

ИСКАЖЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОЙ ПЛОТНОСТИ ПРИ НАЛИЧИИ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В ОБЛАСТИ КТ-СКАНИРОВАНИЯ: ОЦЕНКА И КОРРЕКЦИЯ

А.В. Петрайкин¹, С.А. Рыжов¹, А.А. Баулин¹, Ю.А. Васильев¹, З.Р. Артюкова¹,
А.К. Сморчкова¹, В.О. Ястребова¹, Д.С. Семенов¹, Р.А. Ерижиков¹,
О.В. Омелянская¹, А.В. Владзимирский¹, А.В. Музыченко², А.А. Алиханов³

¹ Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ, Москва

² Московский многопрофильный научно-клинический центр им. С.П. Боткина ДЗМ, Москва

³ Российская детская клиническая больница – филиал Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва

X-RAY DENSITY DISTORTIONS IN THE PRESENCE OF METALLIC CONSTRUCTS IN THE CT-SCANNING AREA: ASSESSMENT AND CORRECTION

A.V. Petraikin¹, S.A. Ryzhov¹, A.A. Baulin¹, Y.A. Vasilev¹, Z.R. Artyukova¹, A.K. Smorchkova¹,
V.O. Yastrebova¹, D.S. Semenov¹, R.A. Erizhikov¹, O.V. Omelyanskaya¹, A.V. Vladzimirsky¹,
A.V. Muzychenkov², A.A. Alihanov³

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

² S.P. Botkin Moscow Multi-Profile Scientific and Clinical Center, Moscow, Russia

³ Russian Children's Clinical Hospital, Moscow, Russia

Реферат

Цель: Выполнить количественную оценку результатов измерений рентгеновской плотности (РП) в модельной системе с металлоконструкцией (эндопротез тазобедренного сустава), предложить методологию корректной оценки РП вблизи металлоконструкций.

Материал и методы: Исследование проводилось на фантоме (цилиндр из оргстекла, заполненный водой) с размещенным в центре эндопротезом тазобедренного сустава и пробирками с гидрофосфатом калия. Измерения рентгеновской плотности в единицах Хаунсфилда (HU) выполнялись с помощью ROI на разных уровнях и расстояниях от импланта (у пробирок, за пробирками, вдоль ножки имплантата). Использовались алгоритмы реконструкции FBP, iDose, iMR, а также технология O-MAR для уменьшения артефактов от металлоконструкций.

Результаты: Отклонения РП составили от –1,2 до –2,1 HU без импланта, с максимальным значением –11,9 HU. С имплантом на уровне шейки наблюдались значительные отклонения: от –79 до +401 HU. Технология O-MAR снизила разброс с 458,2 до 142,7 (FBP) и с 442,1 до 147,6 (iMR)], но добавила вторичные артефакты на уровне шейки имплантата. На уровне пробирок РП соответствовала значениям без имплантата (10–13 HU). В водной среде РП была близка к воде. Измерения по замкнутому контуру вокруг ножки имплантата показали, что РП повышалась вблизи металла, снижаясь до значений, близких к воде (HU=0) на 5 мм с O-MAR и на 10 мм без применения O-MAR.

Заключение: Применение технологии O-MAR снижает разброс значений HU, но приводит к формированию вторичных артефактов в виде дополнительных структур с повышенной или пониженной РП. Неискажённые значения РП при наличии имплантата удалось получить при измерении по замкнутому контуру на удалении от шеечной части имплантата. При использовании O-MAR разброс РП в зоне измерения уменьшается. Измерения вблизи ножки имплантата показали, что неискажённые средние значения РП можно получить на расстоянии 5 мм и более при применении алгоритма O-MAR.

Ключевые слова: компьютерная томография (КТ), артефакты от металла, фантомное исследование, имплантат тазобедренного сустава

Abstract

Purpose: To perform a quantitative assessment of X-ray density measurements in a model system with a metal structure (hip joint endoprosthesis) and to propose a methodology for accurately evaluating X-ray density near metal constructions.

Material and methods: The study was conducted on a phantom consisting of a Plexiglas cylinder filled with water, containing a hip prosthesis at its center and tubes filled with potassium hydrophosphate. X-ray density (HU) measurements were performed using ROIs at various levels and distances from the implant (near the tubes, behind the tubes, and along the implant stem). The study utilized FBP, iDose, and iMR reconstruction algorithms, along with O-MAR to minimize artifacts.

Results: Without the implant, HU deviations were minimal (–1,2 to –2,1 HU), with a maximum of –11.9 HU. With the implant HU values varied widely (–79 to +401), especially near the implant head. The O-MAR reduced the variation X-ray density [458,2 to 142,7 (FBP) and 442,1 to 147,6 (iMR)] but added new secondary artifacts. At the test tubes level, the X-ray density was consistent with values without implant (10–13 HU). In the water environment, X-ray density was close to water (–2 to 0 HU). X-ray density measurements near the implant stem improved at distances of 5 mm or greater with O-MAR and at distances of 10 mm without O-MAR.

Conclusion: Metal implants cause significant artifacts in X-ray density measurements. While O-MAR reduces these distortions, it may introduce new secondary artifacts with altered HU values. Accurate measurements near the implant were achieved by sampling at a fixed distance from its surface, especially around the implant head. Along the stem, reliable density values were obtained at ≥ 5 mm from the implant surface when using O-MAR.

Key words: computed tomography (CT), metal artifacts, phantom study, hip joint implant

E-mail: mosrg@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-107-3-30-39>

Введение

На КТ-изображениях пациентов с металлоконструкциями возникают характерные артефакты от металла, обусловленные рядом эффектов: усиления жесткости пучка (beam hardening), рассеяния фотонов и квантового шума [1]. Образующиеся при этом темные и светлые полосы нарушают визуализацию прилежащих органов и тканей, делая некорректными количественные измерения рентгеновской плотности в единицах Хаунсфилда (HU). С целью минимизации влияния данных эффектов применяются программные и аппаратные методы, дополнительные методики сканирования. Среди программных методов выделяется

группа итерационных алгоритмов подавления артефактов от металла (Metal Artifact Reduction – MAR) [2, 3]. Из аппаратных методов можно отметить использование двухэнергетической и спектральной КТ (Dual Energy CT (DECT), Spectral CT) [4, 5], а также применяется методология КТ-сканирования объекта в разных геометрических позициях с последующей математической обработкой [6]. Показано улучшение визуализации КТ-изображений при применении данных подходов как на фантомах [7], так и у пациентов [8]. Однако, зачастую артефакты сохраняются, хотя и менее выраженные, а корректные количественные измерения на полученных изображениях также затруднены. Следует отметить дополнительную лучевую на-

грузку при использовании большинства технологий двухэнергетического сканирования и при использовании методологии сканирования объектов в разных геометрических позициях. Кроме того, некоторые авторы описывают возможные эффекты генерации новых вторичных артефактов вследствие постобработки КТ-снимков алгоритмами реконструкции MAR [9]. Возникновение новых артефактов при использовании алгоритмов MAR наблюдается в виде дополнительных артефактных полос вблизи головки протеза [10]. Показано, что алгоритм MAR способен вносить новые и более серьезные артефакты, чем сам металл [14]. Появление вторичных артефактов вследствие постобработки КТ-снимков алгоритмами MAR может затруднить диагностический процесс, а в некоторых случаях и вовсе стать причиной невозможности диагностики по КТ-изображениям. Поэтому актуальна разработка методик корректного измерения рентгеновской плотности при КТ-исследовании у пациентов с металлоконструкциями на уже выполненных томограммах с использованием стандартного оборудования, без выполнения дополнительных исследований.

Цель работы: выполнить количественную оценку результатов измерений рентгеновской плотности в модельной системе с металлоконструкцией (эндопротез тазобедренного сустава), предложить методику корректной оценки рентгеновской плотности вблизи металлоконструкции.

Материал и методы

КТ-сканирование

В ходе исследования применялся цилиндрический фантом [12] из оргстекла диаметром 200 мм, внутренним диаметром 190 мм и толщиной стенок 5 мм, сканировался на 128-срезовом КТ-сканере PHILIPS Ingenuity. Сканирование выполнялось в режиме 120 кВ, толщина слоя 1 мм, ток задавался автоматически адаптивно. В центре фантома располагался эндопротез тазобедренного сустава (ТБС), окруженный пробирками с различной концентрацией гидрофосфата калия ($K_2HPO_4 \times 3H_2O$). Эндопротез представлен бесцементной диафизарной частью – ножкой – из титана (Zimmer Alloclassic Zweymueller SLL Stem), и вертлужной системой (Zimmer Alloclassic Trilogy), включающей в себя

металлическую чашку и вкладыш из сверхвысокомолекулярного полиэтилена. Плотность пробирок, расположенных по окружности, соответствует диапазону рентгеновской плотности биологических тканей в соответствии со шкалой Хаунсфилда. Соседние пробирки 1–9 имеют среднее различие на 5 HU. 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. 1, а-1. 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. Размер группы сравнения определялся числом пробирок, задействованных в ходе эксперимента, что обуславливалось геометрическими особенностями используемых образцов ($n=11$). Таким образом, количество единиц анализа было прямо пропорционально количеству пробирок. Использовались следующие алгоритмы реконструкции: FBP (фильтрованных обратных проекций), iDose (итеративные алгоритмы), iMR (модельная итеративная реконструкция). Для подавления артефактов от металлоконструкций использовалась дополнительная технология O-MAR (подавление артефактов от металла для ортопедических имплантатов).

Анализ изображений

На первом этапе исследования на КТ-изображениях проводились стандартные измерения в зонах интереса (Region of interest – ROI – окружность с радиусом 8 мм), для 11 пробирок (рис. 1, а-1). Измерения выполнялись на уровнях шейки (рис. 1, а-2, б-2) и ножки протеза (рис. 1, а-3, б-3). Статистический анализ выполнялся путем попарного сравнения отклонения измеренных показателей от заданных по непараметрическому критерию Уилкоксона для связанных выборок. Измерения выполнялись для следующих алгоритмов реконструкции: FBP (рис. 1а), iDose, iMR, FBP+ O-MAR, iMR + O-MAR (рис. 1б).

На втором этапе с целью проверки гипотезы о возможном неискаженном изменении РП вокруг имплантата были проведены измерения средних значений HU по замкнутому контуру для разных условий (различные режимы

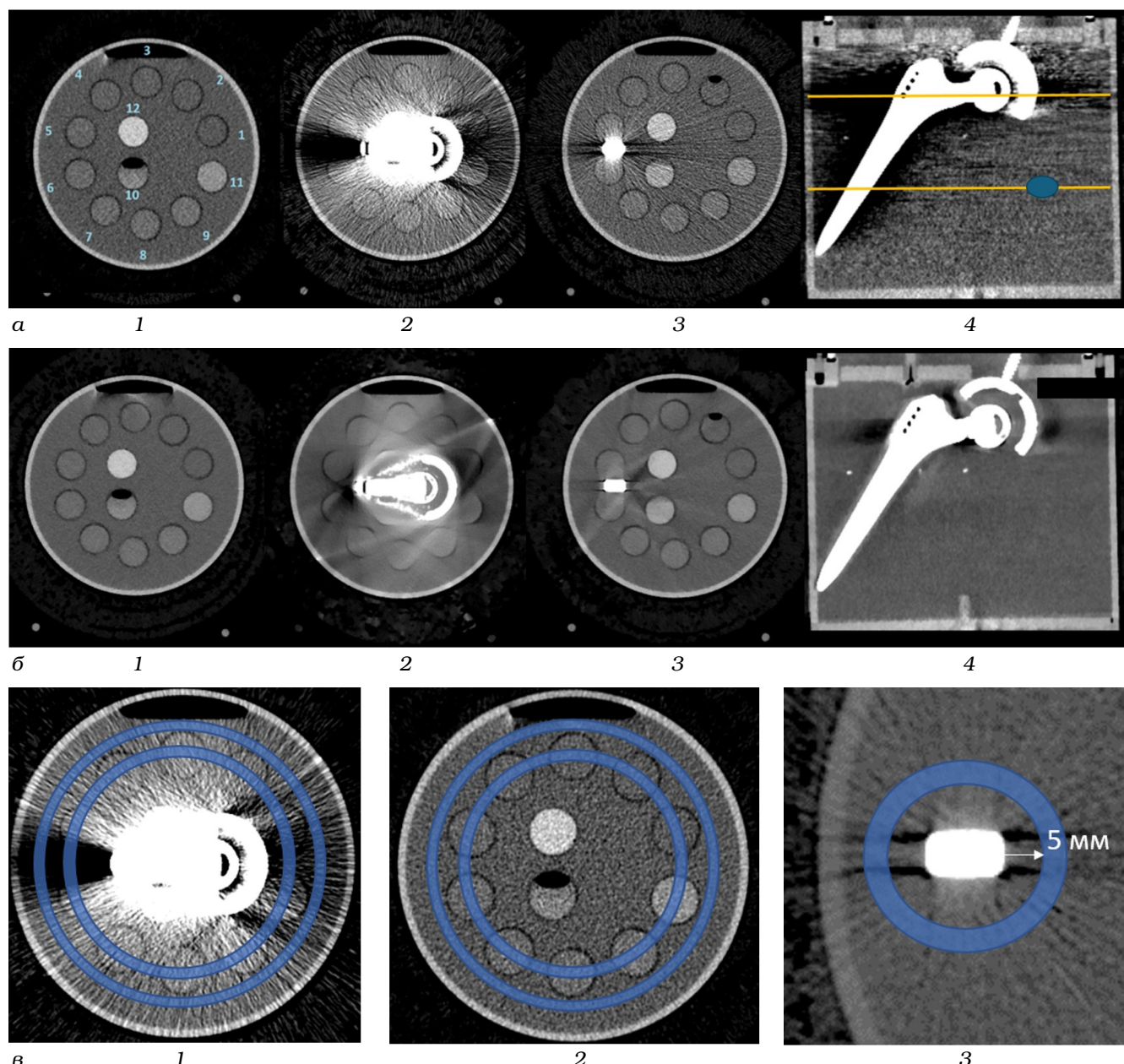


Рис. 1. Примеры КТ-изображений, полученные с использованием различных алгоритмов реконструкции: а – FBP: 1 – аксиальная проекция без эндопротеза ТБС, 2 – с эндопротезом на уровне шейки, 3 – с эндопротезом на уровне ножки, 4 – сагиттальная реконструкция; б – iMR + O-MAR: 1 – аксиальная проекция без эндопротеза ТБС, 2 – с эндопротезом на уровне шейки, 3 – с эндопротезом на уровне ножки, 4 – сагиттальная реконструкция; в – показана методика измерения рентгеновской плотности по замкнутому контуру: 1 – при сканировании с имплантатом на уровне шейки, 2 – измерения без имплантата на уровне шейки, 3 – измерения на уровне шейки эндопротеза

реконструкции, с/без имплантата). На рис. 1в схематично показаны выделенные области интереса при измерениях по замкнутому контуру:

- ✓ рис. 1, в-1 – измерения на уровне шейечной части эндопротеза, внутренняя окружность проходит через середины пробирок, наруж-

ная окружность – измерения выполнены за пробирками в водном окружении;

- ✓ рис. 1, в-2 – показаны аналогичные измерения, но без имплантата;
- ✓ рис. 1, в-3 – представлено измерение вокруг шейечной части имплантата на расстоянии

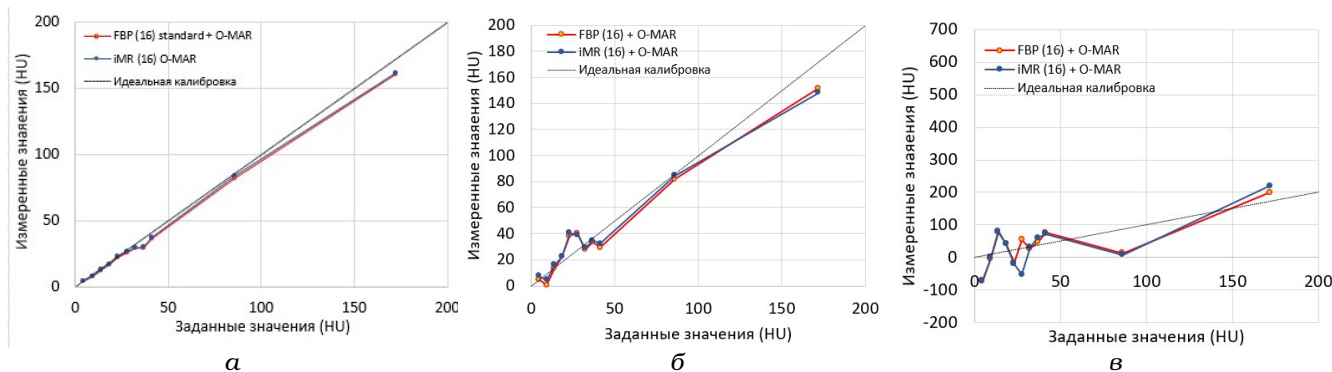


Рис. 2. Результаты измерений рентгеновской плотности в зависимости от заданных показателей: а – имплантат отсутствует; б – на уровне шейки эндопротеза; в – на уровне ножки эндопротеза

5 мм. Также были выполнены измерения непосредственно у имплантата, на расстоянии: 0, 3, 5, 10 мм и в области вне ножки протеза. Эта зона схематично показана в виде синего овала на рис. 1, а-4.

Толщина замкнутой области измерения для зоны интереса (рис. 1в) равнялась 5 мм. Для измерения данной замкнутой области использовался инструмент free hand, реализованный в программе просмотра медицинских изображений MLV (Philips).

Результаты

После проведения КТ-сканирования фантома с использованием всех изложенных выше протоколов были получены изображения на

уровне шейки и на уровне ножки эндопротеза (примеры приведены на рисунке рис. 1а,б). Были проведены измерения рентгеновской плотности в пробирках. Результаты измерений рентгеновской плотности в ROI на реконструкциях при использовании O-MAR представлены на рис. 2.

Также с применением парного непараметрического критерия Уилкоксона был выполнен сравнительный анализ отклонений модулей измеренных величин РП от заданной в зависимости от режима сканирования и постобработки для двух зон эндопротеза. Без имплантата сравнение выполнялось с базовым протоколом FBP. При исследовании с имплантатом сравнения выполнялись с исследованием без имплантата для соответствующих алгоритмов реконструкции. Результаты представлены в табл. 1 – приведены

Таблица 1

Результаты статистического анализа отклонений измеренных показателей РП от заданных с применением парного непараметрического критерия Уилкоксона в зависимости от режима сканирования и зон эндопротеза

	Без импланта		На уровне шейки		На уровне ножки	
	Значения HU ¹	p-value ²	Значения HU ¹	p-value ³	Значения HU ¹	p-value ³
FBP	-2,0 [-4,6; -1,3] -0,1; -11,7	–	32,0 [10,1; 59,9] 401,3; -56,9	0,0005	1,0 [-2,3; 5,1] 46,0; -14,6	0,061
iDOSE	-2,1 [-4,595; -2,12] -0,55; -11,4	0,108	36,29 [26,8; 58,8] 402,4; -45,8	0,005	-0,9 [-2,5; 5,3] 41,1; -13,74	0,559
iMR	-1,3 [-3,6; -1,1] -0,4; -10,6	0,984	35,4 [34,4; 48,7] 380,1; -62,6	0,002	-0,3 [-2,6; 6,1] 45,2; -14,6	0,715
FBP + O-MAR	-1,9 [-4,7; -1,4] -0,4; -11,9	0,327	-4,7 [-30,1; 20,1] 62,8; -79,9	0,011	-3,3 [-6,5; 2,8] 15,4; -20,5	0,048
iMR + O-MAR	-1,2 [-3,5; -1,1] -0,1; -10,43	0,37	-1,5 [-33,8; 22,9] 66,8; -80,88	0,002	-1,5 [-4,0; 3,5] 17,4; -23,9	0,108

¹ Медиана HU; [25,75 проц.]; Макс; Мин

² Сравнение с FBP

³ Сравнение без и с имплантатом

показатели отклонения от заданных значений, достоверность различий рассчитана для квадрата отклонений измеренной величины от заданной.

При проведении первого этапа исследования: на рис. 2а наглядно показано, что результаты измерения РП близки к заданным (к идеальной калибровочной кривой) для всех режимов реконструкции при исследовании без имплантата. Отмечается небольшая недооценка заданной величины: медианы отклонений имеют небольшую отрицательную величину (от -1,2 до -2,1 HU) в зависимости от типа реконструкции (табл. 1; 2-й столбец). Наибольшие отклонения составляют величину до -11,9 HU для пробирок с наибольшей заданной рентгеновской плотностью 172 HU (режим FBP + O-MAR). Относительная погрешность составляет 6,6 %. Статистически значимых различий режимов реконструкции относительно режима FBP с индексом DRI 16 (данный индекс наиболее часто применяемым в клинических условиях) при сканировании без имплантата получено не было (табл. 1-столбец 3). Влияния технологии подавления артефактов от металла O-MAR на измеренную РП в условиях отсутствия имплантата отмечено не было.

При сканировании с имплантатом было показано, что наибольшие различия измеренных величин РП от заданных закономерно наблюдаются на уровне шейной части имплантата, где в срезе отмечено наибольшее количество металлических фрагментов протеза (табл. 1: столбец 4). Отмечается достоверное отличие квадратов отклонений измеренных отклонений при исследовании с имплантатом относительно измерения без имплантата (табл. 1: столбец 5). Отклонения измеренных величин от заданных отмечаются в области гиперденсивных полос до +401 HU и в области гиподенсивных полос до -79 HU. На уровне шейки протеза: при реконструкции с O-MAR отмечается уменьшение амплитуды размаха значений РП от 458,2 до 142,7 по сравнению с режимом без O-MAR для FBP и от 442,1 до 147,6 для режима iMR, рис. 2б, (табл. 1: столбец 4). Следует отметить, что несмотря на значительный размах значений РП, медианные показатели отклонений отличаются от нулевых показателей незначительно даже при реконструкциях без O-MAR: до 36,29 режим iDOSE [табл. 1: столбец 4], а с применением технологии O-MAR медиана отклонений становится близка к исходным значениям без имплантата.

При анализе реконструкций на уровне ножки имплантата размах разницы измеренных значений РП относительно заданных менее выражен по сравнению с шейной частью, рис. 2в. Медианные показатели отклонения отклонений измеренных значений РП при сканировании с имплантатом на уровне шейки близки к исходным (табл. 1: столбец 6). При этом различия квадрата разницы данных отклонений недостоверно отличается от данного показателя без имплантата (за исключением одной реконструкции) (табл. 1: столбец 7).

На втором этапе оценки РП для неискаженного анализа HU выполнены измерения по замкнутому контуру вокруг имплантата. На рис. 3 показаны результаты измерений средних значений HU по замкнутому контуру и зависимость данных результатов от разных условий реконструкции (различные режимы реконструкции, с/без имплантата). Условия сканирования представлены под каждым измерением: 1-5 без имплантата, 6-10 с имплантатом. Представлены средние значения и стандартное отклонение.

Показано, что средняя РП в замкнутом контуре вокруг шейной части имплантата для измерений как на уровне пробирок (рис. 3а), так и за пробирками (на уровне водного окружения) (рис. 3б) несущественно меняется в зависимости от условий сканирования. Для измерения на уровне пробирок она колеблется в пределах 10-12 HU без имплантата (рис. 1.в-2; рис. 3а, условия 1-5) и 11-13 HU с имплантатом (рис. 1.в-1; рис. 3а, условия 6-10). Подобные низкие средние показатели HU обусловлены наличием в области интереса не только пробирок с высокой моделируемой РП, но и отрицательной - стенки пробирок из полиэтилена (-70 HU). Однако измеряемая средняя РП имеет значение для демонстрации эффекта независимости средних показателей по замкнутому контуру как с-, так и без имплантата. При измерениях за пределами пробирок, в водном окружении, средние значения близки к 0 и соответствуют РП воды как при измерениях без имплантата: от -2 до 0 HU (рис. 1.в-2; рис. 3б, условия 1-5) так и измерениях с имплантатом: от -2 до 0 HU (рис. 1.в-1; рис. 3б, условия 6-10).

Для условий сканирования без имплантата стандартные отклонения закономерно ниже, чем при измерениях с имплантатами (рис. 3 а,б; условия 1-5 в сравнении с рис. 3 а,б; условия 6-10). Однако это различие СКО не влияет на измерение средних показателей в пределах замкну-

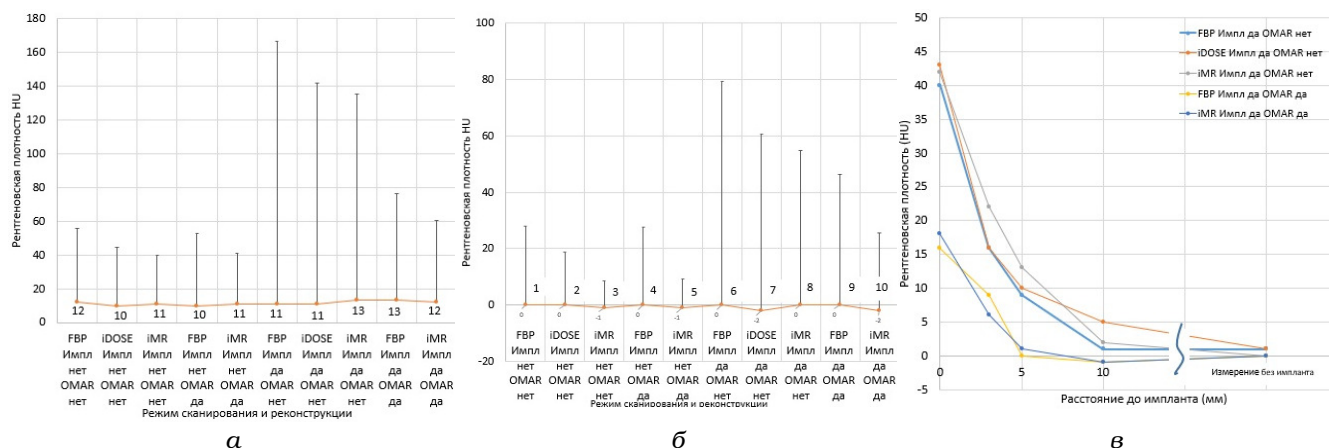


Рис. 3. Результаты измерений HU по замкнутому контуру: а – измерения на уровне пробирок (как на рис. 1, в-1, 2); б – измерения на уровне водного окружения за пробирками (как на рис. 1, в-1, 2); в – зависимость измерений HU на разном расстоянии от имплантата на уровне ножки протеза (как на рис. 1, в-3)

тых окружностей. Следует отметить снижение СКО в ряду FBP → IDOSE → iMR (первые 1, 2, 3, затем измерения 6, 7, 8 по порядку) на рис. 3 а,б. Как следует из графиков, эта тенденция сохраняется и для измерений с имплантатом. При использовании технологии O-MAR без имплантата стандартные отклонения РП визуально не отличаются от измерений без использования данной технологии (сравнивая измерения по порядку слева 1, 2 и 4, 5 для рис. 3 а,б). Однако при наличии имплантата происходит существенное снижение СКО при использовании технологии O-MAR по сравнению с измерениями без данной технологии (сравнивая измерения по порядку слева 6, 7 и 9, 10; рис. 3 а,б).

В ходе работы был рассмотрен эффект неискаженного измерения РП по замкнутому контуру вокруг имплантата в зависимости от расстояния до поверхности имплантата на уровне ножки эндопротеза. Пример измерения на расстоянии 5 мм представлен на рис. 1 в-3. График зависимости РП, измеренной по замкнутому контуру, представлен на рис. 3в. Продемонстрировано, что в непосредственной близости от имплантата отмечается артефактное увеличение измеряемой РП, которое затем снижается, при этом достигая значений, близким к 0 при сканировании с применением технологий подавления артефактов от металла O-MAR на расстоянии 5 мм от поверхности металла (рис. 3 в). При сканировании без технологий O-MAR повышенная РП сохраняется до уровня 10 мм, хотя и в значительно меньшем отношении по сравнению с измерением у поверхности. Истинные показатели

РП отмечены для измерения на значительном удалении от имплантата: 0–1 HU, (рис. 1 а4; 3в, измерение без имплантата).

Обсуждение

Для диагностических целей может быть критичной невозможность оценки РП вокруг имплантата, металлоконструкции или инородного предмета в теле человека, например для целей остеоденситометрии [11]. Контроль таких состояний как отек, глиоз в головном мозге, формирование костной мозоли, остеосклероз и резорбция при исследовании вокруг имплантатов может потребовать оценки или переоценки контрольных КТ-исследований окружающих тканей вблизи металлоконструкций. Сообщается, что в некоторых случаях, контроль изменений в окружающих тканях может быть невозможен после реконструкции КТ-исследований алгоритмами MAR [13–15]. Кроме этого, несмотря на явные преимущества применения MAR для уменьшения металлических артефактов, MAR способен вносить свои собственные уникальные артефакты – вторичные артефакты [16]. Так в основе коррекции искаженных вокселей лежит интерполяция данных, описаны механизмы реконструкции граничащих сред “имплантат-артефакт-здоровая ткань” [18]. Поэтому причины эффекта искаженного представления данных вблизи имплантата могут быть обусловлены особенностями математических алгоритмов реконструкции при интерполяции пикселей.

В настоящей работе представлены результаты количественной оценки эффективности применения алгоритма O-MAR для диагностических целей при наличии тзб-имплантата в фантоме, а также изучен вопрос возникновения вторичных артефактов вследствие обработки алгоритмом O-MAR. В ходе выполненного фантомного исследования при КТ были проанализированы два подхода к измерению РП структур, моделирующих физиологический диапазон РП и воды вблизи имплантата.

В ходе выполнения первого этапа был реализован стандартный подход к проведению измерений РП – с помощью инструмента ROI (круг радиусом 8 мм). При этом было показано, что без имплантата измеренные значения РП близки к заданным, относительная погрешность для образца с наибольшим отклонением составила 6,6 %, медианы отклонений составили от –2,0 до –1,2 HU. Применение алгоритма подавления артефактов от металла O-MAR не влияло на результаты анализа. При измерении с имплантатом на уровне шейки наблюдается значительный разброс измеренных значений в зависимости от расположения образца по отношению к артефактам (темным областям: занижение до –80,88 HU и завышения до +402,4 HU в области ярких полос, размах 483,2 HU). Применение алгоритма подавления артефактов от металла O-MAR позволяет снизить данный разброс, приближая измеренные значения к заданным, но отклонения оставались значительными (размах 147,68 HU). Кроме того, отмечено появление вторичных артефактов в виде ярких полос между компонентами имплантата, хотя данных структур не существует в действительности (рис. 1 б-2). На уровне ножки имплантата данные тенденции сохранялись, но были менее выраженными, поскольку объем металла в зоне сканирования был меньше. Незначительные различия медианных значений РП при сканировании с имплантатом на уровне шейки эндопротеза, где выраженность артефактов наибольшая, при значительном разбросе максимальных и минимальных показателей могла быть объяснена тем, что пробирки, в которых проводились измерения, достаточно равномерно размещались по окружности, при этом выбросы в положительные и отрицательные значения компенсировались. При этом на уровне ножки протеза статистически значимых различий с/без металла не было вовсе. Результаты позволяют сделать выводы о том, что в условиях отсутствия

имплантата в водной среде O-MAR не изменяет РП на КТ-изображениях. А в условиях наличия ТЗБ имплантата и соответствующих явных артефактов, алгоритм O-MAR снижает уровень искажения РП. Важно отметить, что применение технологии O-MAR привело к снижению разброса данных HU. Таким образом степень подверженности артефактов незначительно зависит от типа реконструкции, а режим подавления артефактов от металла снижает размах РП из-за артефактов в одинаковой степени для разных режимов реконструкции. Подобные выводы согласуются с результатами, описанными в публикациях [9, 10, 17].

Было высказано предположение, что измерение РП вокруг имплантата по замкнутому контуру определяет показатели РП в данной области хорошо соответствующие сканированию без имплантата. Это предположение было подтверждено измерениями по замкнутому контуру для разных условий сканирования и области интереса на втором этапе работы. Оказалось, что измерения по замкнутому контуру с- и без имплантата были сходными как на уровне пробирок, размещенных вокруг имплантата, так и в водном окружении за пробирками (рис. 1 в 1-2, рис. 3 а, б). Область корректного измерения РП при использовании измерения по замкнутому контуру начинается с 5 мм при использовании алгоритма O-MAR. Таким образом, при использовании предложенной методики измерений по окружности искаженные значения HU корректируются до истинных с применением O-MAR на расстоянии от 5 мм и более на уровне ножки протеза. Однако до 5 мм определена невозможность верно оценить данные вокруг по замкнутому контуру (рис. 3 в). Данный вывод в рамках исследования определяется сканированием имплантата одного типа без возможности оценить другие сплавы и формы металлических конструкций.

Тем не менее, подобного предложенному методу оценки рентгеновской плотности в литературе не предоставлено. Наиболее близкий подход измерения РП по замкнутому кольцу вокруг имплантата описан ранее [19], однако цель исследования была иная – поиск оптимальной методики количественной оценки артефактов вокруг металла при КТ. Следует отметить, что коммерческие инструменты для изучения файлов в формате DICOM не обладают опциями для изучения РП на изображениях в формах колец и окружностей вокруг имплантата на дистанции. Поэтому целесообразна раз-

работка инструмента измерения плотности на изображениях в формате DICOM в виде кольца с измеряемыми геометрическими параметрами. Предложенный алгоритм измерений может быть применим в оценке РП вокруг металлических имплантатов в динамике после проведения эндопротезирования, в частности для оценки формирования костной мозоли в условиях внутрикостного металлоостеосинтеза, для оценки плотности мягких тканей вокруг металлических инородных тел.

Ограничения исследования

Исследование имеет ряд ограничений: проведены измерения на томографе одного производителя и выполнено однократное сканирование фантома с имплантатом одного типа. Второе ограничение обусловлено самой методологией предложенного измерения, когда артефакты не устраняются, т.е. визуальная картина остается затрудненной, а корректировка проводится для количественных измерений, причем в пределах геометрической фигуры, не всегда оптимальной для оценки плотности тканей.

Заключение

Выполнена количественная оценка результатов измерений РП в единицах Хаунсфилда при компьютерной томографии в модельной системе без и с металлоконструкцией (эндопротез тазобедренного сустава). Показано, что имплантат приводит к значительным отклонениям измеренной рентгеновской плотности от заданных. Применение реконструкции с использованием алгоритма подавления артефактов от металла (O-MAR) снижает размах отклонений HU от заданных величин. Однако при этом возможно формирование характерных вторичных артефактов в виде дополнительных структур со сниженной и повышенной плотностью. Неискаженные показатели рентгеновской плотности с имплантатом могут быть получены при измерении по замкнутому контуру на удалении от имплантата на уровне шейной части эндопротеза. При использовании O-MAR разброс измеренной рентгеновской плотности в пределах зоны измерения ниже. Измерения по замкнутому контуру вблизи ножки имплантата показали возможность получения неискаженных средних значений рентгеновской

плотности на расстоянии от 5 мм и более с применением алгоритма O-MAR и от 10 мм без реконструкции O-MAR.

Список литературы

1. Charles A. Kelsey. The Physics of Radiology, 4th Edition edited by H.E. Johns and J.R. Cunningham. Med Phys. 1984; 731-2. <https://doi.org/10.1118/1.595545>.
2. 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; 43 (6): 3019-33. <https://doi.org/10.1118/1.4950722>.
3. Petraikin AV, Vasilev YuA, Artyukova ZR, et al. Analysis of software methods for metal computed tomography artifact reduction: experimental research. Research and Practical Medicine Journal. 2024; 11 (4): 73-87. (In Russ). <https://doi.org/10.17709/2410-1893-2024-11-4-6>.
4. Petrovichev VS, Neklyudova MV, Sinitsyn VE, Nikitin IG. Dual-energy computed tomography for head and neck cancer. Digital Diagnostics. 2021;2(3): 343-55. (In Russ). <https://doi.org/10.17816/DD62572>.
5. Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, Mahadevan A, et al. Spectral CT with Metal Artifacts Reduction Software for Improvement of Tumor Visibility in the Vicinity of Gold Fiducial Markers. Radiology. 2012; 263 (3): 696-705. <https://doi.org/10.1148/radiol.12111170>.
6. Ballhausen H, Reiner M, Ganswindt U, Belka C. Post-processing sets of tilted CT volumes as a method for metal artifact reduction. Radiat Oncol. 2014; 9 (1). <https://doi.org/10.1186/1748-717X-9-114>.
7. Vasilev YA, Semenov DS, Akhmad E, et al. A method for assessing the effect of metal artifact reduction algorithms on quantitative characteristics of CT images. Biomedical Engineering. 2020; 4: 43-5. (In Russ).
8. Mohammadinejad P, Khandelwal A, Inoue A, et al. Utility of an automatic adaptive iterative metal artifact reduction AiMAR algorithm in improving CT imaging of patients with hip prostheses evaluated for suspected bladder malignancy. Abdominal radiology. 2022; 47 (6): 2158-67. <https://doi.org/10.1007/s00261-022-03475-8>.

9. Shim E, Kang Y, Ahn JM, et al. Metal artifact reduction for orthopedic implants (O-mar): Usefulness in CT evaluation of reverse total shoulder arthroplasty. *American Journal of Roentgenology*. 2017; 209 (4): 860-6. <https://doi.org/10.2214/ajr.16.17684>.
10. Andersson KM, Norrman E, Geijer H, et al. Visual grading evaluation of commercially available metal artefact reduction techniques in hip prosthesis computed tomography. *British Journal of Radiology*. 2016; 89 (1063): 20150993. <https://doi.org/10.1259/bjr.20150993>.
11. Остеоденситометрия: Методические рекомендации. АВ Годзенко, АВ Петрайкин, СП Морозов и др. – Москва: 2017. – 26 с. Osteodensitometriy. AV Godzenko, AV Petraikin, SP Morozov, et al. – Moscow: 2017. – 26 p. (In Russ).
12. Устройство фантома для оценки эффективности алгоритмов и методов подавления артефактов от металлоконструкций при проведении компьютерной томографии. Патент RU 190308 U1. Сергунова КА, Петрайкин АВ, Семенов ДС и др. Дата регистрации: 25.06.2019. Phantom design for assessing the effectiveness of algorithms and methods for suppressing metal artifacts in computed tomography. Patent RU 190308 U1. Sergunova KA, Petraikin AV, Semenov DS et al. Date of registration: 25.06.2019 (In Russ). URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=40987769> (05.03.2025).
13. 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): 1110-8. <https://doi.org/10.1177/0284185117751278>.
14. Kotsenas AL, Michalak GJ, DeLone DR, et al. CT metal artifact reduction in the spine: can an iterative reconstruction technique improve visualization?. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2015; 36: 2184-90. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A4416>.
15. Lim SW, Choi WK, Kim S. Evaluation of the effects of differences in metal artifact type and location on image quality in computed tomography scans. *Journal of Medical Physics*. 2023; 48 (1): 80-4. https://doi.org/10.4103/JMP.JMP_87_22.
16. Wayer DR, Kim NY, Otto BJ. Unintended Consequences: Review of New Artifacts Introduced by Iterative Reconstruction CT Metal Artifact Reduction in Spine Imaging. *Am J Neuroradiol*. 2019; 40 (11): 1973-5. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A6238>.
17. Selles M, Stuivenberg VH, Wellenberg RHH, 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 into Imaging*. 2021; 12 (1): 171. <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01111-5>.
18. Kuhnert N, Maass N, Barth K, Maier A. Reduction of Metal Artifacts Using a New Segmentation Approach. Springer Vieweg. 2016. https://doi.org/10.1007/978-3-662-49465-3_18.
19. Grosse Hokamp N, Eck B, Siedek F, et al. Quantification of metal artifacts in computed tomography: methodological considerations. *Quant Imaging Med Surg*. 2020; 10 (5): 1033-44. <https://doi.org/10.21037/qims.2020.04.03>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Данная статья подготовлена авторским коллективом в рамках НИОКР "Разработка и создание аппаратно-программного комплекса для оппортунистического скрининга остеопороза" (№ ЕГИСУ: 123031400007-7).

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов. **Поступила:** 29.07.2025. **Принята к публикации:** 10.09.2025.

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

Financing. The study had no sponsorship.

Contribution. This paper was prepared by a group of authors as a part of the research and development effort titled "Development of a hardware and software suite for opportunistic screening of osteoporosis" (USIS No.: 123031400007-7).

Article received: 29.07.2025. **Accepted for publication:** 10.09.2025.