

Метод оценки влияния алгоритмов подавления артефактов от металлов в КТ на количественные характеристики изображений

Аннотация

Рассмотрено влияние алгоритмов подавления артефактов от металлоконструкций на качество КТ-изображений; с применением метода фантомного моделирования проведено сравнение средних значений и уровня шума для объектов, различающихся рентгеновской плотностью и пространственным положением. Анализ показал, что при визуальном улучшении изображения количественные характеристики могут снижаться (для некоторых исследований изменение средней плотности составило до 15 %, а увеличение шума – до 30 %).

Введение

Компьютерная томография (КТ) является «золотым стандартом» в диагностике многих патологических состояний, методом послеоперационного контроля и выявления осложнений. Однако выполнение КТ лицам с металлическими конструкциями, как правило, приводит к появлению на изображениях артефактов, препятствующих точной оценке области интереса: артефакту ужесточения спектра, эффекту рассеяния, квантовому шуму и фотонному голоданию, артефакту частичного объема. В зависимости от материала, геометрии, размера, ориентации импланта относительно гентри, а также взаиморасположения с тканями и органами интенсивность проявления артефактов может изменяться.

Проблема становится наиболее актуальной в связи с постоянным увеличением числа пациентов с металлоконструкциями [1], обусловленным общим старением населения, ростом продолжительности жизни и, как следствие, частоты выполнения операций протезирования [2].

Одним из наиболее доступных способов улучшения изображения вокруг металлоконструкций является повышение напряжения и тока трубки, позволяющее снизить рассеяние и поглощение излучения. Однако это приводит к увеличению дозы облучения [3]. С целью обеспечения необходимого уровня информативности и клинической значимости КТ-изображений, в случаях необходимости проведения исследования таким пациентам, производители предлагают аппаратные и программные методы подавления артефактов от металлоконструкций, такие как двуэнергетическая КТ (DECT) и программные алгоритмы подавления MAR [3], [4]. В данной статье представлен метод оценки их влияния на количественные характеристики изображений.

Фантомное моделирование

На сегодняшний день в лучевой диагностике наиболее широко применяемым методом контроля качества изображений является фантомное моделирование. Примером классическо-

го КТ-фантома может служить «AAPM CT Performance Phantom Model» [5] для калибровки и проведения контроля качества компьютерных томографов. Фантом представляет собой полый цилиндр со сменными вставками, необходимыми для контроля таких параметров, как контрастность, нелинейность, пространственное разрешение, толщина среза и др. В случае, когда задачей является исследование влияния металлических имплантов на получаемые изображения, может быть использован антропоморфный фантом с прикрепленным на его поверхности рассматриваемым объектом [6]. Jeong S. с соавт. предложили прямоугольный фантом, заполненный агарозным гелем, двумя ортопедическими имплантатами и вставками, имитирующими крупные сосуды и лимфатические узлы [7].

Представленные решения обладают рядом недостатков: невозможностью замены металлического образца на другой или отсутствием его жесткой фиксации, нестандартизированностью расположенных в объеме фантома объектов, несимметричностью. Кроме того, методика применения предполагает лишь качественную оценку изображений. В результате для оценки алгоритмов подавления артефактов возникает необходимость использования специализированного для данной задачи конструкторского решения.

С учетом указанных выше особенностей аналогов коллективом авторов был разработан фантом [8], представляющий собой полый цилиндр, вдоль оси которого при помощи кронштейна размещается металлический стержень длиной 100 мм и диаметром 10 мм, а вокруг него два ряда пробирок для имитации биологических тканей. Пробирки были заполнены водным раствором K_2HPO_4 – гидроортофосфата калия (ГК) в концентрациях 10, 50, 100, 200 и 300 мг/см³, что соответствует реальному диапазону значений шкалы Хаунсфилда (рентгеновских плотностей биологических тканей).

Была проведена экспериментальная апробация метода. Целью эксперимента было воссоздание условий проведения КТ-исследования, отличающихся ограниченным перечнем факторов: наличием металла, положением объекта относительно центральной оси томографа, напряжением на трубке и приме-

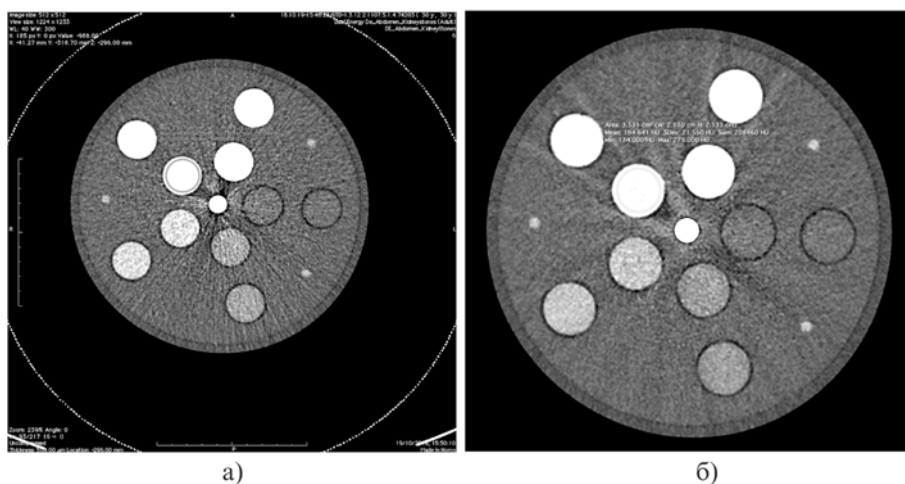


Рис. 1. VMI-изображение фантома до (а) и после (б) обработки MAR

нением алгоритма постобработки MAR. Сканирование проводилось на томографе «Siemens Somatom» в режиме Dual Energy (при напряжениях 100 и 140 кВ, 98 мА). Фантом с пробирками, но без металла располагался в центре гентри и на периферии. Затем для имитации наличия импланта в центре фантома был расположен титановый стержень и проведено идентичное исследование. Все изображения были обработаны при помощи MAR.

Для оценки эффективности алгоритма на изображении каждой из пробирок выделяли области интереса (ROI) площадью не менее 80 % от площади сечения пробирки (рис. 1) и измеряли среднее значение (mean, Hu) и среднеквадратическое отклонение единиц Хаунсфилда (СКО, Hu), которые были усреднены по объему пробирки.

Результаты

Для всех режимов сканирования были получены зависимости интенсивности сигнала и СКО от концентрации ГК. На рис. 2 представлены результаты измерений для центрального расположения фантома с титановым стержнем.

Применение технологии MAR не изменило рентгеновскую плотность за исключением самого низкого и высокого значений концентраций (10 и 300 мг/мл). При сканировании в режиме DECT значения рентгеновской плотности уменьшаются в среднем на 15,1 %.

Оценка изображений фантома без металла показала, что MAR увеличивает СКО в среднем на 8,3 %, тогда как DECT уменьшает данное значение на 23,6 %. При размещении стерж-

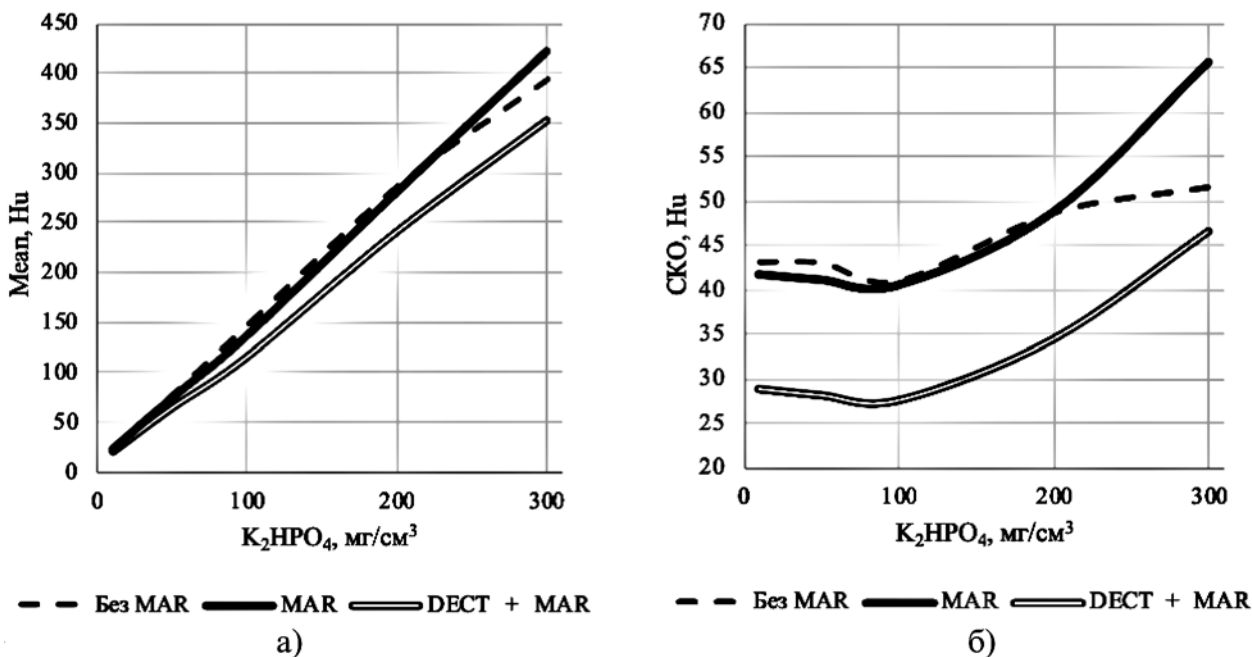


Рис. 2. Результаты оценки количественных характеристик изображений фантома с титановым стержнем в центральном положении: зависимость среднего значения измеренной рентгеновской плотности (а) и ее среднеквадратического отклонения (б) от концентрации раствора

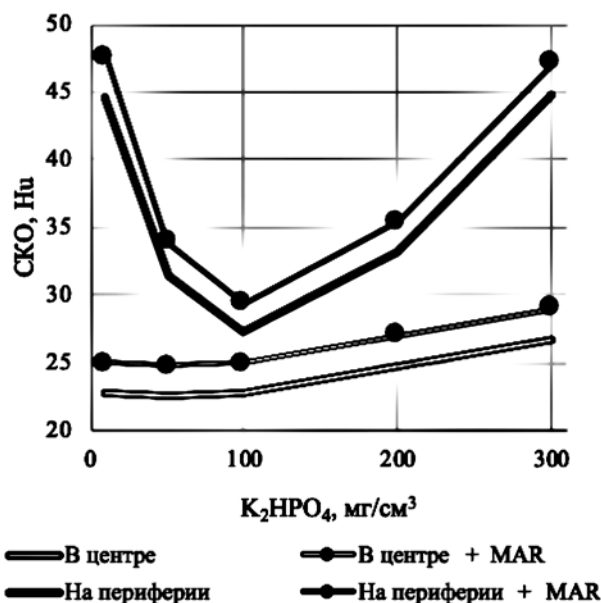


Рис. 3. Уровень шума для фантома с титановым стержнем в режиме Dual Energy при центральном и периферическом расположениях

ня в поле сканирования режим MAR незначительно уменьшает шум (в среднем на 2,0 %) за исключением случая раствора 300 мг/см³. Режим DECT уменьшает шум в среднем на 28 %.

При периферическом расположении фантома наблюдалось увеличение СКО для пробирок с максимальной и минимальной концентрациями ГК (рис. 3), в то время как среднее значение интенсивности сигнала изменялось незначительно.

Кроме того, было проведено сравнение значений, полученных для внутреннего и внешнего контуров. В то время как средние значения сигнала пробирок с малой рентгеновской плотностью незначительно отличаются на внутреннем и внешнем контурах, с ростом концентрации ГК это отклонение возрастает. Так, значения для пробирок 300 мг/см³ приведены в табл. 1.

Таблица 1

Значения средней рентгеновской плотности для двух пробирок с концентрацией 300 мг/см³, находящихся на различном радиальном расстоянии от центра (внутренний и внешний контуры)

	Внутренний контур, Ну	Внешний контур, Ну	Разница, %
100 кВ	394,0	421,0	6,4
100 кВ + MAR	420,9	432,3	2,6
DECT	351,8	364,3	12,5

На внешнем контуре пробирок наблюдается меньшее значение СКО, чем на внутреннем, что логично объясняется близостью к титановому стержню. Применение алгоритма MAR незначительно уменьшает шум для объектов с концентрацией ГК 10...100 мг/см³ (на 2,7 %). Однако для более плотных веществ эффективность подавления падает, что приводит к повышению шума до 30 % как для внутреннего, так и для внешнего контуров. Аналогичный результат был получен для внутреннего контура пробирок в случае сравнения шума при 100 кВ, Dual Energy и Dual Energy в сочетании с постобработкой MAR.

Выводы

При наличии титанового стержня в области сканирования применение технологий DECT и MAR привело к визуальному улучшению изображений (рис. 1). Однако количественный анализ результатов обработки показал, что в зависимости от пространственного положения и рентгеновской плотности использование DECT и MAR может как улучшить, так и ухудшить качество изображения с точки зрения уровня шума. Так, наилучший результат был получен при применении MAR на пробирке с концентрацией ГК 300 мг/см³, наилучший – с применением только режима DECT, вне зависимости от плотности.

Особенно стоит отметить наблюдаемое изменение среднего значения плотности, которое может привести к ошибке в трактовке количественных измерений. Эксперимент показал, что максимальная разница в плотности наблюдается при наличии титанового стержня в режиме DECT + MAR на пробирках внутреннего контура с концентрацией ГК 100 мг/см³.

Заключение

Разработаны фантом и метод оценки эффективности применения аппаратных и программных решений, нацеленных на подавление артефактов от металлоконструкций в КТ.

Полученная в работе количественная оценка изображений позволяет судить о влиянии рассмотренных методов на уровень шума и рентгеновскую плотность, от которых напрямую зависит диагностическая значимость исследования.

Представленный метод может быть использован при разработке новых алгоритмов подавления артефактов, для решения задач контроля качества, а также в демонстрационных целях в рамках образовательных процессов.

Список литературы:

1. Do T.D. et al. CT and MRI Techniques for Imaging Around Orthopedic Hardware // Fortschr Röntgenstr. 2017. Vol. 190. № 1. PP. 31-41.
2. Шубьяков И.И. и др. Эпидемиология первичного эндопротезирования тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики РНИИТО им. П.П. Вредена // Травматология и ортопедия России. 2017. Т. 23. № 2. С. 81-101.
3. Khodarahmi I. et al. Metal about the Hip and Artifact Reduction Techniques: From Basic Concepts to Advanced Imaging // Semin. Musculoskelet. Radiol. 2019. Vol. 23. № 3. PP. E68-E81.
4. Desai S.D., Kulkarni L. Handbook of Research on Emerging Perspectives in Intelligent Pattern Recognition, Analysis, and Image Processing // Medical Imaging. 2016. May. PP. 331-353.
5. AAPM CT Performance Phantom – CIRS [electronic resource] / http://www.cirsinc.com/products/all/31/aapm-ct-performance-phantom/ (accessed: 25.06.2019).
6. Bolstad K. et al. 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. Vol. 59. № 9. PP. 1110-1118.
7. Jeong S. et al. Usefulness of a Metal Artifact Reduction Algorithm for Orthopedic Implants in Abdominal CT: Phantom and Clinical Study Results // Am. J. Roentgenol. 2015. Vol. 204. № 2. PP. 307-317.
8. Сергунова К.А. и др. Устройство фантома для оценки эффективности алгоритмов и методов подавления артефактов от металлоконструкций при проведении КТ / Патент РФ на полезную модель № 190308. Опубликовано 04.03.2019.

Юрий Александрович Васильев,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
Дмитрий Сергеевич Семенов,
научный сотрудник,
Екатерина Сергеевна Ахмад,
научный сотрудник,
Ольга Юрьевна Панина,
стажер,

Кристина Анатольевна Сергунова,
канд. техн. наук, руководитель,
Алексей Владимирович Петрайкин,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
отдел разработки средств контроля
и технического мониторинга,
ГБУЗ «Научно-практический клинический
центр диагностики и телемедицинских технологий
Департамента здравоохранения города Москвы»,
г. Москва,
e-mail: d.semenov@nrcmr.ru