

Роботизированные комплексы и системы.
Технологии дистанционного зондирования неразрушающего контроля
Multiple robots (robotic centers) and systems. Remote sensing and non-destructive testing

УДК 620.179.15
<https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-4-51-58>
EDN VOQEBL



НАУЧНАЯ СТАТЬЯ

Решение томографической задачи с использованием дихотомической схемы дискретизации в полярных координатах и парциальных системных матриц, инвариантных к вращениям

А.А. Манушкин ^{1, @},
Н.Н. Потрахов ²,
А.В. Степанов ¹,
Е.Ю. Усачев ¹

¹ Диагностика-М, Москва, 109316 Россия

² СПбГЭТУ «ЛЭТИ», Санкт-Петербург, 197022 Россия

@ Автор для переписки, e-mail: manushkinaa@mail.ru

Резюме

Цели. Цель работы состояла в создании эффективного итерационного алгоритма для томографической реконструкции объектов с большими объемами исходных данных. В отличие от сверточного алгоритма проецирования, широко используемого в коммерческих промышленных и медицинских томографах, алгебраические итерационные методы реконструкции используют значительные объемы памяти и характеризуются большими временными затратами на реконструкцию. В то же время итерационные методы позволяют решать более широкий круг диагностических задач, где требуется большая точность реконструкции, а также в случаях использования ограниченного объема данных при малоракурсной съемке или съемке с ограниченным угловым диапазоном.

Методы. Особенностью созданного алгоритма является использование полярной системы координат, в которой проекционные системные матрицы инвариантны по отношению к вращению объекта. Это дает возможность значительно сократить объемы памяти для хранения проекционных матриц и использовать для реконструкции графические процессоры. В отличие от простой полярной системы координат, используемой ранее, нами была использована система координат с дихотомическим делением поля реконструкции, что позволяет обеспечить инвариантность к вращениям и в тоже время достаточно равномерное распределение пространственного разрешения по полю реконструкции.

Результаты. Был разработан алгоритм реконструкции, основанный на использовании парциальных системных матриц, соответствующих дихотомическому делению поля изображения на парциальные кольцевые области реконструкции. С использованием цифровых фантомов Шеппа – Логана и Де Фриза были исследованы особенности работы предложенного алгоритма реконструкции и показана его применимость для решения томографических задач.

Выводы. Предложенный алгоритм дает возможность реализовать алгебраическую реконструкцию изображений с использованием стандартных библиотек для работы с разреженными матрицами на базе настольных компьютеров с графическими процессорами.

Ключевые слова: неразрушающий контроль, компьютерная томография, итерационный алгоритм, системная матрица

• Поступила: 11.12.2023 • Доработана: 06.03.2024 • Принята к опубликованию: 22.05.2024

Для цитирования: Манушкин А.А., Потрахов Н.Н., Степанов А.В., Усачев Е.Ю. Решение томографической задачи с использованием дихотомической схемы дискретизации в полярных координатах и парциальных системных матриц, инвариантных к вращениям. *Russ. Technol. J.* 2024;12(4):51–58. <https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-4-51-58>

Прозрачность финансовой деятельности: Авторы не имеют финансовой заинтересованности в представленных материалах или методах.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

RESEARCH ARTICLE

Tomographic task solution using a dichotomous discretization scheme in polar coordinates and partial system matrices invariant to rotations

Alexey A. Manushkin ^{1, @},
Nikolay N. Potrachov ²,
Alexander V. Stepanov ¹,
Evgeny Yu. Usachev ¹

¹ Diagnostika-M, Moscow, 109316 Russia

² Saint Petersburg Electrotechnical University (ETU “LETI”), St. Petersburg, 197022 Russia

@ Corresponding author, e-mail: manushkinaa@mail.ru

Abstract

Objectives. The purpose of this work was to create an effective iterative algorithm for the tomographic reconstruction of objects with large volumes of initial data. Unlike the convolutional projection algorithm, widely used in commercial industrial and medical tomographic devices, algebraic iterative reconstruction methods use significant amounts of memory and typically involve long reconstruction times. At the same time, iterative methods enable a wider range of diagnostic tasks to be resolved where greater accuracy of reconstruction is required, as well as in cases where a limited amount of data is used for sparse-view angle shooting or shooting with a limited angular range.

Methods. A feature of the algorithm thus created is the use of a polar coordinate system in which the projection system matrices are invariant with respect to the rotation of the object. This enables a significant reduction of the amount of memory required for system matrices storage and the use of graphics processors for reconstruction. Unlike the simple polar coordinate system used earlier, we used a coordinate system with a dichotomous division of the reconstruction field enabling us to ensure invariance to rotations and at the same time a fairly uniform distribution of spatial resolution over the reconstruction field.

Results. A reconstruction algorithm was developed on the basis of the use of partial system matrices corresponding to the dichotomous division of the image field into partial annular reconstruction regions. A 2D and 3D digital phantom was used to show the features of the proposed reconstruction algorithm and its applicability to solving tomographic problems.

Conclusions. The proposed algorithm allows algebraic image reconstruction to be implemented using standard libraries for working with sparse matrices based on desktop computers with graphics processors.

Keywords: nondestructive technics, X-ray computed tomography, iterative algorithm, system matrix

• Submitted: 11.12.2023 • Revised: 06.03.2024 • Accepted: 22.05.2024

For citation: Manushkin A.A., Potrachov N.N., Stepanov A.V., Usachev E.Yu. Tomographic task solution using a dichotomous discretization scheme in polar coordinates and partial system matrices invariant to rotations. *Russ. Technol. J.* 2024;12(4):51–58. <https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-4-51-58>

Financial disclosure: The authors have no a financial or property interest in any material or method mentioned.

The authors declare no conflicts of interest.

ВВЕДЕНИЕ

Для решения томографических задач реконструкции объекта по проекционным данным существуют два подхода.

Первый подход основывается на применении аналитической формулы реконструкции в верном для 2D-случая или конусном пучке для 3D-геометрии [1–3], которая предполагает получение полного набора данных в угловом диапазоне сканирования больше 180° с малым угловым шагом сканирования. Второй подход предполагает использование матричной формулировки томографической задачи с использованием регуляризующих функционалов и итерационных алгоритмов реконструкции.

Достоинством второго подхода является возможность использования неполного набора данных при решении задач томосинтеза с ограниченным угловым диапазоном [4, 5] или для решения задач малоракурсной томографии при ограниченном числе проекций [6–11].

Другим преимуществом алгебраической реконструкции является возможность уменьшения влияния металлических артефактов за счет возможности исключения некорректных томографических данных из реконструкции без необходимости поиска подходящей интерполяции для их замены [12].

В настоящее время для решения задач томографической реконструкции широко используют графические процессоры, ускоряющие вычисления в десятки раз.

В случае 3D-томографии использование системной матрицы для декартовой системы координат, которая содержит всю информацию о геометрии съемки, затруднено из-за того, что ее хранение в памяти графического процессора невозможно из-за огромного объема. Поэтому при итерационной реконструкции применяют многократную трассировку лучей в режиме онлайн с использованием специальных средств программирования параллельных вычислительных потоков графического процессора, как, например, это сделано в программном пакете *TIGRE* [13].

При использовании системной матрицы можно использовать оптимизированные библиотеки вычислений с разреженными матрицами на графическом процессоре, что значительно упрощает разработку программного обеспечения. Библиотеки алгебраических процедур для работы с матрицами и векторами составляют основу

разработки программных средств обработки изображений и задач искусственного интеллекта и постоянно обновляются для работы на различных стационарных и мобильных вычислительных платформах.

В целом ряде промышленных 3D-томографов используется круговая геометрия съемки, в которой объект, расположенный между источником рентгеновского излучения и матричным детектором высокого разрешения, вращается на предметном столике. Если использовать полярную систему координат с центром на оси вращения объекта, то легко увидеть, что при надлежащем выборе шага радиальных линий, соответствующего шагу углового вращения, геометрия съемки и соответствующая ей системная матрица становятся инвариантными по отношению к вращению с дискретным шагом. Это дает возможность использования одной системной матрицы, рассчитанной только для одного углового положения, вместо того чтобы рассчитывать ее заново для десятков или сотен разных угловых положений в случае использования декартовой системы координат. Таким образом, возникает возможность размещения системной матрицы в ограниченной памяти графического процессора и ускорения вычислений.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для вычисления системной матрицы в полярной системе координат использовался алгоритм Сиддона [14], в котором для каждого луча вычисляются длины отрезков его пересечения с координатными линиями. Недостатком обычной полярной системы координат является увеличение азимутального размера вокселя при удалении от центра вращения. Чтобы свести к минимуму этот нежелательный эффект, было использовано дихотомическое деление поля реконструкции изображения согласно рис. 1.

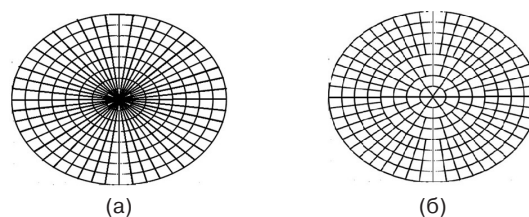


Рис. 1. Простая полярная (а) и дихотомическая (б) схемы дискретизации области реконструкции

В дихотомической схеме дискретизации изображения при каждом удвоении радиуса полярных линий происходит удвоение числа азимутальных линий. Таким образом, изображение объекта строится из последовательного ряда кольцевых сегментов с индексами $ind = 0, 1, 2, \dots, N$, внешний радиус R_{ind} которых задается формулой:

$$R_{ind} = 2^{ind} R_0,$$

где R_0 – радиус центрального сегмента с нулевым индексом.

В каждом кольцевом сегменте пиксели индексируются двумя индексами – полярным строковым индексом i :

$$i = 1, \dots, m,$$

$$m = 2^{ind} - 2^{(ind-1)},$$

и азимутальным столбцовым индексом j :

$$j = 1, \dots, n,$$

$$n = 6 \times 2^{ind}.$$

В соответствии с известным формализмом системной матрицы двумерная индексация заменяется одномерной с использованием столбцового индекса J , задаваемого формулой:

$$J = (j - 1)m + i.$$

Таким образом, в данной схеме дискретизации каждое изображение можно представить в виде совокупности концентрических кольцевых изображений, каждое из которых представляет из собой матрицу, векторизуемую вышеописанным способом. В итоге каждое изображение можно представить как вектор $\mathbf{X}$, составленный из векторов $\mathbf{X}_{ind}$, для каждого из которых существует своя парциальная матрица $\mathbf{A}_{ind}$ прямого проецирования веерного пучка, осуществляемого по формуле:

$$\mathbf{B}_{ind} = \mathbf{A}_{ind} \mathbf{X}_{ind},$$

где $\mathbf{B}_{ind}$ – парциальная проекция. Результирующая томографическая проекция $\mathbf{B}$ представляет собой сумму проекций от всех кольцевых сегментов:

$$\mathbf{B} = \Sigma \mathbf{B}_{ind}.$$

В итоге проецирование изображения можно записать в стандартном виде произведения матрицы на вектор:

$$\mathbf{B} = \mathbf{A} \mathbf{X},$$

где результирующая матрица проецирования $\mathbf{A}$ представляет собой горизонтальную конкатенацию матриц $\mathbf{A}_{ind}$:

$$\mathbf{A} = [\mathbf{A}_1 \ \mathbf{A}_2 \ \dots \ \mathbf{A}_N].$$

а вектор $\mathbf{X}$, соответственно, представляет собой вертикальную конкатенацию векторов $\mathbf{X}_{ind}$:

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} \mathbf{X}_1 \\ \dots \\ \mathbf{X}_N \end{bmatrix}.$$

Чтобы учесть угловое сканирование, необходимо произвести вертикальное наращивание общей системной матрицы и, соответственно, наращивать парциальные матрицы в соответствии с числом выбранных ракурсов. При этом нет необходимости создавать новые парциальные матрицы, если при угловом повороте на дискретный угол $\Delta\theta$ радиальные линии соответствующего парциального кольцевого сегмента совпадают. Если угол чередования радиальных линий кольцевого сегмента совпадает с углом $\Delta\theta$ шага сканирования, то достаточно одной парциальной матрицы. Например, для сканирования с шагом 1° в интервале 360° при использовании декартовой дискретизации потребовалось бы по меньшей мере 90 разных парциальных матриц для каждого углового положения объекта. Таким образом, для полярной дискретизации объем памяти для хранения единственной системной матрицы сократится почти на 2 порядка. При переходе на предыдущие кольцевые сегменты меньшего радиуса число парциальных матриц растет дихотомически, однако легко увидеть, что при этом число столбцов этих матриц, соответствующее числу элементов кольцевого сегмента уменьшается пропорционально степени числа 4. Исходя из этого, можно сделать вывод, что при использовании дихотомической полярной дискретизации объекта требуемый объем памяти для хранения системной матрицы в сравнении с декартовой дискретизацией уменьшается пропорционально числу ракурсов.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для численного эксперимента был выбран стандартный фантом Шеппа – Логана. Из-за особенностей дихотомического деления радиуса изображения размер фантома в декартовых пикселах был выбран равным 512×512 . Размер области реконструкции в пикселах примерно соответствует формату цифровых панельных детекторов с точки зрения соответствия их информационной емкости. С использованием данного фантома и равноуглового распределения

780 лучей в веерном пучке, были сгенерированы проекционные данные для $6 \times 2^7 = 768$ проекций при декартовом разбиении фантома на пиксели. Затем были сгенерированы парциальные системные матрицы для 8 сегментов, которые использовались для итерационной реконструкции объекта в полярной системе координат по классической формуле Ландвебера для градиентного спуска по квадратичному функционалу невязки [15]. Итерационная процедура была ускорена с использованием метода моментов.

На рис. 2 представлены реконструированные изображения цифрового фантома для разного числа итераций. Реконструкция в дихотомической системе дает приемлемое качество изображения, однако на восстановленном изображении видны кольцевые артефакты, вызванные тем, что при итерациях кольцевые области имеют разную скорость сходимости к своему пределу. Увеличение числа итераций с 50 до 500 сделало артефакты почти неразличимыми.

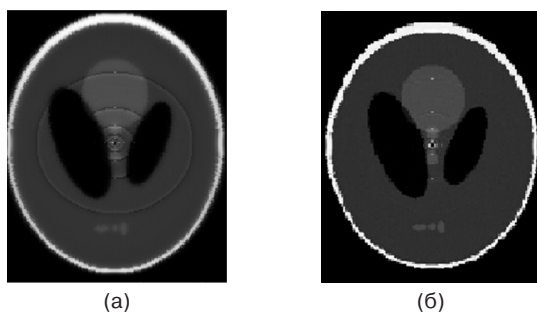


Рис. 2. Реконструкции фантома: (а) 50 итераций, (б) 500 итераций

Для проверки возможности применения дихотомической схемы для трехмерной томографической реконструкции с большим объемом данных был проведен численный эксперимент с использованием цифрового фантома Де Фриза, который используется при моделировании объемной реконструкции с широким коническим пучком. Моделирование проводилось в среде *MATLAB*¹ для круговой геометрии съемки с параметрами, указанными в таблице.

Результаты реконструкции цифрового фантома Де Фриза представлены на рис. 3.

Сравнение исходного и реконструированного фантомов показывает, что реконструкция алгебраическим методом, также как и алгоритм Фельдкамп, не восстанавливает полностью форму крайних дисков, по-видимому, из-за нарушения условия Кириллова – Туя, которое происходит при круговой геометрии съемки при широком конусном пучке [16].

Таблица. Параметры геометрии съемки для цифрового фантома

Расстояние от источника излучения до центра вращения, мм	300
Расстояние от центра вращения до детектора, мм	138
Размер поля регистрации на плоскостанельном детекторе, мм ²	600 × 220
Размер пикселей детектора, мм ²	1 × 1
Размер поля реконструкции, мм ³ (длина × ширина × высота)	256 × 256 × 128
Угловой диапазон вращения, °	0–359
Число шагов вращения	768
Размер фантома, мм ³ (длина × ширина × высота)	256 × 256 × 128

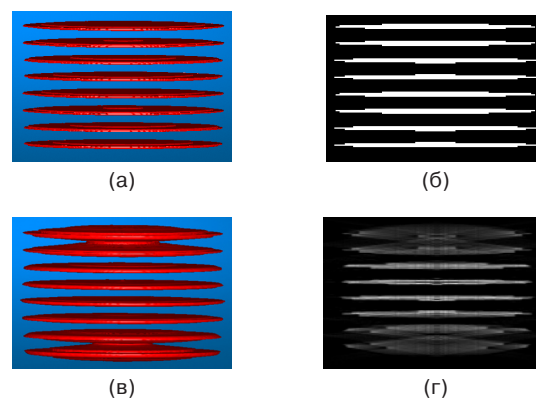


Рис. 3. Фантом Де Фриза: (а) объемное изображение, (б) сечение и результат его реконструкции (в) объемное изображение, (г) сечение

Для реконструкции изображения использовался ускоренный градиентный спуск по методу моментов Нестерова. Всего потребовалось 40 итераций и 440 секунд на их реализацию в среде *MATLAB* при использовании при использовании видеокарты GeForce RTX 2080 (производитель – NVIDIA, США). Анализ работы программы реконструкции показал, что большое время вычисления связано с особенностями работы интерпретатора среды *MATLAB*, который самостоятельно, независимо от пользователя, организует итерационный процесс, куда помимо вычислительных итерационных процедур могут входить системные процедуры *MATLAB*. В нашем случае операция проецирования вектора парциальной матрицей с максимальным индексом занимает 0.0004 секунд. При оптимальной организации вычислительного процесса на одну итерацию должно уходить не более 2 секунд. Для 40 итераций общее время реконструкции не должно превышать 2 минуты, что сопоставимо с временем реконструкции

¹ <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>. Дата обращения 14.06.2024. / Accessed June 14, 2024.

данного цифрового фантома методом сопряженных градиентов при использовании пакета *TIGRE*.

При реализации предложенного алгоритма на более низком уровне на языке C++ с расширением CUDA допустимо применение 32 битного формата хранения данных вместо 64-битного представления допускаемого в *MATLAB* для разреженных матриц. Кроме того, топовые игровые видеокарты имеют 24 Гб выделенной графической памяти. Если принять во внимание, что алгебраическая реконструкция допускает использование меньшего объема данных для реконструкции, то можно сделать вывод о том, что предложенный алгоритм позволяет применять вычислительные возможности персонального компьютера для решения широкого круга томографических задач. На основе данного алгоритма целесообразно создание настольных вычислительных систем для обучения и моделирования работы компьютерных томографов с целью оптимизации их параметров [17, 18].

Таким образом, в работе предложена работоспособная схема дискретизации, совмещающая в себе достоинства полярной системы (инвариантность к вращениям) и декартовой системы (примерно одинаковую плотность пикселей). Применение полярной системы координат без дихотомического деления пикселей, использованное в работе [19], приведет к тому, что соответствие между числом пикселей кольцевых сегментов и числом пикселей соответствующих им сегментов детектора будет разным. Если для внешних сегментов это соответствие будет правильным, т.е. число соответствующих пикселей будет примерно одинаковым, то для внутренних областей информационная емкость соответствующей области детектора будет недостаточной. Это приведет к недоопределенности системы линейных уравнений, и соответственно к необходимости использования регуляризации с целью избежания появления различных артефактов, характерных для томографии с ограниченными данными. Наоборот, если для внутренних областей число соответствующих пикселей детектора будет достаточным, то для внешних областей число данных будет избыточным, и для внешних областей детектора необходимо использовать биннинг с целью экономии памяти и ускорения реконструкции.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Использование дихотомической полярной схемы деления изображения на пиксели открывает возможности итерационной алгебраической реконструкции изображения с минимальными

затратами памяти при использовании настольного компьютера с современными видеокартами. Применительно к различным задачам рентгеновского неразрушающего контроля эти возможности будут исследованы в ходе численного моделирования на цифровых фантомах и экспериментальных исследований на настольном микротомографе с микрофокусным источником рентгеновского излучения и широкоформатным цифровым детектором².

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа проводится при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (по Соглашению с Минобрнауки России от 09 февраля 2023 г. № 075-11-2023-006, идентификатор государственного контракта – 000000S407523Q6V0002).

ACKNOWLEDGMENTS

The work was financially supported by the Ministry of Education and Science of the Russian Federation (Agreement with the Ministry of Education and Science of the Russian Federation dated February 09, 2023, No. 075-11-2023-006, State Contract Identifier 000000S407523Q6V0002).

Вклад авторов

А.А. Манушкин – разработка идеи проекта, компьютерное моделирование, работа с графическим материалом, написание текста рукописи.

Н.Н. Потрахов – администрирование проекта, критический обзор, анализ и систематизация полученных результатов, проведение сравнительного анализа, обобщение результатов исследования, формулирование выводов.

А.В. Степанов – надзор, мониторинг исследовательской деятельности.

Е.Ю. Усачев – разработка и анализ идеи, привлечение финансирования.

Authors' contributions

A.A. Manushkin – conceptualization and research design, computer simulation, working with graphic material, and writing the text of the manuscript.

N.N. Potrachov – project administration, writing and editing original draft, critical review. Analysis and systematization of the results obtained. Conducting comparative analysis. Generalization of research results. Formulation of conclusions.

A.V. Stepanov – supervision, monitoring research activities.

E.Yu. Usachev – conceptualization, funding acquisition.

² <https://eltech-med.com/ru/service/tomogram> (in Russ.). Дата обращения 14.06.2024. / Accessed June 14, 2024.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W. Practical cone-beam algorithm *J. Opt. Soc. Am. A*. 1984;1(6):612–619. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.1.000612>
2. Zou Y., Pan X. Image reconstruction on PI-lines by use of filtered backprojection in helical cone-beam CT. *Phys. Med. Biol.* 2004;49:2717–2731. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/12/017>
3. Parker D.L. Optimal short scan convolution reconstruction for fan-beam CT. *Med. Phys.* 1982;9(2):245–257. <https://doi.org/10.1118/1.595078>
4. Chen Z., Jin X., Li L., Wang G. A limited-angle CT reconstruction method based on anisotropic TV minimization. *Phys. Med. Biol.* 2013;58:2119–2141. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/7/2119>
5. Wang C., Tao M., Nagy J.G., Lou Y. Limited-angle CT reconstruction via the L_1/L_2 minimization. *SIAM Journal on Imaging Sciences*. 2021;14(2):749–777. <https://doi.org/10.1137/20M1341490>
6. Li M., Zhang C., Peng C., Guan Y., Xu P., Sun M., Zheng J. Smoothed l_0 norm regularization for sparse-view X-ray CT reconstruction. *BioMed Res. Int.* 2016;2016:Article ID 2180457. <https://doi.org/10.1155/2016/2180457>
7. Sun Y., Chen H., Tao J., Lei L. Computed tomography image reconstruction from few views via Log-norm total variation minimization. *Digital Signal Processing*. 2019;88:172–181. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2019.02.009>
8. Sun Y., Tao J. Few views image reconstruction using alternating direction method via l_0 -norm minimization. *Int. J. Syst. Technol.* 2014;24(3):215–223. <https://doi.org/10.1002/ima.22097>
9. Xu Z., Chang X., Xu F., Zhang H. $L_{1/2}$ regularization: A thresholding representation theory and a fast solver. *IEEE Trans. Neural Networks Learn. Syst.* 2012;23(7):1013–1027. <https://doi.org/10.1109/TNNLS.2012.2197412>
10. Wang C., Yan M., Rahimi Y., Lou Y. Accelerated schemes for L_1/L_2 minimization. *IEEE Trans. Signal Processing*. 2020;68:2660–2669. <https://doi.org/10.1109/TSP.2020.2985298>
11. Jumanazarov D., Koo J., Kehres, J., Poulsen H.F., Olsen U.L., Iovea M. Material classification from sparse spectral X-ray CT using vectorial total variation based on L infinity norm. *Mater. Charact.* 2022;187:111864. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2022.111864>
12. Hegazy M.A.A., Cho M.H., Cho M.H., Lee S.Y. Metal artifact reduction in dental CBCT Images using direct sinogram correction combined with metal path-length weighting. *Sensors*. 2023;23(3):1288. <https://doi.org/10.3390/s23031288>
13. Bigury A., Dosanjh M., Hancock S., Soleimani M. Tigre: A MATLAB-GPU toolbox for CBCT image reconstruction. *Biomed. Phys. Eng. Express*. 2016;2(5):055010. <http://doi.org/10.1088/2057-1976/2/5/055010>
14. Siddon R.L. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Med. Phys.* 1985;12(2):252–255. <https://doi.org/10.1118/1.595715>
15. Landweber L. An iteration formula for Fredholm integral equations of the first kind. *Am. J. Math.* 1951;73(3):615–624. <https://doi.org/10.2307/2372313>
16. Tuy H.K. An inversion formula for cone-beam reconstruction. *SIAM. J. Appl. Math.* 1983;43(3):546–552. <https://doi.org/10.1137/0143035>
17. Osipov S.P., Chakhlov S.V., Zhvyrbliya V.Y., Sednev D.A., Osipov O.S., Usachev E.Y. The Nature of Metal Artifacts in X-ray Computed Tomography and Their Reduction by Optimization of Tomography Systems Parameters. *Appl. Sci.* 2023;13(4):2666. <https://doi.org/10.3390/app13042666>
18. Hashem N., Pryor M., Haas D., Hunter J. Design of a Computed Tomography Automation Architecture. *Appl. Sci.* 2021;11(6):2858. <https://doi.org/10.3390/app11062858>
19. Jian L., Litao L., Peng C., Qi S., Zhifang W. Rotating polar-coordinate ART applied in industrial CT image reconstruction. *NDT&E International*. 2007;40(4):333–336. <https://doi.org/10.1016/j.ndteint.2006.11.005>

Об авторах

Манушкин Алексей Анатольевич, к.ф.-м.н., ведущий научный сотрудник, ООО «Диагностика-М» (109316, Россия, Москва, Волгоградский просп., д. 42). E-mail: manushkinaa@mail.ru. Scopus Author ID 6507658966, <https://orcid.org/0009-0009-8428-9588>

Потрахов Николай Николаевич, д.т.н., заведующий кафедрой электронных приборов и устройств; главный научный сотрудник, ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ «ЛЭТИ») (197022, Россия, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, д. 5, литера Ф). E-mail: nnpotrahov@epu.ru. Scopus Author ID 8689381700, SPIN-код РИНЦ 8875-7322, <https://orcid.org/0000-0001-8806-0603>

Степанов Александр Вячеславович, к.т.н., начальник отдела промышленной интроскопии и диагностики, ООО «Диагностика-М» (109316, Россия, Москва, Волгоградский просп., д. 42). E-mail: stepanov_a@x-ray.ru. SPIN-код РИНЦ 3806-5336, <https://orcid.org/0009-0000-0760-6222>

Усачев Евгений Юрьевич, к.т.н., учредитель ООО «Диагностика-М» (109316, Россия, Москва, Волгоградский просп., д. 42). E-mail: usachev_e@x-ray.ru. Scopus Author ID 55193172600, SPIN-код РИНЦ 6504-4959, <https://orcid.org/0000-0001-5197-2465>

About the authors

Alexey A. Manushkin, Cand. Sci. (Phys.-Math.), Leading Researcher, Diagnostika-M (42, Volgogradskii pr., Moscow, 109316 Россия). E-mail: manushkinaa@mail.ru. Scopus Author ID 6507658966, <https://orcid.org/0009-0009-8428-9588>

Nikolay N. Potrachov, Dr. Sci. (Eng.), Head of the Department of Electronic Instruments and Devices; Chief Researcher, Saint Petersburg Electrotechnical University LETI (5, ul. Professora Popova, St. Petersburg, 197022 Russia). E-mail: nnpotrahov@epu.ru. Scopus Author ID 8689381700, SPIN-код РИНЦ 8875-7322, <https://orcid.org/0000-0001-8806-0603>

Alexander V. Stepanov, Cand. Sci. (Eng.), Head of the Department of Industrial Introspection and Diagnostics, Diagnostika-M (42, Volgogradskii pr., Moscow, 109316 Russia). E-mail: stepanov_a@x-ray.ru. RSCI SPIN-code 3806-5336, <https://orcid.org/0009-0000-0760-6222>

Evgeny Yu. Usachev, Cand. Sci. (Eng.), Founder, Diagnostika-M (42, Volgogradskii pr., Moscow, 109316 Russia). E-mail: usachev_e@x-ray.ru. Scopus Author ID 55193172600, RSCI SPIN-code 6504-4959, <https://orcid.org/0000-0001-5197-2465>