итеративной модельной реконструкции. Полученные результаты актуальны для корректной оценки опухолей и их динамики на фоне проводимой терапии, а также при проведении дистанционной лучевой терапии.

Petraikin A. V.^{E3}, Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

Список источников

- 1. Computed tomography (CT) imaging units per million people, 2021. World Health Organisation: 2023. Режим доступа: https://ourworldindata.org/grapher/availability-of-computed-tomography-ct-imaging.
- 2. Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. Med. Phys. 2010;37:5482–5493. https://doi.org/10.1118/1.3484090
- 3. Charles A. Kelsey. The Physics of Radiology, 4th Edited by H.E.Johns, J.R.Cunningham. Med Phys. 1984; pp. 731–732. https://doi.org/10.1118/1.595545
- 4. Wellenberg RHH, Hakvoort ET, Slump CH, Boomsma MF, Maas M, Streekstra GJ. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging. Eur J Radiol. 2018 Oct;107:60–69. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.010
- Kosmas C, Hojjati M, Young P, Abedi A, Gholamrezanezhad A, Rajiah P. Dual-layer spectral computerized tomography for metal artifact reduction: small versus large orthopedic devices. Skeletal Radiol. 2019;48(12):1981–1990. https://doi.org/10.1007/s00256-019-03248-3
- Bolstad K, Flatabø S, Aadnevik D, Dalehaug I, Vetti N. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: Subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants. Acta Radiol. 2018;59(9):1110–1118. https://doi.org/10.1177/0284185117751278
- 7. King J, Whittam S, Smith D, Al-Qaisieh B. The impact of a metal artefact reduction algorithm on treatment planning for patients undergoing radiotherapy of the pelvis. Phys Imaging Radiat Oncol. 2022 Nov 12;24:138–143. https://doi.org/10.1016/j.phro.2022.11.007
- 8. Li B, Huang J, Ruan J, Peng Q, Huang S, Li Y, Li F. Dosimetric impact of CT metal artifact reduction for spinal implants in stereotactic body radiotherapy planning. Quant Imaging Med Surg. 2023 Dec 1;13(12):8290–8302. https://doi.org/10.21037/qims-23-442
- 9. Vellarackal AJ, Kaim AH. Metal artefact reduction of different alloys with dual energy computed tomography (DECT). Sci Rep. 2021 Jan 26;11(1):2211. https://doi.org/10.1038/s41598-021-81600-1
- 10. Zhang H, Wang L, Li L, Cai A, Hu G, Yan B. Iterative metal artifact reduction for x-ray computed tomography using unmatched projector/backprojector pairs. Med Phys. 2016 Jun;43(6):3019–3033. https://doi.org/10.1118/1.4950722
- Huflage H, Grunz JP, Hackenbroch C, Halt D, Luetkens KS, Alfred Schmidt AM, et al. Metal artefact reduction in low-dose computed tomography: Benefits of tin prefiltration versus postprocessing of dual-energy datasets over conventional CT imaging. Radiography (Lond). 2022 Aug;28(3):690–696. https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.05.006
- 12. Mohammadinejad P, Baffour FI, Adkins MC, Yu L, McCollough CH, Fletcher JG, Glazebrook KN. Benefits of iterative metal artifact reduction and dual-energy CT towards mitigating artifact in the setting of total shoulder prostheses. Skeletal Radiol. 2021 Jan;50(1):51–58. https://doi.org/10.1007/s00256-020-03528-3
- 13. Roth TD, Maertz NA, Parr JA, Buckwalter KA, Choplin RH. CT of the hip prosthesis: appearance of components, fixation, and complications. Radiographics. 2012 Jul-Aug;32(4):1089–1107. https://doi.org/10.1148/rg.324115183
- 14. Васильев Ю. А., Семенов Д. С., Ахмад Е. С., Панина О. Ю., Сергунова К. А., Петряйкин А. В. Метод оценки влияния алгоритмов подавления артефактов от металлов в КТ на количественные характеристики изображений. Медицинская техника. 2020;4(322):43–45.
- 15. Selles M, Stuivenberg VH, Wellenberg RHH, van de Riet L, Nijholt IM, van Osch JAC, et al. Quantitative analysis of metal artifact reduction in total hip arthroplasty using virtual monochromatic imaging and orthopedic metal artifact reduction, a phantom study. Insights Imaging. 2021 Nov 24;12(1):171. https://doi.org/10.1186/s13244-021-01111-5
- 16. Шубняков И. И., Риахи А., Денисов А. О., Корыткин А. А., Алиев А. Г., Вебер Е. В., и др. Основные тренды в эндопротезировании тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена с 2007 по 2020 г. Травматология и ортопедия России. 2021;27(3):119–142. https://doi.org/10.21823/2311-2905-2021-27-3-119-142
- Metal artifact reduction for orthopedic implants. Philips Professional healthcare. Режим доступа: https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HCNOCTN192/omar-metal-artifact-reduction-for-orthopedic-implants.
- Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR): Technical Principles and Clinical Results in Radiation Therapy. Siemens-healthineers. Режим доступа: https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1800000004904518/83085a287878/RO_Internet_ Whitepaper_iMAR_1800000004904518.pdf.
- 19. Smart Metal Artifact Reduction (MAR). GE Healthcare: 10 июля 2024. Режим доступа: https://www.gehealthcare.com/en-sg/-/ jssmedia/widen/2018/01/25/0204/gehealthcarecom/migrated/2018/02/19/0836/omography-abstracts-metal-artifact-reduction-gehc-brochure_ct-metal-artifact-reduction_pdf.pdf?rev=-1&hash=31ACF01E996A0E76CD1BE595E9DEE697
- 20. Single Energy Metal Artifact Reduction. Toshiba Medical. Режим доступа: https://us.medical.canon/download/ct-aq-one-genesis-wp-semar.
- 21. Andersson KM, Norrman E, Geijer H, Krauss W, Cao Y, Jendeberg J, et al. Visual grading evaluation of commercially available metal artefact reduction techniques in hip prosthesis computed tomography. Br J Radiol. 2016 Jul;89(1063):20150993. https://doi.org/10.1259/bjr.20150993

Петряйкин А. В. 🖾, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

- 22. Selles M, van Osch JAC, Maas M, Boomsma MF, Wellenberg RHH. Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques. Eur J Radiol. 2024 Jan;170:111276. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111276
- 23. Selles M, Slotman DJ, van Osch JAC, Nijholt IM, Wellenberg RHH, Maas M, Boomsma MF. Is AI the way forward for reducing metal artifacts in CT? Development of a generic deep learning-based method and initial evaluation in patients with sacroiliac joint implants. Eur J Radiol. 2023 Jun;163:110844. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.110844
- 24. Arabi H, Zaidi H. Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging. Eur Radiol. 2021 Aug;31(8):6384–6396. https://doi.org/10.1007/s00330-021-07709-z
- 25. Feldhaus FW, Böning G, Kahn J, Fehrenbach U, Maurer M, Renz D, Streitparth F. Improvement of image quality and diagnostic confidence using Smart MAR a projection-based CT protocol in patients with orthopedic metallic implants in hip, spine, and shoulder. Acta Radiol. 2020 Oct;61(10):1421–1430. https://doi.org/10.1177/0284185120903446
- 26. Shim E, Kang Y, Ahn JM, Lee E, Lee JW, Oh JH, Kang HS. Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR): Usefulness in CT Evaluation of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. AJR Am J Roentgenol. 2017 Oct;209(4):860–866. https://doi.org/10.2214/ajr.16.17684
- Хоссаин, Ш. Д., Петряйкин, А. В., Мураев, А. А., Данаев, А. Б., Буренчев, Д. В., Долгалев, А. А., и др. Рентгеноконтрастные шаблоны для определения минеральной плотности кости по данным конусно-лучевой и мультиспиральной компьютерной томографии. Digital Diagnostics. 2023;4(3):292–305. https://doi.org/10.17816/dd501771
- 28. Методика приготовления и использования стандартных образцов гидроортофосфата калия в средствах контроля рентгеновских методов остеоденситометрии. 2е изд. М.: ГБУЗ "НПКЦ ДиТ ДЗМ"; 2020, 20 с.

References

- 1. Computed tomography (CT) imaging units per million people, 2021. World Health Organisation: 2023. Available at: https://ourworldindata.org/grapher/availability-of-computed-tomography-ct-imaging.
- Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelrieß M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. Med. Phys. 2010;37:5482–5493. https://doi.org/10.1118/1.3484090
- 3. Charles A. Kelsey. The Physics of Radiology, 4th Edited by H.E.Johns, J.R.Cunningham. Med Phys. 1984; pp. 731–732. https://doi.org/10.1118/1.595545
- 4. Wellenberg RHH, Hakvoort ET, Slump CH, Boomsma MF, Maas M, Streekstra GJ. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging. Eur J Radiol. 2018 Oct;107:60–69. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.010
- Kosmas C, Hojjati M, Young P, Abedi A, Gholamrezanezhad A, Rajiah P. Dual-layer spectral computerized tomography for metal artifact reduction: small versus large orthopedic devices. Skeletal Radiol. 2019;48(12):1981–1990. https://doi.org/10.1007/s00256-019-03248-3
- Bolstad K, Flatabø S, Aadnevik D, Dalehaug I, Vetti N. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: Subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants. Acta Radiol. 2018;59(9):1110–1118. https://doi.org/10.1177/0284185117751278
- 7. King J, Whittam S, Smith D, Al-Qaisieh B. The impact of a metal artefact reduction algorithm on treatment planning for patients undergoing radiotherapy of the pelvis. Phys Imaging Radiat Oncol. 2022 Nov 12;24:138–143. https://doi.org/10.1016/j.phro.2022.11.007
- 8. Li B, Huang J, Ruan J, Peng Q, Huang S, Li Y, Li F. Dosimetric impact of CT metal artifact reduction for spinal implants in stereotactic body radiotherapy planning. Quant Imaging Med Surg. 2023 Dec 1;13(12):8290–8302. https://doi.org/10.21037/qims-23-442
- 9. Vellarackal AJ, Kaim AH. Metal artefact reduction of different alloys with dual energy computed tomography (DECT). Sci Rep. 2021 Jan 26;11(1):2211. https://doi.org/10.1038/s41598-021-81600-1
- 10. Zhang H, Wang L, Li L, Cai A, Hu G, Yan B. Iterative metal artifact reduction for x-ray computed tomography using unmatched projector/backprojector pairs. Med Phys. 2016 Jun;43(6):3019–3033. https://doi.org/10.1118/1.4950722
- Huflage H, Grunz JP, Hackenbroch C, Halt D, Luetkens KS, Alfred Schmidt AM, et al. Metal artefact reduction in low-dose computed tomography: Benefits of tin prefiltration versus postprocessing of dual-energy datasets over conventional CT imaging. Radiography (Lond). 2022 Aug;28(3):690–696. https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.05.006
- Mohammadinejad P, Baffour FI, Adkins MC, Yu L, McCollough CH, Fletcher JG, Glazebrook KN. Benefits of iterative metal artifact reduction and dual-energy CT towards mitigating artifact in the setting of total shoulder prostheses. Skeletal Radiol. 2021 Jan;50(1):51–58. https://doi.org/10.1007/s00256-020-03528-3
- 13. Roth TD, Maertz NA, Parr JA, Buckwalter KA, Choplin RH. CT of the hip prosthesis: appearance of components, fixation, and complications. Radiographics. 2012 Jul-Aug;32(4):1089–1107. https://doi.org/10.1148/rg.324115183
- 14. Vasilev YA, Semenov DS, Akhmad ES, Panina OY, Sergunova KA, Petraikin AV. A method for assessing the effect of metal artifact reduction algorithms on quantitative characteristics of CT images. Biomedical Engineering. 2020;54(4):285–288. (In Russ.).

Petraikin A. V.^{E3}, Vasilev Yu. A., Artyukova Z. R., Smorchkova A. K., Semenov D. S., Baulin A. A., Alikhanov A. A., Erizhokov R. A., Omelyanskaya O. V. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research

- 15. Selles M, Stuivenberg VH, Wellenberg RHH, van de Riet L, Nijholt IM, van Osch JAC, et al. Quantitative analysis of metal artifact reduction in total hip arthroplasty using virtual monochromatic imaging and orthopedic metal artifact reduction, a phantom study. Insights Imaging. 2021 Nov 24;12(1):171. https://doi.org/10.1186/s13244-021-01111-5
- 16. Shubnyakov II, Riahi A, Denisov AO, Korytkin AA, Aliev AG, Veber EV, et al. The main trends in hip arthroplasty based on the data in the Vreden's arthroplasty register from 2007 to 2020. Traumatology and Orthopedics of Russia. 2021;27(3):119–142. https://doi.org/10.21823/2311-2905-2021-27-3-119-142
- 17. Metal artifact reduction for orthopedic implants. Philips Professional healthcare. Available at: https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HCNOCTN192/omar-metal-artifact-reduction-for-orthopedic-implants.
- Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR): Technical Principles and Clinical Results in Radiation Therapy. Siemens-healthineers. Available at: https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1800000004904518/83085a287878/RO_Internet_Whitepaper_iMAR_1800000004904518.pdf
- Smart Metal Artifact Reduction (MAR). GE Healthcare: 10 Jul 2024. Available at: https://www.gehealthcare.com/en-sg/-/ jssmedia/widen/2018/01/25/0204/gehealthcarecom/migrated/2018/02/19/0836/omography-abstracts-metal-artifact-reduction-gehc-brochure_ct-metal-artifact-reduction_pdf.pdf?rev=-1&hash=31ACF01E996A0E76CD1BE595E9DEE697
- 20. Single Energy Metal Artifact Reduction. Toshiba Medical. Available at: https://us.medical.canon/download/ct-aq-one-genesis-wp-semar.
- 21. Andersson KM, Norrman E, Geijer H, Krauss W, Cao Y, Jendeberg J, et al. Visual grading evaluation of commercially available metal artefact reduction techniques in hip prosthesis computed tomography. Br J Radiol. 2016 Jul;89(1063):20150993. https://doi.org/10.1259/bjr.20150993
- Selles M, van Osch JAC, Maas M, Boomsma MF, Wellenberg RHH. Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques. Eur J Radiol. 2024 Jan;170:111276. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111276
- 23. Selles M, Slotman DJ, van Osch JAC, Nijholt IM, Wellenberg RHH, Maas M, Boomsma MF. Is AI the way forward for reducing metal artifacts in CT? Development of a generic deep learning-based method and initial evaluation in patients with sacroiliac joint implants. Eur J Radiol. 2023 Jun;163:110844. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.110844
- 24. Arabi H, Zaidi H. Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging. Eur Radiol. 2021 Aug;31(8):6384–6396. https://doi.org/10.1007/s00330-021-07709-z
- 25. Feldhaus FW, Böning G, Kahn J, Fehrenbach U, Maurer M, Renz D, Streitparth F. Improvement of image quality and diagnostic confidence using Smart MAR a projection-based CT protocol in patients with orthopedic metallic implants in hip, spine, and shoulder. Acta Radiol. 2020 Oct;61(10):1421–1430. https://doi.org/10.1177/0284185120903446
- 26. Shim E, Kang Y, Ahn JM, Lee E, Lee JW, Oh JH, Kang HS. Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR): Usefulness in CT Evaluation of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. AJR Am J Roentgenol. 2017 Oct;209(4):860–866. https://doi.org/10.2214/ajr.16.17684
- Hossain ShD, Petraikin AV, Muraev AA, Danaev AB, Burenchev DV, Dolgalev AA, et al. Bone mineral density radiopaque templates for cone beam computed tomography and multidetector computed tomography. Digital Diagnostics. 2023;4(3):292–305. https://doi.org/10.17816/dd501771
- Methods of preparation and use of standard samples of potassium hydroorthophosphate in the means of control of X-ray methods of osteodensitometry. 2nd ed. Moscow: Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies; 2020, 20 p.

Информация об авторах:

Петряйкин Алексей Владимирович 🖾 – д.м.н., главный научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0000-0003-1694-4682, SPIN: 6193-1656, AuthorID: 568598, Scopus Author ID: 7801330975, Web of Science Researcher ID: P-7759-2017

Васильев Юрий Александрович — к.м.н., директор ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация

ORCID: https://orcid.org/0000-0002-5283-5961, SPIN: 4458-5608, AuthorID: 798326, Scopus Author ID: 57216631624

Артюкова Злата Романовна — младший научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0000-0003-2960-9787, SPIN: 7550-2441, AuthorID: 1065545, Scopus Author ID: 57221433873

Сморчкова Анастасия Кирилловна – младший научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0000-0002-9766-3390, SPIN: 4345-8568, AuthorID: 1034484, Scopus Author ID: 57213145638

Петряйкин А. В.⁶²³, Васильев Ю. А., Артюкова З. Р., Сморчкова А. К., Семенов Д. С., Баулин А. А., Алиханов А. А., Ерижоков Р. А., Омелянская О. В. Анализ программных методов подавления артефактов от металла при компьютерной томографии: экспериментальное исследование

Семенов Дмитрий Сергеевич – к.т.н., ведущий научный сотрудник отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0000-0002-4293-2514, SPIN: 2278-7290, AuthorID: 906394, Scopus Author ID: 57213154475

Баулин Анатолий Анатольевич – эксперт отдела медицинской информатики, радиомики и радиогеномики ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0000-0002-8112-8043, SPIN: 5650-4613, AuthorID: 1263390

Алиханов Алихан Амруллахович – д.м.н., профессор, врач-рентгенолог, заведующий отделением лучевой диагностики Российской детской клинической больницы – филиал ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н. И. Пирогова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Москва, Российская Федерация

ORCID: https://orcid.org/0000-0001-8097-7919, SPIN: 2033-7090, AuthorID: 531685, Scopus Author ID: 6701764629

Ерижоков Рустам Арсеньевич – руководитель отдела стандартизации и контроля качества ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0009-0007-3636-2889, SPIN: 2274-6428, AuthorID: 1252143

Омелянская Ольга Васильевна — руководитель по управлению подразделениями Дирекции наука ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий» Департамента здравоохранения города Москвы, г. Москва, Российская Федерация ORCID: https://orcid.org/0000-0002-0245-4431, SPIN: 8948-6152, AuthorID: 1156879, Scopus Author ID: 57443458100, Web of Science ResearcherID: ADY-4470-2022

Information about authors:

Alexey V. Petraikin 🖾 – Dr. Sci. (Medicine), MD, Chief Researcher at the Department of Standardization and Quality Control, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0000-0003-1694-4682, SPIN: 6193-1656, AuthorID: 568598, Scopus Author ID: 7801330975, Web of Science Researcher ID: P-7759-2017

Yuriy A. Vasilev – Cand. Sci. (Medicine), MD, Director of the Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation

ORCID: https://orcid.org/0000-0002-5283-5961, SPIN: 4458-5608, AuthorID: 798326, Scopus Author ID: 57216631624

Zlata R. Artyukova – Junior Researcher at the Department of Standardization and Quality Control, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0000-0003-2960-9787, SPIN: 7550-2441, AuthorID: 1065545, Scopus Author ID: 57221433873

Anastasia K. Smorchkova – Junior Researcher at the Department of Standardization and Quality Control, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0000-0002-9766-3390, SPIN: 4345-8568, AuthorID: 1034484, Scopus Author ID: 57213145638

Dmitry S. Semenov – Cand. Sci. (Tech.), Senior Researcher at the Department of Standardization and Quality Control, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0000-0002-4293-2514, SPIN: 2278-7290, AuthorID: 906394, Scopus Author ID: 57213154475

Anatoly A. Baulin – Expert at the Department of Medical Informatics, Radionics and Radio Genomics, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0000-0002-8112-8043, SPIN: 5650-4613, AuthorID: 1263390

Alikhan A. Alikhanov – Dr. Sci. (Medicine), MD, Professor, radiologist, Head of the Radiology Department, Russian Children's Clinical Hospital, Branch of the N. I. Pirogov Russian National Research Medical University, the Russian Federation Ministry of Health, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0000-0001-8097-7919, SPIN: 2033-7090, AuthorID: 531685, Scopus Author ID: 6701764629

Rustam A. Erizhokov – Head of the Standardization and Quality Control Department, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation ORCID: https://orcid.org/0009-0007-3636-2889, SPIN: 2274-6428, AuthorID: 1252143

Olga V. Omelyanskaya – Head of Department Management of the Science Directorate, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation

ORCID: https://orcid.org/0000-0002-0245-4431, SPIN: 8948-6152, AuthorID: 1156879, Scopus Author ID: 57443458100, Web of Science ResearcherID: ADY-4470-2022

Участие авторов:

Петряйкин А. В. – написание текста статьи, выполнение экспериментальной части исследований, общий и статистический анализ полученных данных; Васильев Ю. А. – создание методологии, концепции и дизайна исследования; Артюкова З. Р. – обзор литературы, написание текста статьи, выполнение экспериментальной части исследований;

Сморчкова А. К. – написание текста статьи, обработка полученных данных;

Семенов Д. С. – анализ полученных данных;

Баулин А. А. – редактирование текста статьи, экспертная оценка;

Алиханов А. А. – написание текста статьи, обработка полученных данных;

Ерижоков Р. А. – создание методологии, концепции и дизайна исследования; Омелянская О. В. – редактирование текста статьи.

Contribution of the authors:

Petraikin A. V. – writing the text of the article, performing the experimental part of the research, general and statistical analysis of the obtained data; Vasilev Yu. A. – creation of methodology, concept and design of research; Artyukova Z. R. – literature review, writing the text of the article, performing the experimental part of the research; Smorchkova A. K. – writing the text of the article, processing the received data; Semenov D. S. – analysis of the received data; Baulin A. A. – editing the text of the article, expert assessment; Alikhanov A. A. – writing the text of the article, processing the received data; Erizhokov R. A. – creation of methodology, concept and design of research; Omelyanskaya O. V. – editing the text of the article.