

УДК 519.677; 53.043

АСПЕКТЫ АЛГЕБРАИЧЕСКИХ РЕКОНСТРУКЦИЙ В ТОМОГРАФИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КОНУСНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ПУЧКА

А. Е. Чернуха¹, А. И. Шестопапов^{2,3}, А. И. Адарова¹, Р. В. Шершнева^{1,4},
Я. В. Кизилова¹, С. Н. Корякин^{1,4}, С. А. Иванов^{1,5}, А. Н. Соловьев^{1,4}

Представлены динамика уширения границ плотности изображений, вырождения изогональности реконструкций, а также полустоймость реконструкций к бесшумным решениям в случаях шумящих и малошумящих проекций. Ортогональные изображения, полученные ART-реконструкциями указанного свойства, могут использоваться в техниках лучевой терапии для сравнения или совмещения с КТ-изображениями, по которым ведется планирование или лечение пациентов, в том числе и в гипофракционированных режимах. Алгоритм апробирован на протонном лучевом комплексе “Прометеус” и имеет потенциал использования в терапии злокачественных новообразований.

Ключевые слова: конусная лучевая компьютерная томография, КЛКТ, алгоритмы итеративной реконструкции, радиационная безопасность.

Введение. ART алгоритмы (Algebraic Reconstruction Technique) компьютерной томографии (КТ), и в частности, реконструкции ограниченного числа проекций конусного пучка, совместно с традиционными методами КТ, позволяют обеспечить достаточное для позиционирования качество изображения и, снизив лучевую нагрузку, уменьшить

¹ Медицинский радиологический научный центр имени А. Ф. Цыба, 249031 Россия, Калужская обл., Обнинск, ул. Маршала Жукова, д. 10; e-mail: salonf@mrrc.obninsk.ru.

² АО “Протом”, 142281 Россия, Московская область, г. Протвино, Академический проезд, д. 2.

³ Филиал “Физико-технический центр” ФИАН, 142281 Россия, Московская обл., Протвино, Академический проезд, д. 2.

⁴ Обнинский институт атомной энергетики НИЯУ “МИФИ”, 249039 Россия, Калужская обл., Обнинск, тер. Студгородок, д. 1.

⁵ РУДН им. Патриса Лумумбы, 117198 Россия, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6.

токсичность лечения, повысить локальный контроль. Кроме того, реконструкции такого типа могут являться прогностическим критерием при отборе пациентов. Предлагаемые реконструкции рассматриваются с точки зрения получения ортогональных КТ-изображений костных структур и их использования в процедурах планирования, позиционирования и иммобилизации пациента. Предлагаются реконструкции ограниченного числа проекционных видов, выбранных равномерно из проекций кругового сканирования ~ 900 видов, в интервалах углов обзора 90–360 градусов.

Позиционирование, иммобилизация пациента от фракции к фракции облучения, с минимальным смещением облучаемого объема относительно КТ-изображения, с которым выполняется планирование терапии [1], является одной из определяющих целей выполнения гарантий качества лучевой терапии. Для этого используются специальные техники, такие как облучение под контролем образов (англ. Image-Guided Radiation Therapy – IGRT) [2], либо полная реконструкция томограммы с помощью “КТ-на-рельсах” (англ. CT-on-rails) [3] в процедурной комнате. Впрочем, у обоих методов есть ряд недостатков. Так, верификация по однократной проекции с терапевтических углов, как один из вариантов IGRT, может не дать достоверной информации о смещениях в некоторых плоскостях [4], а полная реконструкция методами компьютерной томографии несёт существенную дозовую нагрузку [5], особенно если проводить её перед каждой фракцией облучения. В связи с этим актуальной становится реконструкция ограниченного числа проекций [6], которая позволяет обеспечить достаточное для позиционирования качество изображения и снизить лучевую нагрузку в сравнении с традиционным КТ. Так, в исследовании [7] было показано, что ошибка укладки в диапазоне до 2 см приводит, среди прочего, к ухудшению дозного распределения в приповерхностных слоях кожи более чем на 20% в количественном выражении. Потребность в решении подобных задач лучевой терапии ещё более актуальна при гипофракционированных режимах облучения, в виду повышения рисков влияния межфракционных изменений анатомии пациента (напр., похудения) на результаты лечения. В то же время контроль процедуры укладки по двум ортогональным проекциям может быть недостаточен для ряда случаев. Целью работы являлось создание автоматизированного метода построения верификационных изображений с использованием усечённого набора проекций. Предложенный метод может снизить токсичность лечения, повысить локальный контроль, а также может оказаться прогностическим критерием при отборе пациентов [4]. В задачи исследования входила программная реализация процедур итерационных реконструкций различных типов, предназначенная для получения [8] ортогональных

изображений тканезквивалентных и костно-подобных структур для использования в процедуре позиционирования пациентов при проведении протонной терапии на отечественном терапевтическом комплексе “Прометеус”.

Теоретический анализ. Алгоритмы реконструкции изображений требуют наличия проекционных данных, равномерно расположенных в окружении объекта. Тем не менее, во многих практических приложениях, представляющих интерес, проекционные данные известны только в пределах ограниченного угла или количества просмотров. Эта ситуация является проблемой ограниченного обзора и может возникнуть, когда количество просмотров ограничено временем сбора данных или геометрическими ограничениями в структуре сканирования самой системы формирования изображений.

Алгоритм обратного проецирования, наиболее широко используемый в системах компьютерной томографии, требует, чтобы проекции были доступны с равномерно распределенных углов, окружающих объект [6]. Поскольку проекции доступны только для ограниченного обзора, были попытки использовать рекурсивный метод итеративной реконструкции – использовать повторное проецирование (англ. IRR – iterative reconstruction-reprojection) [9] для оценки пропущенных просмотров. Такой подход позволил использовать обычные методы обратного проецирования для реконструкции. Процесс перепроецирования – это программное моделирование физического процесса распространения и затухания излучения, участвующего в генерации измерений данных томографической проекции. Методы перепроецирования по своей сути страдают от необходимости оценивать по заданному набору проекций недостающие виды перед восстановлением томографического изображения. Очевидно, что в ходе этого процесса не вводится никакая дополнительная информация, а ошибки имеют тенденцию накапливаться на каждом этапе итерационной процедуры из-за приближений, вводимых для облегчения вычислений. Кроме того, механизм конвергенции этих итеративных подходов четко не определен. В конечном счете, точность восстановленного изображения поперечного сечения после многих итераций, чередующихся между обратным проецированием и повторным проецированием, будет зависеть от точности оценки отсутствующих видов. Этот аспект предполагает непосредственное использование альтернативного алгоритма для компьютерной томографии, обычно называемого методом алгебраической реконструкции (ART – Algebraic Reconstruction Technique) [10]. Фактически, ядром этой схемы является процесс перепроецирования, заключающийся в том, что первоначально томографические измерения представляются в виде (повторных) проекций некоторой неизвестной функции объекта на поперечное сечение. Основанный на систе-

ме линейных уравнений с лучевой суммой в дискретной реализации, алгоритм является итеративным решением для неизвестной функции изображения, обычно представляющей периодически выборочные значения свойств локального ослабления объекта. Алгоритм ART естественным образом подходит для решения задачи томографической реконструкции по ограниченным проекциям: используются только те уравнения, которые представляют заданные проекционные данные. Повторные проекции для отсутствующих представлений просто привели бы к введению избыточных уравнений. Таким образом, обеспечивается быстрая сходимость итераций, участвующих в реализации метода алгебраической реконструкции. Алгоритм ART был впервые предложен Хаунсфилдом в 1969 г. в его новаторской работе по компьютерной томографии, а позднее был им запатентован [11]. Этот класс методов реконструкции был затем дополнительно разработан Гордоном и Германом, первоначально для применения в электронной микроскопии [12]. Позже алгоритм ART был перенесён на приложения для рентгеновской компьютерной томографии и других конфигураций медицинской визуализации [13]. Алгоритмы ART изначально были выбраны из-за их гибкости в отношении отсутствующих проекций, но реконструированные изображения оставались довольно зашумленными. С развитием метода одновременной алгебраической реконструкции SART (англ. Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique) [14] появились алгоритмы-расширения ART, способные за несколько итераций генерировать качество изображений, сравнимое с качеством методов обратного проецирования для обычной рентгеновской компьютерной томографии. Алгоритм SART обеспечивает хорошее подавление артефактов, которые ранее считались отличительной чертой алгебраических подходов. Новейшие расширения алгоритмов интерактивной реконструкции представлены в [15].

Методика. Использовались два типа алгебраических реконструкций – ART и MART (multiplicative ART), основанные на решении системы линейных алгебраических уравнений $Ax = p$, где $A = [A_{ij}]$, $i = 1, \dots, I$; $j = 1, \dots, J$ – проекционная матрица веерного пучка, $x = (x_1, x_2, \dots, x_J)$ – вектор изображения, $p = (p_1, p_2, \dots, p_I)$ – вектор проекций.

Реконструкцию ART можно записать следующим образом [15]:

$$x_j^{(k+1)} = x_j^k + \frac{\lambda^k}{A_{+j}} \sum_i \frac{A_{ij}}{A_{i+}} (p_i - (A^i, x^{(k)})),$$

где $A_{+j} = \sum_i A_{ij}$ для $i = 1, \dots, I$; $A_{i+} = \sum_j A_{ij}$ для $j = 1, \dots, J$; $(A^i, x^{(k)})$ – лучевой интеграл; A^i – строка проекционной матрицы; невязка $p_i - (A^i, x^{(k)})$ минимизируется для интенсивностей. Параметры релаксации λ^k на k -й итерации представляют собой последовательность вещественных чисел $\{0 < \lambda^k < 2\}$.

Реконструкцию типа MART можно записать в следующем виде [16, 17]:

$$x_j^{(k+1)} = x_j^{(k)} (p_i - (A^i, x^{(k)})) \left[1 + \frac{\lambda^{(k)}}{A_{+j}} \sum_i \frac{A_{ij}}{(A^i, x^{(k)})} (p_i - (A^i, x^{(k)})) \right],$$

где невязка $[p_i - (A^i, x^{(k)})]$ минимизируется для лучевых интегралов.

Построение усечённого числа проекций происходило путём автоматизированного отбрасывания нецелевых кадров из полного массива проекций. Реконструкция реализована в виде автоматизированного программного средства, и использует методы аппаратного ускорения на базе графических процессоров семейства nVidia.

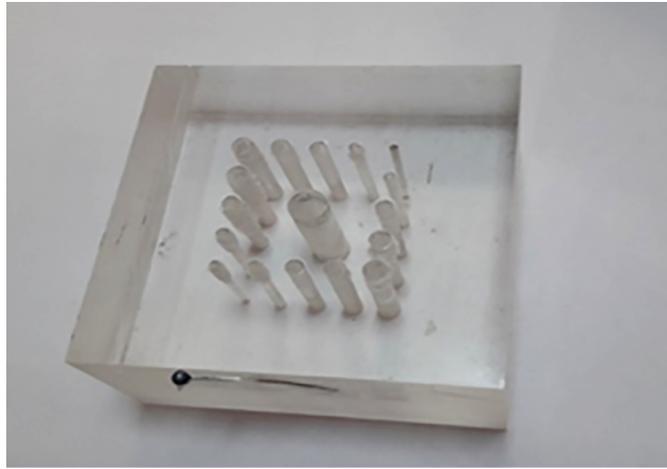


Рис. 1: Фотография тест-фантома в форме параллелепипеда из ПММА размером $150 \times 150 \times 40$ мм³. Фантом имеет сквозные отверстия в количестве 17 штук с вариабельными размерами от 1 до 6 мм.

Экспериментальная часть. Рентгеновские проекции модельного объекта из полиметилметакрилата (ПММА) (рис. 1) были получены в ходе кругового сканирования на протонном терапевтическом комплексе “Прометеус” с помощью встроенного киловольтного рентгеновского источника (100–140 кэВ), входящего в состав комплекса, и плоского квадратного детектора с матрицей ПЗС типа (CCD) размером 430×430 мм² (физический размер пикселя – 0.42 мм, число пикселей в строке/столбце – 1024). Параметры системы приведены в [8]. Для получения реконструкций изображений тест-фантома использовали выборку из основного массива проекций – порядка 900, получаемых в ходе кругового сканирования, равномерно через $kn + 1$ значений, где k и n – натуральные числа.

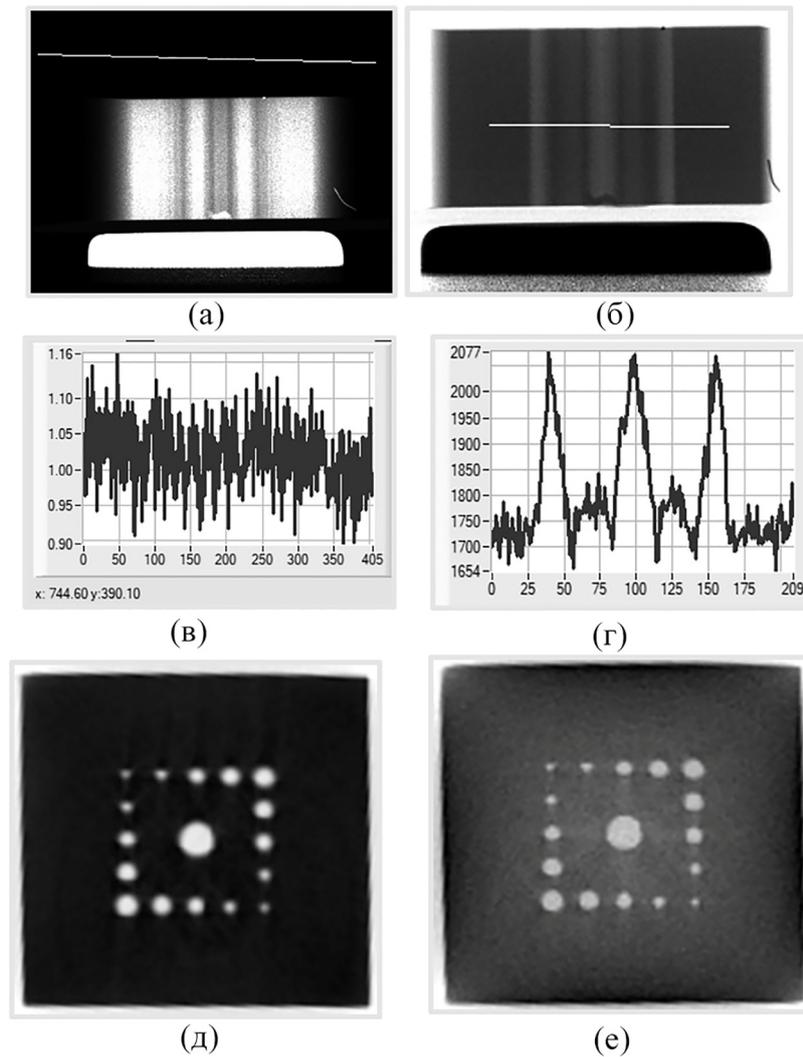


Рис. 2: Проекция тест-фантома (а), (б), белой линией показаны выбранные сечения распределения сигнала относительной плотности в проекциях (в), (г). Реконструированные изображения в аксиальном сечении с фильтрацией сигнала по шумам (д) и без неё (е).

Результаты и их обсуждение. Примеры конической томографии фантома (см. рис. 2, 3) по двум итерационным схемам показали возможность использования реконструкций в техниках лучевой терапии под контролем образов по небольшому числу проекций. Рис. 2(а) и 2(в) служат для демонстрации фонового шума окружающего фантом воздуха, а рисунки в инвертированном канале 2(б) и проекция в прямых единицах 2(г) – для демонстрации полосы пропускания синограммы на выбранном уровне

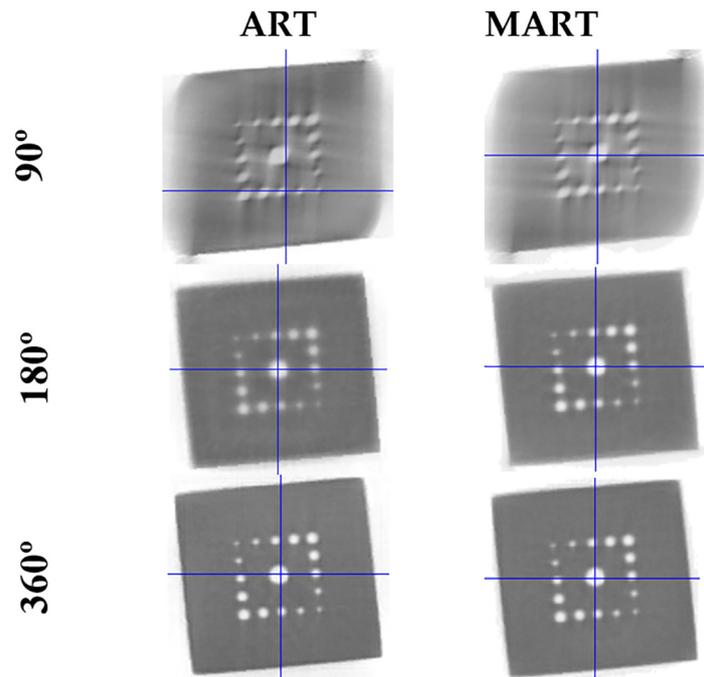


Рис. 3: Примеры алгебраических реконструкций ART и MART в угловых диапазонах 90, 180, 360°.

сечения. В отсутствие системы фильтрации сигнала (рис. 2(е)) заметны артефакты в виде звезды вокруг центрального отверстия, которые, также как общие визуально обнаруживаемые шумы плотности реконструированного изображения, становятся гомогенными (рис. 2(д)). Примеры алгебраических реконструкций ART и MART в угловых диапазонах 90, 180, 360° показаны на рис. 3. Сравнительный анализ между схемами позволяет их сопоставлять с достаточной достоверностью. В целом, видно, что сужение углового диапазона проекций приводит, как минимум, к нежелательному повороту сечений относительно нормальной оси, при этом ракурс 90° не позволяет сохранить ориентацию внешнего куба, а ракурс 180° является объективно достаточным в сравнении с полным обзором. Следует, однако, отметить, что мультипликативная схема MART по определению сохраняет обнуление свободного поля томограммы, что исключает негативное влияние, вызванное присутствием на томограмме, например, систем фиксации пациента.

Дальнейшее уменьшение числа проекций при нормальном обзоре ведёт к появлению ракурсных артефактов (см. рис. 4). Рис. 4(а) и 4(г) служат для демонстрации объективно наблюдаемой недооценки плотности на реконструированной томограмме, в то

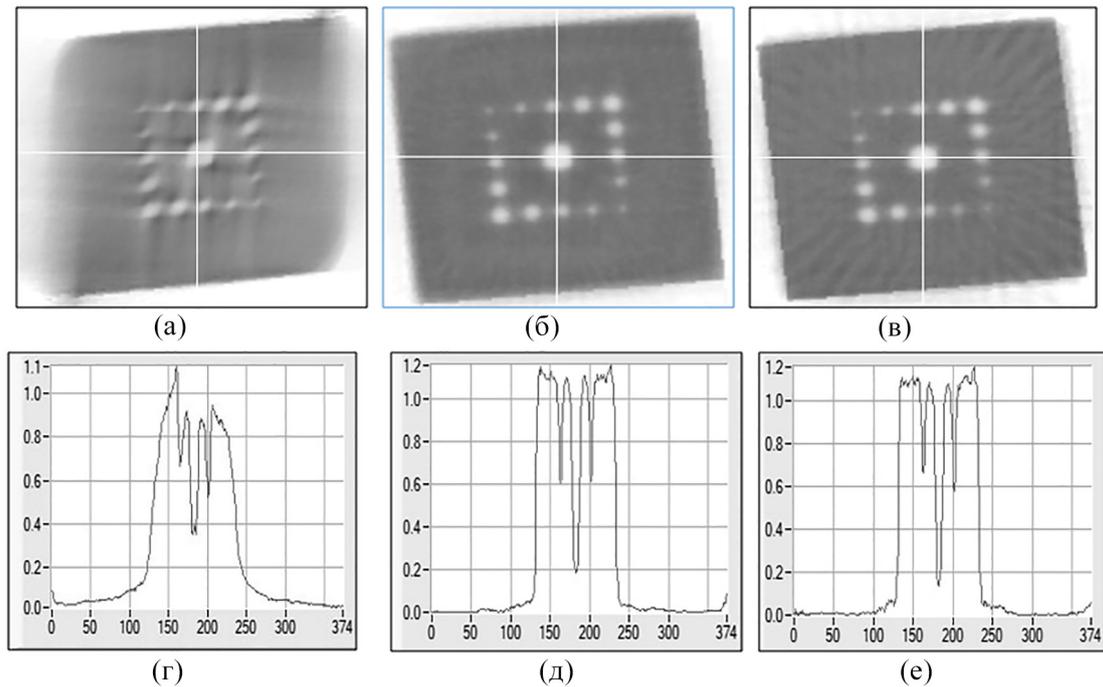


Рис. 4: Сечения изображений тест-фантома в интервалах углов обзора 90–180–360 (а), (б), (в), для числа выбранных проекций 46–46–61, соответственно. Распределения плотности в сечениях ($г/см^3$) по горизонтальной оси (мм) (г), (д), (е).

время как остальные случаи (4(б)-(в), 4(д)-(е)) восстанавливают плотности реалистично. Отличия между проекциями (рис. 4(д), 4(е)) в центральном сечении неотличимы на уровне достоверности, в то время как на двумерных реконструкциях (рис. 4(б), 4(в)) заметны артефакты в виде расходящейся звезды, однако в случае 4(б) и 4(д) была выбрана схема с сопоставимым числом проекций, но из разного числа допустимых углов (180 против 360°). Таким образом, оцененное по результатам исследования минимальное число проекций для угла обзора 180° составляет 46 проекций, для 360° – 61 проекцию. Показанные значения позволяют добиться превосходных объективных показателей качества реконструированного изображения выбранного тест-фантома.

Заключение. В статье предложены примеры реализации итерационных томографических реконструкций по малому числу проекций, расположенных в различных угловых диапазонах, методами высокопроизводительных вычислений, для получения изображений при круговой схеме сканирования в коническом пучке рентгеновских лучей. Показано, что реконструкции, проведенные по упомянутым итерационным схемам при ограничениях по числу проекций и их расположению, могут сохранять четкие границы

раздела (градиент плотности в пределах 1–2 мм), форму изображений и, таким образом, использоваться в техниках лучевой терапии под контролем образом.

Высокопроизводительные вычисления с использованием графических процессоров, уже успешно зарекомендовавшие себя в смежных задачах [18, 19], позволяют оперативно решать задачу реконструкции изображений конусного компьютерного томографа в разумное время с достаточной степенью достоверности реконструкции, что было показано в настоящем исследовании. Проведенное исследование имеет важное прикладное значение в клинической практике дистанционной лучевой терапии, особенно при выполнении процедур, связанных с гипофракционированием пациента, как фактор снижения рисков, связанных с межфракционными смещениями облучаемых объёмов.

Работа выполнена при поддержке Минобрнауки России в рамках Соглашения № 075-15-2021-1347.

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] S. Ishikura, *Jpn. J. Clin. Oncol.* **38**(11), 723-9 (2008). DOI: 10.1093/jjco/hyn112.
- [2] S. Goyal, T. Kataria, *Radiol. Res. Pract.* **2014**, 705604 (2014). DOI: 10.1155/2014/705604.
- [3] C.-M. Charlie Ma, K. Paskalev, *Med. Dosim.* **31**(1), 30-9 (2006). DOI: 10.1016/j.meddos.2005.12.010.
- [4] T. Gupta, C. Anand Narayan, *J. Med. Phys.* **37**(4), 174 (2012). DOI: 10.4103/0971-6203.103602.
- [5] I. A. Jurkovic, E. Kocak-Uzel, A. S. R. Mohamed, et al., *J. Med. Phys.* **43**(1), 28 (2018). DOI: 10.4103/jmp.JMP_113_17. PMID: 29628631.
- [6] A. H. Andersen, *IEEE Transactions on Medical Imaging* **8**(1), 50 (1989). DOI: 10.1109/42.20361.
- [7] M. A. Habibzadeh, M. R. Ay, A. R. Kamali Asl, et al., *Physica Medica* **28**(3), 191 (2012). DOI: 10.1016/j.ejmp.2011.06.002.
- [8] М. А. Белихин, Б. А. Кутлубулатов, П. Б. Жоголев и др., *Краткие сообщения по физике ФИАН* **50**(8), 58 (2023). <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=54272760>.
- [9] J. M. Ollinger, *IEEE Trans. Med. Imaging* **9**(1), 94-8 (1990). DOI: 10.1109/42.52986.
- [10] R. Gordon, G. Herman, *International Review of Cytology* **38**, 111 (1974). DOI: 10.1016/S0074-7696(08)60925-0.

- [11] G. N. Hounsfield, Method of and apparatus for examining a body by radiation such as X or gamma radiation. Патент США US3919552A от 11.11.1975.
- [12] R. Gordon, R. Bender, G. T. Herman, J. Theor. Biol. **29**(3), 471 (1970). DOI: 10.1016/0022-5193(70)90109-8.
- [13] К. Т. Ladas, A. J. Devaney, Inverse Problems **7**, 109 (1991). DOI: 10.1088/0266-5611/7/1/011.
- [14] A. H. Andersen, A. C. Kak, Ultrason Imaging **6**(1), 81 (1984). DOI: 10.1177/016173468400600107.
- [15] O. M. A. Al-Ola, R. Kasai, Y. Yamaguchi, et al., Mathematics **10**(22), 4277 (2022). DOI: 10.3390/math10224277.
- [16] С. А. Золотарев, М. А. Мирзаванд, Системный анализ и прикладная информатика **4**, 31 (2015).
- [17] D. Verhoeven, Appl. Opt. **32**, 3736 (1993). DOI: 10.1364/ao.32.003736.
- [18] К. Б. Гордон, В. О. Сабуров, С. Н. Корякин и др., Бюллетень экспериментальной биологии и медицины **173**(2), 263 (2022). DOI: 10.1007/s10517-022-05534-y.
- [19] И. Н. Завестовская, А. Е. Шемяков, А. А. Пряничников и др., Краткие сообщения по физике ФИАН **49**(5), 41 (2022). <https://elibrary.ru/item.asp?id=48239187>.

Поступила в редакцию 14 июля 2023 г.

После доработки 30 августа 2023 г.

Принята к публикации 31 августа 2023 г.