

**А.В. Петряйкин¹, А.А. Баулин¹, Ю.А. Васильев¹, З.Р. Артикова¹,
А.К. Сморчкова¹, Д.С. Семенов¹, А.А. Алиханов², Р.А. Ерижоков¹, О.В. Омелянская¹**

АНАЛИЗ ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ АЛГОРИТМА КОРРЕКЦИИ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ АРТЕФАКТОВ НА КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

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

² Российская детская клиническая больница – филиал Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва

Контактное лицо: Анатолий Анатольевич Баулин, e-mail: BaulinAA3@zdrav.mos.ru

РЕФЕРАТ

Цель: Количественно оценить программные алгоритмы реконструкции в комбинации с алгоритмом O-MAR для коррекции металлических артефактов на КТ-изображениях и рассмотреть потенциал использования O-MAR для задач планирования лучевой терапии.

Материал и методы: Количественная оценка алгоритма подавления артефактов от металлоконструкций O-MAR выполнялась при КТ-исследованиях цилиндрического фантома диаметром 20 см, в центре которого расположен имплантат тазобедренного сустава (ТБС) с закрепленными вокруг него пробирками, содержащими различные концентрации гидрофосфата калия ($K_2HO_4 \times 3H_2O$). Параметрами оценки служили среднеквадратичное отклонение (СКО) плотности области интереса (ROI) в единицах HU и расчет степени подверженности артефактам (P). Расчет поглощенной дозы в фантоме выполнялся на станции планирования Eclipse 17.0 с использованием расчетного алгоритма AAA (Analytical Anisotropic Algorithm).

Результаты: Расчеты степени подверженности артефактам показали, что минимальное среднее значение шума наблюдалось для алгоритма реконструкции iMR в сочетании с O-MAR ($31,6 \pm 45,5$ HU) и максимальное для FBP (16) без O-MAR ($77,0 \pm 31,1$ HU). При сравнении КТ-исследований с/без O-MAR средняя рассчитанная разница поглощенной дозы для всех контрольных точек равна $0,33 \pm 1,68\%$ и $0,42 \pm 1,38\%$ при наличии имплантата ТБС для режимов FBP и iMR соответственно. Однако для зоны артефакта (темное пятно) разница составила 3,22 % для обоих режимов.

Заключение: Показано, что применение алгоритма O-MAR снижает искаженные значения рентгеновской плотности, возникшие вследствие наличия имплантата при ТБС на КТ-исследованиях. Расчет поглощенной дозы для зоны артефакта (темное пятно) показывает снижение неопределенности расчета дозы на скорректированных O-MAR исследованиях.

Ключевые слова: КТ, металлические артефакты, алгоритмы подавления артефактов, планирование лучевой терапии

Для цитирования: Петряйкин А.В., Баулин А.А., Васильев Ю.А., Артикова З.Р., Сморчкова А.К., Семенов Д.С., Алиханов А.А., Ерижоков Р.А., Омелянская О.В. Анализ возможности использования алгоритма коррекции металлических артефактов на КТ-изображениях для планирования лучевой терапии // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2025. Т. 70. № 1. С. 115–121. DOI:10.33266/1024-6177-2025-70-1-115-121

**A.V. Petraikin¹, A.A. Baulin¹, Y.A. Vasilev¹, Z.R. Artyukova¹,
A.K. Smorchkova¹, D.S. Semenov¹, A.A. Alihanov², R.A. Erizhokov¹, O.V. Omelyanskaya¹**

Analysis of Possibility of Using an Algorithm for Correcting Metal Artifacts in CT-Images for Radiation Therapy Planning

¹ Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia

² N.I. Pirogov RNIMU, Moscow, Russia

Контактное лицо: Anatoly A. Baulin, e-mail: BaulinAA3@zdrav.mos.ru

ABSTRACT

Purpose: To quantitatively evaluate reconstruction software algorithms in combination with algorithm O-MAR for correcting metal artifacts in CT-images and explore the potential of using O-MAR for radiation therapy planning tasks.

Material and methods: A quantitative assessment of the O-MAR algorithm on CT scans of a 20 cm diameter cylindrical phantom with a hip joint implant in the center was performed. Test tubes with different concentrations of potassium hydrogen phosphate ($K_2HO_4 \times 3H_2O$) were placed around the implant. The evaluation parameters used standard deviation (SD) of the region of interest (ROI) density in HU units and the calculation of the degree of susceptibility to artifacts (P). The calculation of absorbed dose in the phantom was performed on the Eclipse 17.0 planning station, using the AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) calculation algorithm.

Results: Calculations of the degree of artifact susceptibility showed that the minimum mean noise value was observed for the iMR series in combination with O-MAR (31.6 ± 45.5 HU) and the maximum for FBP (16) without O-MAR (77.0 ± 31.1 HU). As a result of comparison of CT studies with/without O-MAR, the average calculated difference in absorbed dose for all control points is $0.33 \pm 1.68\%$ and $0.42 \pm 1.38\%$ in the presence of implant for FBP and iMR modes, respectively. However, for both modes the difference was 3.22 % for the artifact zone (dark spot).

Conclusion: It is shown that the use of the O-MAR algorithm reduces the distorted values of X-ray density that arose as a result of the presence of an implant in CT studies. The calculation of the absorbed dose for the artifact zone (dark spot) shows a decrease in the uncertainty of the dose calculation in O-MAR-corrected studies.

Keywords: CT, metal artifacts reduction (MAR), radiation therapy planning

For citation: Petraikin AV, Baulin AA, Vasilev YA, Artyukova ZR, Smorchkova AK, Semenov DS, Alihanov AA, Erizhokov RA, Omelyanskaya OV. Analysis of Possibility of Using an Algorithm for Correcting Metal Artifacts in CT-Images for Radiation Therapy Planning. Medical Radiology and Radiation Safety. 2025;70(1):115–121. (In Russian). DOI:10.33266/1024-6177-2025-70-1-115-121

Введение

В процессе подготовки пациента к дистанционной лучевой терапии (ДЛТ) КТ-исследования являются основным источником информации для планирования подведения дозы к опухоли. Во-первых, КТ-изображения позволяют определить точное расположение объемов облучения, а также окружающих этот объем критических органов и структур. Соблюдение геометрической точности является ключевым фактором, отвечающим за результат курса ДЛТ. При этом отклонения в несколько миллиметров могут привести к повышенному облучению органов риска и частичному недополучению предписанной дозы опухолью [1]. Во-вторых, моделирование дозы алгоритмами станций планирования основано на использовании показателей электронной и массовой плотности тканей. Данную информацию невозможно получить без преобразования чисел Хаунсфилда (HU), получаемых при КТ-исследованиях [2]. Поэтому качество полученного КТ-изображения напрямую влияет на точность расчета алгоритмов планирования лучевой терапии.

Наличие в теле пациента металлических имплантатов, таких как медицинские приборы, имплантаты зубов, эндопротезы тазобедренного сустава и любых других металлических конструкций приводят к серьезному искажению рентгеновской плотности (РП) на КТ-изображениях [3]. Подобного рода яркие и темные полосчатые искажения носят названия металлических артефактов. Размер и форма артефактов зависит от размера и сплава имплантата. Но в той или иной степени наличие артефакта может привести к ошибочному определению границы опухоль–здоровая ткань, вследствие чего объем облучения и дозовая нагрузка на здоровую ткань могут быть превышены. Кроме того, искажение чисел HU вблизи имплантата может привести к повышению неопределенности расчета дозы. На сегодняшний день КТ-исследование корректируют путем зарисовки зоны артефакта и источника, привязывая к объемам плотности, близким к реальной. Но на практике определить точное значение чисел HU не представляется возможным, поэтому задается плотность воды для зоны артефакта, а для источника – плотность материала [4]. Это также повышает неопределенность расчета дозы и никаким образом не решает вопрос невозможности точного определения границы между опухолью и органами риска.

Итерационные алгоритмы подавления артефактов (metal artefact reduction-MAR) активно предлагаются производителями КТ-аппаратов как высокотехнологичный алгоритмы, способные с высокой точностью восстановить искаженную рентгеновскую плотность и приблизить значения чисел HU к истинным за счет идентификации «следов» металла в области проекции и последующей линейной интерполяции для замены недостающих данных (искаженных) данных [5]. К тому же разные алгоритмы реконструкции КТ-исследований в комбинации и без MAR могут приводить к различающимся между собой результатам. Оценка данных методов и итерационного алгоритма MAR может быть полезна для подбора режимов сканирования и реконструкции при томографии.

Целью данной работы является количественно оценить программные алгоритмы реконструкции в комбинации с алгоритмом O-MAR (Metal Artifact Reduction for

Orthopedic Implants) и рассмотреть потенциал использования O-MAR для задач планирования лучевой терапии.

Материал и методы

Сканирование фантома проводилось на 128-срезовом компьютерном томографе Philips Ingenuity. Использовались стандартный клинический протокол сканирования для брюшной полости и таза и стандартный индекс дозы КТ ($CTDI_{vol}$) 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 алгоритмы реконструкции FBP, iDose и iMR. Для подавления артефактов от металлоконструкции использовался итеративный алгоритм O-MAR. В зависимости от индекса качества изображения для системы автоматического контроля экспозиции DoseRight (DRI), были получены серии КТ-изображений с параметрами, приведенными в табл. 1.

Таблица 1

Параметры сканирования и реконструкции полученных КТ-изображений

Parameters of scanning and reconstruction of obtained CT images

Название серии	Основной алгоритм реконструкции	Индекс Dose Right	CTDI _{vol} , мГр	mAс	DLP, мГр \times см
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

Используемый фантом диаметром 20 см показанный на рис.1 представляет собой полый цилиндр из полиметилметакрилата (оргстекла), в центре которого расположен эндопротез тазобедренного сустава (ТБС), с закрепленными вокруг него пробирками с различной концентрацией гидрофосфата калия ($K_2HPO_4 \times 3H_2O$). Точные значения заданных единиц Хаунсфилда 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. 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. 1а,б). Эндопротез представлен бесцементной диафизарной частью, т.н. ножкой, из титана (Zimmer Alloclassic Zweymüller SLL Stem), и вертлужной системы (Zimmer Alloclassic Trilogy), включающей в себя металлическую чашку и вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена (рис. 1б).

Количественная оценка

На всех полученных КТ-изображениях проводились измерения в зонах интереса (Region of Interest – ROI)

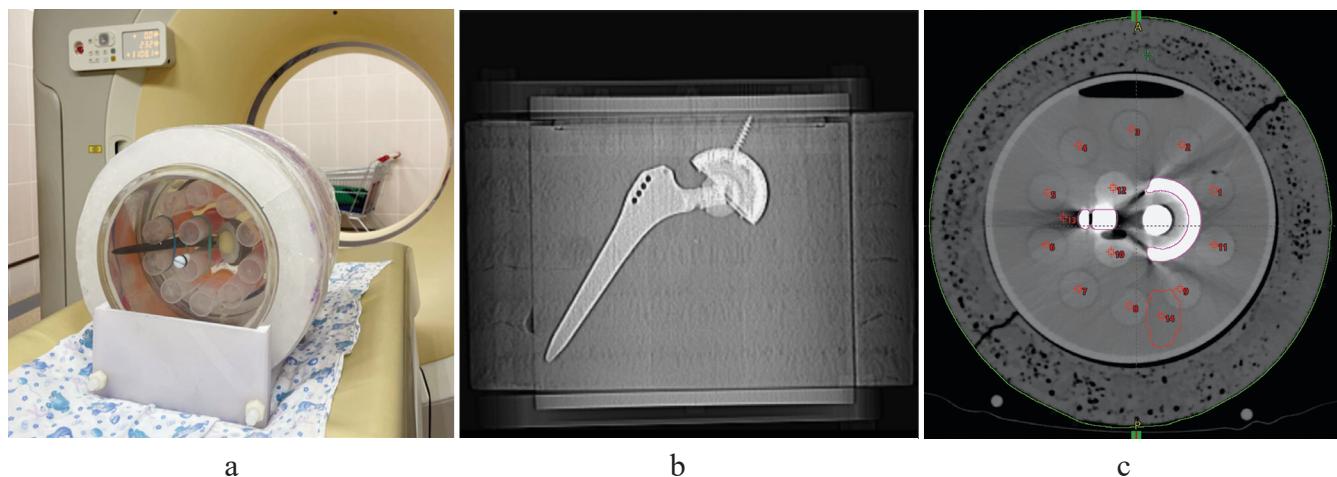


Рис. 1. Фантом с пробирками: а – Внешний вид фантома; б – КТ-изображение фантома, показывающее расположение тазобедренного имплантата; в – Расположение пробирок в фантоме на КТ-сканере, аксиальное изображение

Fig. 1. Phantom with test tubes: a – Phantom appearance; b – CT scan of the phantom showing the arrangement hip implant; c – Position of test tubes in the phantom on CT, axial image

для 11 пробирок на уровне шейки. ROI – окружность с радиусом 8 мм. Измерялось среднее значение и среднеквадратичное отклонение (СКО) плотности области интереса (ROI) в единицах HU. Расчеты степени подверженности артефактам (P) производились по формуле 1:

$$P = \frac{SD_m - SD_n}{SD_n} \times 100\%; \quad (1)$$

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 по степени подверженности артефактам на 3 категории: на сильно подверженные ($P > 200\%$), средне подверженные ($50\% < P < 200\%$) и слабо подверженные ($P < 50\%$) артефактам от металлоконструкций. Статистическая обработка проводилась в пакете STATISTICA v10. Кроме описательной статистики проводились сравнения непараметрическим парным критерием Уилкоксона, достоверное различия определялись при $p < 0,05$. Размер группы сравнения определялся количеством пробирок, использованных в эксперименте, что было обусловлено геометрией расположения образцов ($n = 11$).

Расчет поглощенной дозы

Расчет поглощенной дозы в фантоме выполнялся на станции планирования Eclipse 17.0, с использованием расчетного алгоритма AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) [6]. Рассчитывалось статическое фотонное поле 6 МВ для 200 мониторных единиц (ME), размер поля составлял 28×28 см под углом гантри 0° , расстояние источник поверхность (РИП) составляло 86 см, а изоцентр выставлялся по центру фантома для всех расчетов. Расчет поглощенной дозы проводился для КТ-исследований в условиях присутствия и отсутствия имплантата в фантоме. Также был измерен пример с имплантатом без обработки O-MAR методом оконтуривания следов артефакта с заданным значением чисел Хаунсфилда для воды ($HU=0$) и среднее для биологической ткани ($HU=ST_{mean}$). Поглощенная доза измерялась в точках согласно показанному расположению пробирок на рис. 1с. Кроме этого, использовался контур объемом $22,1 \text{ см}^3$ на расстоянии 2 см от имплантата на нижнем уровне для оценки средней дозы в объеме.

Результаты

Количественная оценка

По методике Selles M. et al [3] были распределены пробирки по степени подверженности артефактам от металлоконструкции на уровне шейки ТБС. Наибольшее влияние артефактов от металлоконструкций отмечено у пробирок № 6, 12. Рассчитанная разница подверженности артефактам на основе показателя P для пробирок показала, что применение алгоритма коррекции артефактов O-MAR снижает число измененных пробирок с артефактами более чем на 50 % в обеих реконструкциях (FBP и iMR) (рис. 2).

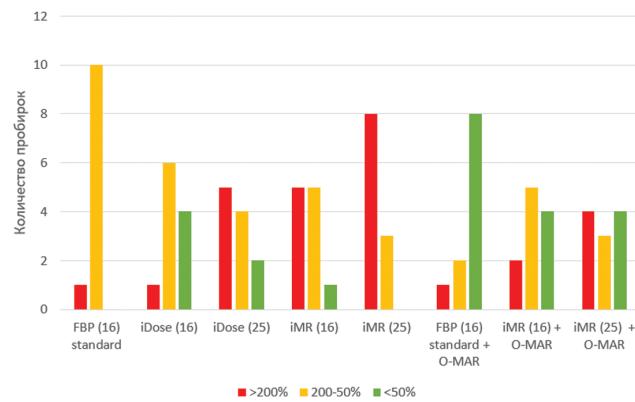


Рис. 2. Диаграмма распределения количества пробирок по степени подверженности артефактам P от металлоконструкций по каждому алгоритму реконструкции

Fig. 2. The distribution diagram of the test tubes according to the degree of susceptibility to artifacts P from metal structures for each reconstruction algorithm

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. 1. Расчеты степени подверженности артефактам показали, что минимальное среднее значение шума наблюдалось для серии iMR в сочетании с O-MAR ($31,6 \pm 45,5 \text{ HU}$) и максимальное – для FBP (16) без O-MAR ($77,0 \pm 31,1 \text{ HU}$). Кроме этого, рассчитанная разница подверженности артефактам на основе показателя P для пробирок показала, что на уровне шейки протеза, где на-

Таблица 1

Количественные характеристики пробирок для различных режимов сканирования

Quantitative characteristics of test tubes for different scanning modes

Название серии	Шум±СКО для различных исследованных состояний, HU		Подверженность артефактам на основе показателя P
	Без имплантата	На уровне шейки протеза	
FBP(16)standard	38,1±6,3	77,0 ± 31,1	-11
iDose(16)	22,3±4,1	42,2 ± 20,0	-3
iDose(25)	16,4±7,3	47,2 ± 39,9	-7
iMR(16)	11,3±6,1	39,3 ± 41,3	-9
iMR(25)	8,5±6,2	37,7 ± 31,6	-11
FBP16(standard)+O-MAR	33,4±3,0	58,2 ± 30,8	5
iMR(16)+O-MAR	10,3±4,3	32,7 ± 43,5	-3
iMR(25)+O-MAR	8,6±5,4	31,6 ± 45,5	-3

блудается значительное изменение чисел HU, применение алгоритма коррекции артефактов O-MAR снижает число пробирок с артефактами более чем на 50 % для обеих реконструкций (FBP и iMR).

Расчет поглощенной дозы

Результаты расчета поглощенной дозы в статическом поле для контрольных точек фантома в зависимости от условий сканирования и реконструкций представлены на рис. 3.

Как показано на рис. 3а,б, в условиях отсутствия имплантата разница в расчетной дозе составила 0,4 ± 0,96 % и 0,52 ± 1,51 % при сравнении КТ-исследований с/без O-MAR для режимов FBP и iMR.

При сравнении КТ-исследований с/без имплантата ТБС расчет дозы для точек в пробирках № 1–6 и 12 показал, что средняя разница составила 1,35 ± 1,65 % и 1,43 ± 0,78 % для режимов FBP и iMR соответственно. Точечная рассчитанная доза для пробирок 7–9 имела более выраженное отличие до 10,34 ± 1,97 % и 13,62 ± 3,25 % для обоих режимов. Точки, расположенные в непосредственной близости к имплантату и на артефакте, показали различный результат: для точки № 11 разница составила 3,45 % для обоих режимов; для произвольной точки №13, расположенной в зоне артефакта, разница составила 3,12 и 4,62 %. При этом измеренная средняя доза в объеме, расположенному на расстоянии 2 см от имплантата, составила разницу 13,64 % для обоих режимов.

При сравнении КТ-исследований с/без O-MAR средняя разница в дозе для всех контрольных точек равна 0,33 ± 1,68 % и 0,42 ± 1,38 % при наличии ТЗБ имплантата для режимов FBP и iMR соответственно. Однако в точке № 13 разница составила 3,22 % для обоих режимов, а рассчитанная средняя доза в объеме равняется 2,63 % для обоих режимов.

Отдельно сравнивали рассчитанную дозу при сканировании с имплантатом и разными технологиями коррекции РП (рис. 3с,д). Рассчитанные разницы дозы между КТ-исследованиями с O-MAR и примерами с заданной плотностью воды ($HU=0$) или с заданной средней плотностью ($HU=ST_{mean}$) составили: 1,24 ± 1,87 % и 0,90 ± 1,93 % и 1,11 ± 1,57 % и 0,92 ± 1,57 %, тогда как при сравнении между собой – 0,14 ± 1,37 % и 0,005 ± 1,61 %.

Обсуждение

Тенденция использования КТ для диагностики в Российской Федерации с каждым годом растет. Исследования показывают, что в период с 2011 по 2021 гг. общее число КТ-исследований увеличилось в 6 раз – с 4,6 млн до 27,6 млн [7]. При этом наличие имплантата может стать причиной невозможности точно провести диагностику методом КТ, и как следствие, присутствующие артефакты на КТ-изображениях могут серьезно усложнить назначение тактики лечения, в том числе при онкологических заболеваниях. КТ является неотъемлемой частью в ДЛТ [8], также это и метод выбора для диагностики различных патологий лёгких, средостения, опорно-двигательной системы и т.д. При выполнении КТ пациентам с имплантатами возникают артефакты от металла ввиду различных физических эффектов: ужесточение луча (beam hardening), рассеяние излучения, квантовый шум и фотонное голодание, артефакты частичного объема, линейные strike артефакты [9, 10]. Вследствие этих артефактов искажается визуализация прилежащих к имплантату тканей и изменяются показатели их рентгеновской плотности [11, 12]. Например, КТ-денситометрия позвоночника позволяет оценивать губчатое вещество костной ткани [13], но наличие артефактов может серьезно усложнить задачу диагностики. Снижение показателей плотности костных структур в зоне установленного имплантата может иметь локальный характер и влиять на его стабильность [14–16].

Применение алгоритма коррекции O-MAR на КТ с имплантатами может быть полезно для решения задач коррекции РП [17]. Алгоритм O-MAR позволяет скорректировать искаженную, вызванную имплантатом, РП к истинной. Алгоритм коррекции артефактов O-MAR в значительной степени снижает число пробирок с артефактами более чем на 50 %, что визуально может позволить обнаружить возможные границы между опухолью и здоровыми тканями и критическими структурами. Представленный количественный анализ согласуется с основными выводами исследований на фантоме, где детально изучен MAR с точки зрения коррекции зоны артефакта на КТ-исследованиях [3, 18, 19], в том числе на КТ-исследованиях пациентов [20, 21]. Некоторыми авторами сообщается, что измеренное число HU и измеренный шум в мягких тканях в целом были снижены при использовании алгоритмов MAR. В том числе отмечается, что для изображений, содержащих титан, алгоритм MAR способен вносить новые и более серьезные артефакты, чем сам металл [18]. Одной из причин этого является возможный воздушный зазор между имплантатом и средой, из-за чего алгоритмом MAR неверно интерпретируется как артефакт. Также указывается, что создание новых артефактов при использовании алгоритмов MAR наблюдается в виде дополнительных артефактных полос вблизи головки протеза [22]. При этом описано, что именно O-MAR предназначен в первую очередь для ортопедических имплантатов [19], а для имплантатов таких как зубные пломбы, O-MAR недооценивает их размер и вносит новые артефакты в плоскости визуализации за пределами металла при применении к стоматологическим артефактам.

Первичный анализ рассчитанной дозы показывает, что алгоритм O-MAR не изменяет РП КТ-исследования при отсутствии имплантата и следов артефакта. Основываясь на результатах обработанных КТ-исследований, рассчитанные значения поглощенной дозы не показали значительного влияния O-MAR на коррекцию дозы, поскольку разница в дозе наблюдается 0,33 ± 1,68 % и 0,42 ± 1,38 % для режимов FBP и iMR соответственно. При

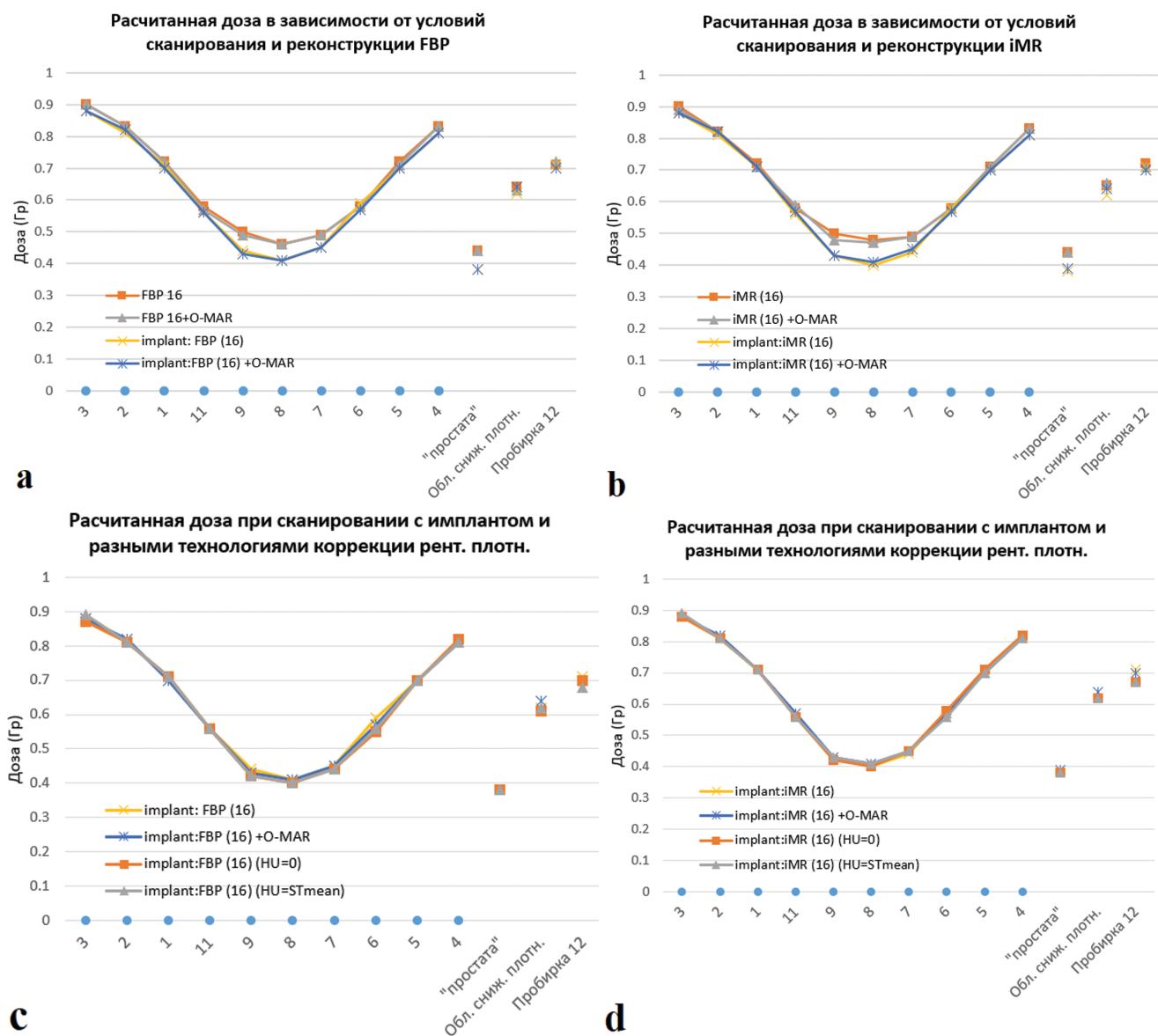


Рис. 3. Результаты расчета поглощенной дозы в контрольных точках

Fig. 3. Calculated absorbed dose at control points

этом для КТ-исследования с O-MAR в зоне артефакта «темная полоса» (№ 13) отмечается разница дозы, равная 3,22 % для обоих режимов, что показывает влияние алгоритма O-MAR именно на зону артефакта с последующим изменением расчетной дозы в зоне артефакта. Также рассчитанная доза показывает различия на выходе пучка из имплантата при сравнении КТ-исследований. Доза в некоторых пробирках, где была отмечена значительная разница, по всей видимости, связана с поглощением фотонов части энергетического спектра за счет наличия титанового имплантата, причем данные точки располагаются в непосредственной близости к титановому имплантату.

В частности, авторами было показано [23], что инструмент O-MAR не оказывает никакого влияния на расчеты вблизи от имплантата. Однако различия в дозах увеличились, когда изображения с коррекцией O-MAR использовались для расчетов AAA на «нижних уровнях» фантома из-за поглощения излучения материалом имплантата. Также дозиметрическое воздействие артефактов, вызванных титановым имплантатом, не является существенным при планировании, что указывает на то,

что алгоритмы расчета дозы могут быть не очень чувствительны к изменению чисел HU, вызванному титановыми имплантатами.

Авторами [24] было отмечено, что расчет с использованием алгоритма AAA показал самую низкую чувствительность к артефактам, вызванных титановыми имплантатами, при этом максимальная разница каждого индекса оценки DVH (Dose-Volume Histogram) не превышала 0,5 %. Тем не менее, отмечается, что план облучения на изображениях, содержащих артефакты, способен вносить ошибку в расчет дозы до 8,4 % [25]. В 2015 г. Baer et al сообщили о разнице дозы до $\pm 5\%$ в мишени и органах риска, при коррекции HU на КТ, для анатомической области головы и шеи при наличии зубных пломб [26].

В основе расчета дозы алгоритма AAA рассматривается расчетная функция для воды, которая масштабируется на отношение воды к среде, при наличии неоднородности. По всей видимости, расчетный алгоритм AAA позволяет сглаживать распределение дозы вблизи неоднородной рентгеновской плотности [27]. При этом

AAA может как переоценивать, так и недооценивать локальную дозу в области артефакта, поэтому полноценно оценивать изменение дозы и точность расчета алгоритма AAA нужно не только рассчитывая разницу дозы на разных сериях КТ, но и сравнивая методом дозиметрических измерений.

Стоит отметить, что данное исследование имеет ряд недостатков. Рассмотренный имплантат не описывает полную картину возможности использования алгоритмов коррекции артефактов O-MAR. С точки зрения визуализации может быть интересным рассмотрение билатерально расположенных суставов, а также наличие стоматологических имплантов, где коррекция O-MAR может иметь недостатки, как описывается в ранее проведенных исследованиях [26]. В дополнение следует оценить работоспособность O-MAR для больших по размеру артефактов. Во-первых, следует оценить дозиметрические изменения флюенса пучка, используя, например матрицу детекторов, что даст возможность оценить влияния имплантата и зон артефактов не только с точки зрения расчетного алгоритма, но и физического изменения флюенса при обработке КТ-исследований алгоритмом O-MAR. Во-вторых, необходимо исследовать

влияние имплантата и зон артефактов на расчетном алгоритме ACUROS (Eclipse), который в свою очередь основан на конвертации чисел HU в массовую плотность. В-третьих, стоит рассмотреть набор расположенных радиационных полей, дозиметрический эффект может быть замечен за счет увеличения количества пучков, в том числе при модуляции интенсивности.

Заключение

Результаты расчета дозы показали, что алгоритм коррекции O-MAR для КТ-изображений с артефактами влияет на изменение дозы до 3,22 % при сравнении с дозой в точке артефакта «темная полоса». При этом алгоритм O-MAR не изменяет РП КТ-изображений в условиях отсутствия аномальной плотности. Планирование по скорректированным с помощью O-MAR изображениям имеет несколько преимуществ. Во-первых, существенно снижается количество металлических артефактов, что позволяет онкологу-радиологу точнее оконтуривать цели и критические органы риска. Во-вторых, время планирования лечения может быть сокращено, поскольку нет необходимости оконтуривать артефакты и перепределять рентгеновскую плотность.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

- Rossi E., Emin S., Gubanski M., et al. Contouring Practices and Artefact Management Within a Synthetic CT-based Radiotherapy Workflow for the Central Nervous System. *Radiat Oncol.* 2024;19:1:27. doi: <https://doi.org/10.1186/s13014-024-02422-9>.
- Goran Kolarevic, Dražan Jaroš, Bojan Pavičar, et al. Computed Tomography Simulator Conversion Curve Dependence on Scan Parameters and Phantom Dimension. *Journal of Health Sciences.* 2020;10:3:226-233. doi:<https://doi.org/10.17532/jhsci.2020.1085>.
- Selles M., Stuivenberg V.H., Wellenberg R.H.H., 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;12:1:171. doi:10.1186/s13244-021-01111-5.
- John King, Shona Whittam, David Smith, Bashar Al-Qaisieh. The Impact of a Metal Artefact Reduction Algorithm on Treatment Planning for Patients Undergoing Radiotherapy of the Pelvis. *Physics and Imaging in Radiation Oncology.* 2022;24:138–143. doi: <https://doi.org/10.1016/j.phro.2022.11.007>.
- Mark Selles, Jochen A.C. van Osch, Mario Maas, Martijn F. Boomsma, Ruud H.H. Wellenberg. Advances in Metal Artifact Reduction in CT Images: a Review of Traditional and Novel Metal Artifact Reduction Techniques. *European Journal of Radiology.* 2024;170:111276. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111276>.
- AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse. 2022. Treatment Planning System Wiki. URL: <https://tpswiki.com/wp-content/uploads/2022/01/AAA-Algorithm.pdf>.
- Дружинина П.С., Романович И.К., Водоватов А.В., Чипига Л.А., Ахматдинов Р.Р., Братилова А.А., Рыжов С.А. Тенденции развития компьютерной томографии в Российской Федерации в 2011–2021 гг. // Радиационная гигиена. 2023. Т.16. №3. С. 101-117 [Druzhinina P.S., Romanovich I.K., Vodovatov A.V., Chipiga L.A., Akhmatdinov R.R., Bratilova A.A., Ryzhov S.A. Trends in the Development of Computed Tomography in the Russian Federation in 2011–2021. *Radiatsionnaya Gigiyena = Radiation Hygiene.* 2023;16:3:101-117 (In Russ.)]. <https://doi.org/10.21514/1998-426X-2023-16-3-101-117>.
- Румянцев П.О. Возрастающая роль методов функциональной визуализации для навигации дистанционной радиотерапии и брахитерапии на примере рака предстательной железы // Digital Diagnostics. 2021. Т.2. №4. С. 488–497 [Rumyantsev P.O. Growing Role of Functional Imaging Methods for Navigation of Remote Radiotherapy and Brachytherapy on the Example of Prostate Cancer. *Digital Diagnostics.* 2021;2:4:488-497 (In Russ.)]. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD96197>.
- 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.>;
- Charles A. Kelsey. The Physics of Radiology. Ed. H.E.Johns, J.R.Cunningham. *Med Phys.* 1984;731-732. <https://doi.org/10.1118/1.595545>
- Wellenberg R.H.H., Hakvoort E.T., Slump C.H., Boomsma M.F., Maas M., Streekstra G.J. Metal Artifact Reduction Techniques in Musculoskeletal CT-Imaging. *Eur J Radiol.* 2018;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;48:12:1981-90. <https://doi.org/10.1007/s00256-019-03248-3>.
- Васильев Ю.А., Туравилова Е.В., Шулькин И.М. и др. КТ брюшной полости с признаками остеопороза позвоночника: Свидетельство о гос. рег. базы данных №2023621045. Российская Федерация. MosMedData: №2023620796: заявл. 24.03.2023: опубл. 30.03.2023; заявитель ГБУЗ г. Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ» [Vasil'yev Yu.A., Turavilova Ye.V., Shul'kin I.M., et al. *Komp'yuternaya Tomografija Bryushnoy Polosti s Priznakami Osteoporozu Pozvonochnika = Computed Tomography of the Abdominal Cavity with Signs of Osteoporosis of the Spine:* Certificate of State registration of the Database No. 2023621045 Russian Federation. MosMedData: No. 2023620796. Declared. 24.03.2023. Published. 30.03.2023. Applicant Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Department of Healthcare (In Russ.)].
- Годзенко А.В., Петряйкин А.В., Морозов С.П. и др. Остеоденситометрия (Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики): Методические рекомендации. М.: Научно-практический центр медицинской радиологии, 2017. 26 с. [Godzenko A.V., Petryaykin A.V., Morozov S.P., et al. *Osteodensitometriya (Luchshie Praktiki Luchevoj i Instrumental'noj Diagnostiki)* = Osteodensitometry (Best Practices of Radiation and Instrumental Diagnostics). Methodological Recommendations. Moscow, Scientific and Practical Center of Medical Radiology Publ., 2017. 26 p. (In Russ.)].
- Васильев Ю.А., Владзимирский А.В., Артюкова З.Р. и др. Диагностика и скрининг остеопороза по результатам

- компьютерной томографии органов брюшной полости: Методические рекомендации // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып.132. М.: Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ, 2023. 29 с. [Vasil'yev Yu.A., Vladzimirskiy A.V., Artyukova Z.R., et al. *Diagnostika i Skrining Osteoporoz po Rezul'tatam Komp'yuternoy Tomografii Organov Bryushnoy Polosti = Diagnostics and Screening of Osteoporosis Based on the Results of Computed Tomography of the Abdominal Organs. Methodological Recommendations. Series "Best Practices in Radiation and Instrumental Diagnostics". Issue 132.* Moscow, Scientific and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Department of Health of Moscow Publ., 2023. 29 p. (In Russ.)].
16. Крупин К.Н., Кислов М.А. Конечно-элементный анализ формирования локального остеопороза при хирургическом лечении в области перелома малоберцовой кости // Судебная медицина. 2020. Т.6. №3. С. 58-61 [Krupin K.N., Kislov M.A. Finite Element Analysis of the Formation of Local Osteoporosis During Surgical Treatment in the Area of a Fracture of the Fibula. *Sudebnaya Meditsina = Forensic Medicine.* 2020;6:3:58-61 (In Russ.)]. doi: 10.19048/fm327.
 17. 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. С. 43-45 [Vasil'yev Yu.A., Semenov D.S., Akhmad Ye.S., Panina O.Yu., Sergunova K.A., Petryaykin A.V. Method for Assessing the Impact of Metal Artifact Suppression Algorithms in Computed Tomography on Quantitative Image Characteristics. *Meditsinskaya Tekhnika = Medical Equipment.* 2020;4:43-45 (In Russ.)].
 18. Bolstad K., Flatabo 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. doi:10.1177/0284185117751278.
 19. Shim E., Kang Y., Ahn J.M., et al. Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-Mar): Usefulness in CT Evalu-
 - ation of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *American Journal of Roentgenology.* 2017;209:4:860-866. doi:10.2214/ajr.16.17684.
 20. Huang Jessie Y., Kerns James R., Nute Jessica L., et al. An Evaluation of Three Commercially Available Metal Artifact Reduction Methods for CT Imaging. *Physics in Medicine and Biology.* 2015;60:3:1047-1067. doi:10.1088/0031-9155/60/3/1047.
 21. Feldhaus F.W., Böning G., Kahn J., et al. 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 Radiologica.* 2020;61:10:1421-1430. doi:10.1177/0284185120903446.
 22. Andersson Karin M., Norrman Eva, Geijer Håkan, et al. Visual Grading Evaluation of Commercially Available Metal Artefact Reduction Techniques in Hip Prosthesis Computed Tomography. *The British Journal of Radiology.* 2016;89:1063:20150993. doi:10.1259/bjr.20150993.
 23. Akdeniz Yucel, Yeginil Ilhami, Yeginil Zehra. Effects of Metal Implants and a Metal Artifact Reduction Tool on Calculation Accuracy of AAA and Acuros XB Algorithms in Small Fields. *Medical Physics.* 2019;46:11:5326-5335. doi:10.1002/mp.13819.
 24. Li B., Huang J., Ruan J., et al. Dosimetric Impact of CT Metal Artifact Reduction for Spinal Implants in Stereotactic Body Radiotherapy Planning. *Quant Imaging Med Surg.* 2023;13:12:8290-8302. doi: 10.21037/qims-23-442.
 25. Ziemann C., Stille M., Cremers F., et al. Improvement of Dose Calculation in Radiation Therapy Due to Metal Artifact Correction Using the Augmented Likelihood Image Reconstruction. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2018;19:3:227-233. doi:10.1002/acm2.12325.
 26. Baer E., Schwahofer A., Kuchenbecker S., Haering P. Improving Radiotherapy Planning in Patients with Metallic Implants using the Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR) Algorithm. *Biomed Phys & Eng Express.* 2015;1:025206. doi:10.1088/2057-1976/1/2/025206.
 27. Ulmer W., Pyyry J., Kaissl W. A 3D Photon Superposition Convolution Algorithm and its Foundation on Results of Monte Carlo Calculations. *Phys Med Biol.* 2005;50:1767-90. doi: 10.1088/0031-9155/50/8/010.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.
Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.
Поступила: 20.10.2024. Принята к публикации: 25.11.2024.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.
Financing. The study had no sponsorship.
Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.
Article received: 20.10.2024. Accepted for publication: 25.11.2024.