

ПАРАЛЛЕЛЬНАЯ РЕКОНСТРУКЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ МЕТОДОМ МАКСИМАЛЬНОГО ПРАВДОПОДОБИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГРАФИЧЕСКОГО ПРОЦЕССОРА И БИБЛИОТЕКИ OpenGL

© 2024 г. С.А. Золотарев^{1,*}, А.Т. Таруат^{2,**}

¹ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси,
Республика Беларусь 220072 Минск, ул. Академическая, 16

²Белорусский национальный технический университет, Республика Беларусь 220013 Минск,
пр-т Независимости, 65

E-mail: *sergei.zolotarev@gmail.com; ** ahmedtharwat6773@gmail.com

Поступила в редакцию 16.04.2024; после доработки 06.05.2024

Принята к публикации 07.05.2024

Создание быстрых параллельных итерационных статистических алгоритмов на основе использования графических ускорителей является важной и актуальной задачей, имеющей большое научное и практическое значение. Рассматривается алгоритм, основанный на методе максимизации математического ожидания максимального правдоподобия (maximum likelihood expectation maximization MLEM). MLEM является численным методом определения оценки максимального правдоподобия и, начиная с его первого применения в области реконструкции изображений в 1982 г., остается одним из наиболее популярных статистических методов реконструкции изображений, являясь фундаментом для многих других подходов. Предложена оригинальная версия параллельного алгоритма MLEM, которая обеспечивает глобальную сходимость итерационного алгоритма. Для распараллеливания алгоритма используется метод текстурных отображений при помощи графической библиотеки OpenGL. Параллельный алгоритм описан максимально подробно. Приведены примеры нескольких реконструкций изображений изделий алюминиевого литья. Полученный результат можно применить для неразрушающего контроля различных промышленных изделий, в том числе для контроля литейных изделий

Ключевые слова: итерационные методы, реконструкция изображений, томография, статистическая реконструкция изображений, сходимость итераций, графический процессор, текстурные отображения.

PARALLEL IMAGE RECONSTRUCTION USING THE MAXIMUM LIKELIHOOD METHOD USING A GRAPHICS PROCESSOR AND THE OpenGL LIBRARY

© 2024 С.А. Zolotarev^{1,*}, А.Т. Taruat^{2,**}

¹Institute of Applied Physics of the National Academy of Sciences of Belarus,
16, Akademicheskaya Str., 220072, Minsk, Republic of Belarus

²Belarusian National Technical University,
65, Nezavisimosti Ave., 220013, Minsk, Republic of Belarus

E-mail: *sergei.zolotarev@gmail.com; ** ahmedtharwat6773@gmail.com

The creation of fast parallel iterative statistical algorithms based on the use of graphics accelerators is an important and urgent task of great scientific and practical importance. An algorithm based on the method of maximizing the mathematical expectation of maximum likelihood (maximum likelihood expectation MLEM) is considered. MLEM is a numerical method for determining maximum likelihood estimates and, since its first application in the field of image reconstruction in 1982, remains one of the most popular statistical methods of image reconstruction, being the foundation for many other approaches. A new version of the MLEM parallel algorithm is proposed, which provides global convergence of the iterative algorithm. To parallelize the algorithm, the texture mapping method is used using the OpenGL graphics library. The parallel algorithm is described in as much detail as possible. Examples of several reconstructions of images of aluminum casting products are given. The obtained result can be used for non-destructive testing of various industrial products, including testing of foundry products.

Keywords: iterative methods, image reconstruction, tomography, statistical image reconstruction, iteration convergence, graphics processor, texture mapping.

DOI: 10.31857/S0130308224060036

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время большинство используемых на практике методов томографии основаны на использовании стандартного метода фильтрованных обратных проекций ФБР (см., например, [1]). В компьютерной томографии набор исходных рентгеновских проекций может быть неполным, а угол обзора контролируемого объекта далеко не всегда является всесторонним (круго-

вым). В таких случаях алгоритмы, основанные на интегральных преобразованиях, уже не работают и необходимо использовать итерационные методы реконструкции изображений. Результирующее изображение при этом достигается методом последовательных приближений. Нетрудно убедиться в том, что итерационные алгебраические алгоритмы реконструкции изображений во многих случаях дают гораздо лучшие результаты по сравнению с традиционными вычислительными алгоритмами, основанными на методах интегральных преобразований. Сами по себе обычные последовательные итерационные алгоритмы вычислительной рентгеновской томографии являются достаточно гибкими и позволяют эффективно использовать различные способы регуляризации процесса реконструкции и использовать априорную информацию об объекте.

Отметим, что, несмотря на ряд достоинств, они имеют два существенных недостатка. Первый недостаток заключается в низкой скорости сходимости итерационного процесса, что заставляет использовать большое количество итераций и приводит к тому, что их выполнение на обычных последовательных компьютерах требует недопустимо большого времени для достижения удовлетворительного результата. Вторым недостатком является требование наличия огромного объема оперативной памяти компьютера, предназначенной для хранения вектора восстанавливаемого изображения, набора рентгеновских проекций и проекционной матрицы. То есть, как и для многих вычислительных алгоритмов, предназначенных для работы с большими объемами данных, над итерационными алгоритмами томографии довлеет «проклятие размерности» — это значит, что указанные недостатки невероятно усугубляются с увеличением размерности восстанавливаемого изображения объекта контроля. Мы использовали в этой работе графический процессор для ускорения вычислений.

Последние два десятилетия наиболее динамично развивались именно графические процессоры (GPU). В первую очередь это было обусловлено требованиями современной компьютерной графики к повышению вычислительной мощности графических плат, необходимой для построения изображений в реальном масштабе времени. Поэтому в дальнейшем мы будем использовать GPU в качестве устройства, способного значительно ускорить выполнение процесса реконструкции изображений.

В 1994 г. Cabral [2] детально описал, как можно осуществить компьютерную томографию (основанную на методе фильтрованных обратных проекций) с помощью аппаратной поддержки текстурных отображений на основе использования GPU. Позже Mueller and Yagel [3] применили ту же самую аппаратную поддержку для итерационной реконструкции (с помощью метода SART), использующую текстурное отображение объема для прямого проецирования и обратное текстурное отображение объема для обратного проецирования. Этот подход оказался очень эффективным, так как обе этих операции можно реализовать путем использования стандартных инструкций графической библиотеки OpenGL, которая использует проективные текстуры [4] для обратного проецирования под произвольными углами.

МЕТОД МАКСИМАЛЬНОГО ПРАВДОПОДОБИЯ

Группа статистических алгоритмов реконструкции принадлежит к классу итерационных методов реконструкции, также как и алгебраические методы реконструкции [5]. Статистические методы реконструкции обеспечивают различные преимущества, такие как моделирование физических эффектов и учет вероятностного распределения экспериментальных измерений. Недостатком этих методов является то, что они являются более сложными, чем детерминированные итерационные методы, и приводят к более высоким вычислительным затратам. Поэтому они в основном применяются в тех случаях, когда другие методы не могут удовлетворить требованиям к качеству реконструируемых изображений. Обычно итерационные статистические методы реконструкции широко используются в эмиссионной томографии и более редко в трансмиссионной компьютерной томографии. В 1982 г. Шепп представил статистический метод максимального правдоподобия для реконструкции в эмиссионной томографии, который вызвал значительный интерес к статистическим методам реконструкции.

В этой работе мы будем использовать статистический метод максимального правдоподобия для целей трансмиссионной томографии. Рассмотренный ниже вариант его использования основан на работе Фесслера и Ланге [6]. Более конкретно укажем, что наибольший интерес для нас представляет вариант метода максимального правдоподобия на основе выпуклой оптимизации, также предложенный в вышеуказанной работе. Другие методы статистической реконструкции подробно описаны в [7], алгебраический метод SART описан в [8]. Обратим внимание, что во многих работах используется натуральный логарифм функции правдоподобия, так называемая логарифмическая функция правдоподобия — \log -likelihood. В ряде слу-

чаев более удобно работать именно с ней. Так как логарифм является монотонно возрастающей функцией, то логарифмическая функция правдоподобия достигает максимума в тех же самых точках, что и функция правдоподобия (likelihood). Следовательно, логарифмическая функция правдоподобия может быть использована вместо вероятности в методе максимального правдоподобия. В трансмиссионной томографии необходимо реконструировать значения коэффициентов линейного ослабления μ_j , заданные для каждого вокселя j . Так как μ_j является вероятностью захвата фотона вокселем j , то мы имеем очевидное ограничение $\mu_j \geq 0$. Пуассоновский характер распределения сгенерированного рентгеновского излучения подразумевает, что распределения для различных проекций являются независимыми и что log-likelihood наблюдаемого количества фотонов может быть представлена как

$$L(\mu) = \sum_i \{-d_i \exp(-\mathbf{a}_i, \mu) - Y_i(\mathbf{a}_i, \mu)\} + c, \quad (1)$$

где d_i — ожидаемое количество фотонов выходящих из источника рентгеновского излучения и попадающих в i -й пиксель рассматриваемой проекции; c — несущественная константа; μ — вектор коэффициентов ослабления μ_j ; \mathbf{a}_i — вектор длин пересечений луча, выходящего из источника и попадающего в i -й пиксель рассматриваемой проекции с вокселями, принадлежащими просвечиваемому объекту; (\mathbf{a}_i, μ) — скалярное произведение двух векторов, то есть $(\mathbf{a}_i, \mu) = \sum_j a_{ij} \mu_j$.

В работе [6] Ланге предложил модифицированный алгоритм для расчета логарифмической функции правдоподобия, который позволил записать в конечном виде алгоритм вычисления вектора μ , обеспечивающего минимизацию log-likelihood:

$$\mu_j^{n+1} = \mu_j^n + \mu_j^n \sum_i a_{ij} (d_i \exp(-\mathbf{a}_i, \mu^n) - Y_i) / \sum_i a_{ij} (\mathbf{a}_i, \mu^n) d_i \exp(-\mathbf{a}_i, \mu^n). \quad (2)$$

Формула (2) обеспечивает статистическое итерационное решение задачи реконструкции изображения, просвечиваемого объекта контроля.

Основными аргументами, которые показывают необходимость развития и дальнейшего исследования итерационных методов и алгоритмов, являются следующие: 1) все они без труда адаптируются для случаев с различными схемами сбора проекционных данных; 2) являются пригодными для гораздо более широкого круга разнообразных технических задач по сравнению с методами, использующих интегральные преобразования. Существует достаточно широкий перечень задач реконструкции изображений, где применение итерационных реконструктивных методов обеспечивает гораздо лучшие результаты: реконструкция объектов по ограниченному или неполному набору рентгеновских проекций; реконструкция объектов в ограниченном угловом диапазоне. Основным недостатком этих алгоритмов является относительно невысокая скорость их сходимости и значительное время, необходимое на их выполнение. Это обусловлено тем, что для получения достаточно точного решения часто приходится выполнять десятки, а иногда сотни итераций и обесчитывать очень большие двухмерные и трехмерные массивы данных. В качестве второго недостатка, ограничивающего их использование, можно привести требование наличия большого количества оперативной памяти ПК или рабочей станции, необходимой для хранения реконструируемого изображения, набора рентгеновских проекций, а также коэффициентов проекционной матрицы. Одним из способов преодоления этих проблем является использование для вычислений графических процессоров компьютеров. Итерационные методы применяются главным образом для задач очень большой размерности, которыми, как правило, являются задачи компьютерной томографии. Важно отметить, что в формуле (2) используются в качестве проекционных данных интенсивности рентгеновского излучения, не поглощенного объектом реконструкции. Эта формула может быть достаточно просто реализована для вычислений на обычном последовательном процессоре. Применение графического процессора для вычислений по этой формуле вызывает значительные трудности. Нами был разработан оригинальный алгоритм, который позволил использовать формулу (2) для вычислений на графическом процессоре. Он был проверен на нескольких наборах рентгеновских данных, в том числе и на рентгеновских проекциях с интенсивностями для алюминиевого поршня без дефектов.

Алгоритм параллельной реализации MLEM методом наложения текстур

Инициализация параллельного алгоритма MLEM

Вход:

Число проекций – **nproj**.

Выход: **Текстурная матрица matr_proj[nproj]**, предназначенная для обратного проецирования корректирующего изображения на слои трехмерной текстуры с изображением объекта реконструкции, трехмерное изображение объекта реконструкции, записанное в одномерном массиве **objf[dims[0]*dims[1]*dims[2]]**, где для каждого вокселя **objf_i** задано начальное значение линейного коэффициента ослабления трехмерного изображения объекта реконструкции.

Порядок выполняемых шагов для инициализации:

1. С помощью функции библиотеки OpenGL **glGenTextures(1,&g_dynamicTextureID)** создаем динамическую текстуру для буфера кадра.
 2. С помощью функции библиотеки OpenGL **glGenFramebuffers(1, &g_frameBuffer)** создаем буфер кадра.
 3. С помощью функции библиотеки OpenGL **glGenTextures(2, texName)** создаем две текстуры, предназначенные для перемножения двухмерных текстур.
 4. Создаем помощью функции библиотеки OpenGL **glTexImage3D()** трехмерную текстуру, предназначенную для хранения изображения объекта реконструкции.
glTexImage3D(GL_TEXTURE_3D,0,GL_LUMINANCE32F_ARB,(dims[0], dims[1], dims[2],0,GL_LUMINANCE,GL_FLOAT,(GLfloat *)objf).
 5. Создаем с помощью вызова специально написанной функции **loadImageTexture()** проективную текстуру **g_sloj_object**.
 6. Рассчитываем координаты углов для горизонтальных и вертикальных слоев трехмерной текстуры, содержащей изображение реконструируемого объекта.
 7. Создаем текстурную матрицу **matr_proj[nproj]**, предназначенную для обратного проецирования корректирующего изображения на слои трехмерной текстуры с изображением объекта реконструкции. Для этого используем специально написанную подпрограмму на языке Си: **Init_Proj_Texture(nproj)**.
-

Реализация параллельного алгоритма MLEM:

Вход: Число итераций **kmax**, Число проекций — **nproj**, расстояние от источника излучения до точки вращения **sourdreh**, сами проекции **P₁** с размерностями по осям **OX** и **OY**, равными **size_x** и **size_y**, задаются в виде одномерных массивов, **lambda** — параметр релаксации, дискретизированное начальное трехмерное изображение объекта реконструкции с размерностями по осям **OX**, **OY** и **OZ** — **dims[0]**, **dims[1]** и **dims[2]**, представленное в виде одномерного массива **objf**,

alfa[nproj] — массив, содержащий проекционные углы, под которыми источник излучения просвечивает объект для получения соответствующей заданному угловому направлению проекции, массив **matr_proj[nproj]** — содержит заранее рассчитанные текстурные матрицы для каждой проекции, предназначенные для обратного проецирования корректирующего изображения на слои трехмерной текстуры.

Выход: Трехмерное изображение объекта реконструкции **objf** с рассчитанными значениями линейного коэффициента ослабления, записанное в одномерном массиве **objf[dims[0]*dims[1]*dims[2]]**.

Порядок выполняемых шагов для реконструкции изображения:

1. Осуществляем внешний цикл **for (k=0; k <kmax;k++)** по числу итераций **kmax**.
2. Открываем внутренний цикл **for (l=0; l<nproj;l++)** по числу проекций **nproj**.
3. Считываем поочередно проекции с интенсивностями, непоглощенного объектом реконструкции, рентгеновского излучения. Для чтения файлов с проекциями используем стандартную функцию **fread(void *restrict buffer, size_t size, size_t count, FILE *restrict stream)**.
4. Выполняем команду для задания режима смешивания цветов **glBlendEquation()**.
5. Создаем матрицу проецирования для пирамиды симметричного перспективного вида. **gluPerspective((GLfloat)angl_y, aspect, 1.0, 1600000.0)** и умножаем на нее текущую матрицу.

6. Осуществляем проецирование горизонтальных слоев трехмерной текстуры с изображением объекта в буфер кадра. Сначала для диапазона проекционных углов ($\alpha[l] \geq 0.0$ && $\alpha[l] \leq \pi/4.0$) || ($\alpha[l] \geq (3.0 * \pi/4.0)$ && $\alpha[l] \leq (\pi + \pi/4.0)$) || ($\alpha[l] \geq (3.0 * \pi/2.0 + \pi/4.0)$ && $\alpha[l] \leq 2.0 * \pi$) проецируем слои трехмерной текстуры, расположенные вдоль оси аппликат. В противном случае проецируем перпендикулярные к ним слои, расположенные вдоль оси абсцисс.

7. С помощью функции смещения цветов **glColor4f()** умножаем все слои на коэффициент $1.0 / \text{fabs}(\cos(\alpha[l]))$: либо $1.0 / \text{fabs}(\sin(\alpha[l]))$ в зависимости от диапазона проекционных углов.

8. После проецирования всех слоев считываем текущую смоделированную проекцию с лучевыми суммами из буфера кадра в одномерный массив **image2[]**

```
glReadPixels(0,0, ws,hs,GL_LUMINANCE,GL_FLOAT,image2).
```

9. Производим расчет модельной проекции с интенсивностями и вычисляем ее невязку с экспериментальной проекцией с интенсивностями.

10. Производим формирование корректирующего изображения **image3**.

11. Записываем корректирующее изображение в проективную текстуру

```
glBindTexture(GL_TEXTURE_2D, g_sloj_object);
```

```
glTexSubImage2D(GL_TEXTURE_2D,0,0,0,size_x,size_y,GL_LUMINANCE, GLFLOAT, image3).
```

12. Завершаем прямое проецирование.

13. Начинаем обратное проецирование:

ортогонально поочередно проецируем горизонтальные слои трехмерной текстуры, содержащей трехмерное изображение объекта реконструкции в буфер кадра.

14. Копируем содержимое буфера кадра в двумерную текстуру, предназначенную для перемножения со текстурой, содержащей корректирующее изображение

```
glBindTexture(GL_TEXTURE_2D,texName[0]);
```

```
glCopyTexSubImage2D(GL_TEXTURE_2D,0,0,0,0,0, dims[0],dims[1]).
```

15. Соединяемся с текстурой, содержащей корректирующее изображение

```
glBindTexture(GL_TEXTURE_2D,g_sloj_object).
```

16. Проецируем ее в буфер кадра с помощью проективного проецирования как проективную текстуру, используя для этого заранее рассчитанные текстурные матрицы **matr_proj[nproj]**.

17. Копируем содержимое буфера кадра в текстуру, предназначенную для перемножения с текстурой, содержащей изображение текущего горизонтального слоя объекта реконструкции

```
glBindTexture(GL_TEXTURE_2D,texName[1]);
```

```
glCopyTexSubImage2D(GL_TEXTURE_2D,0,0,0,0,0,dims[0],dims[1]).
```

18. Производим одновременное наложение двух двумерных текстур с изображениями текущего слоя объекта и корректирующим изображением с помощью функции **glMultiTexCoord2f()**.

19. Замещаем в трехмерной текстуре текущий горизонтальный k-й слой скорректированным слоем

```
glCopyTexSubImage3D(GL_TEXTURE_3D,0,0,0,k,0,0,dims[0],dims[1]).
```

20. Заканчиваем цикл по горизонтальным слоям трехмерной текстуры. Заканчиваем обратное проецирование и коррекцию трехмерной текстуры с изображением объекта реконструкции. Заканчиваем цикл для числа проекций **nproj**

```
for (l=0; l<nproj;l++) и переходим к следующей итерации.
```

21. Если ($k < k_{\max}$),

то переходим на следующую итерацию цикла **for** ($k=0; k < k_{\max}; k++$),

иначе заканчиваем цикл по числу итераций.

Следует заметить, что на шаге 21 алгоритма возможен досрочный выход из цикла по числу проекций. На каждом шаге цикла по числу итераций рассчитывается невязка между экспериментальными и модельными данными $\delta = \|p - Ax\|$. Если скорость уменьшения уровня невязки становится меньше, чем 3 процента, то происходит досрочный выход из цикла, согласно условию, если $\frac{(\delta_k - \delta_{k-1})}{\delta_{k-1}} \leq 3$, то выходим из цикла.

100

В [9] рассматривалось ускорение популярных итерационных алгоритмов томографической реконструкции на обычных графических видеокартах для ПК. Описанный выше параллельный алгоритм значительно отличается от параллельных алгоритмов **MLEM**, описанных в работах других исследователей.

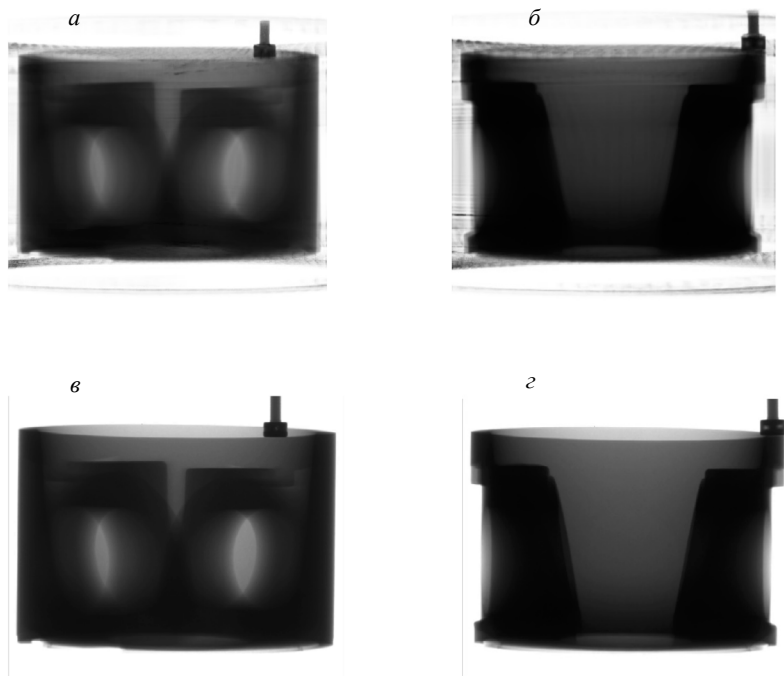


Рис. 1. Модельные (*а, б*) и экспериментальные (*в, г*) рентгеновские проекции алюминиевого поршня для углов сканирования 45° (*а, в*) и 90° (*б, г*).

Различие заключается в том, что для коррекции трехмерного изображения реконструируемого объекта они использовали проекции с лучевыми интегралами (см., например, [10—12]). Аналогично в работе [13] использовалась невязка для лучевых интегралов. Мы применили невязку между экспериментальными и смоделированными проекциями с интенсивностями, непоглощенного объектом контроля рентгеновского излучения. Этот алгоритм показал хорошее быстрое действие и практически не уступает параллельному алгоритму SART, описанному нами в [14, 15]. Учет априорной информации может быть осуществлен так же, как в [16—18]. На рис. 1 показаны модельные и экспериментальные рентгеновские проекции алюминиевого поршня с интенсивностями для углов сканирования 45° и 90° .

Схожесть модельных и экспериментальных проекций является подтверждением адекватности реконструкции по рентгеновским проекциям с интенсивностями непоглощенного объектом рентгеновского излучения. На рис. 2 показаны перспективные виды реконструированного трехмерного изображения поршня.

Рассмотрим реконструкцию изображения алюминиевой детали, которую мы исследовали ранее, но по проекциям с лучевыми интегралами. Первый набор 32 рентгеновских проекций с интенсивностями был предоставлен господином Dr. Martin Simon, сотрудником германской

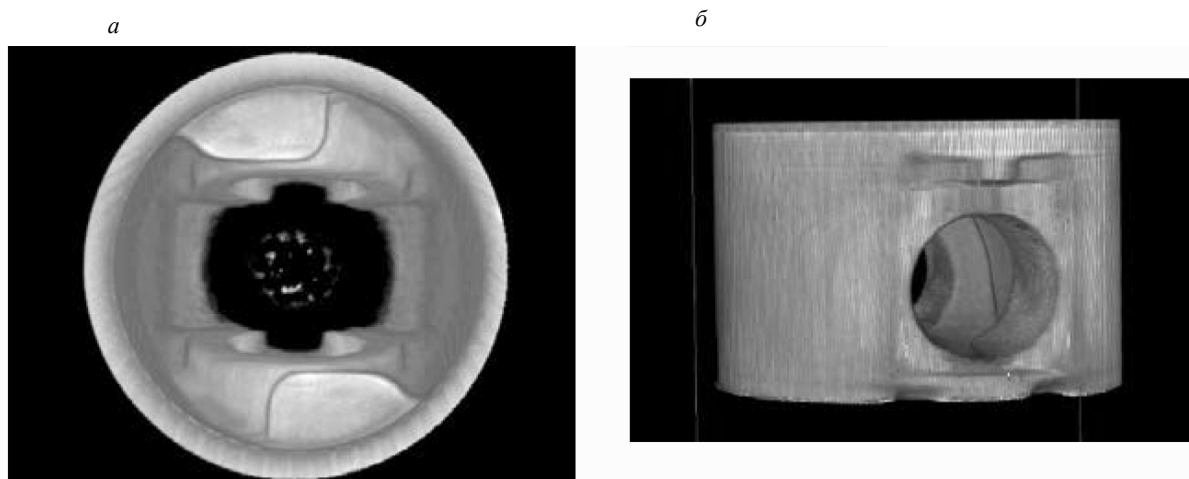


Рис. 2. Перспективные виды изображения поршня: *а* — торцевой вид поршня, *б* — фронтальный вид.

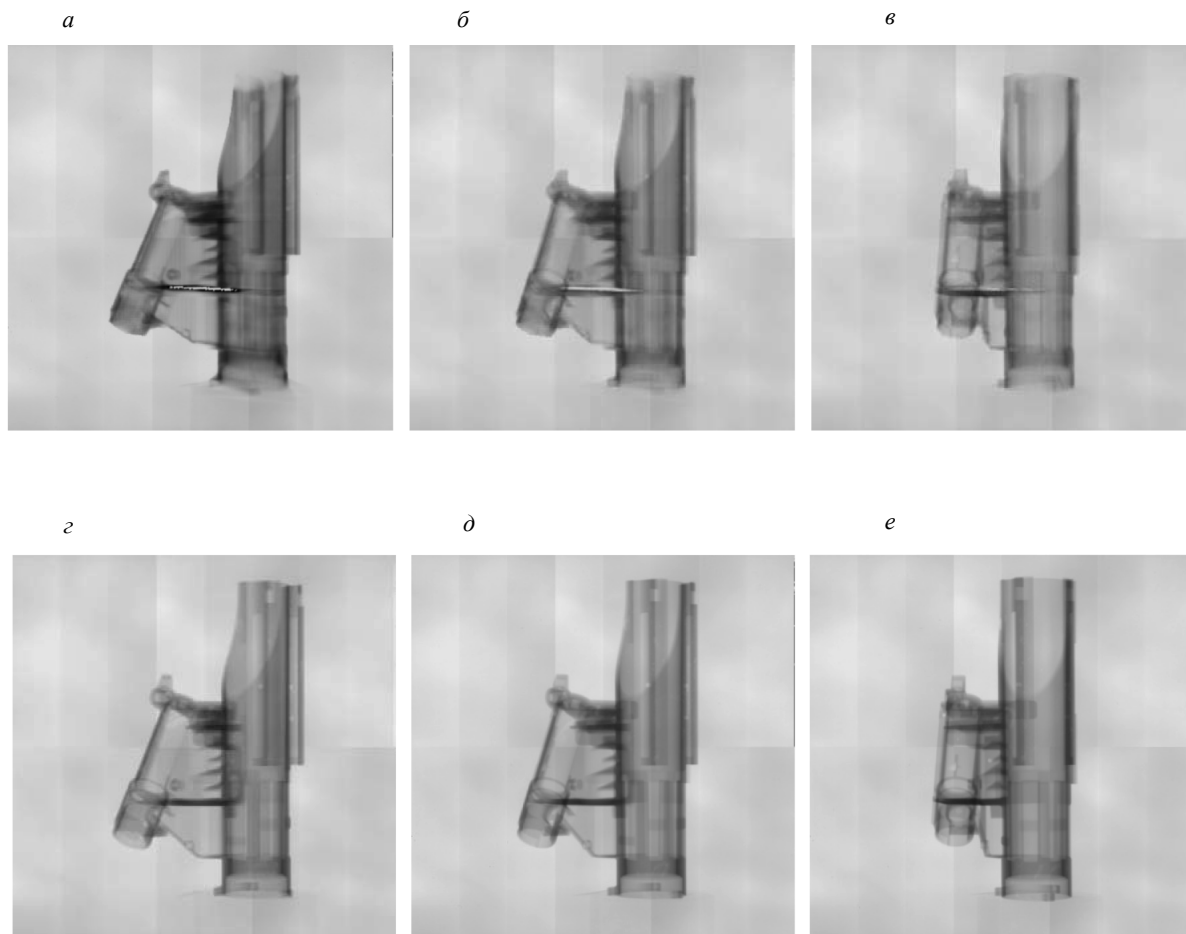


Рис. 3. Модельные (*а—в*) и экспериментальные (*г—е*) рентгеновские проекции алюминиевой детали для углов сканирования 11,25° (*а, г*), 45° (*б, д*) и 90° (*в, е*).

фирмы Зауэрвайн (Sauerwein). Все эти проекции были получены в угловом диапазоне 180°, т.е. при одностороннем доступе к объекту реконструкции. Число проекционных видов всего 32, причем они расположены в угловом диапазоне 180°. На рис. 3 показаны три проекции этой детали с интенсивностями для углов 11,25, 45 и 90°.

Видно, что модельные проекции достаточно близко соответствуют экспериментальным проекциям. Похож даже неоднородный фон, показывающий интенсивности рентгеновских лучей, прошедших мимо просвечиваемого объекта.

На рис. 4 показано реконструированное трехмерное изображение алюминиевой детали.

Второй набор из 2300 рентгеновских проекций был предоставлен Иваном Георгиевым, научным сотрудником Института информационных и коммуникационных технологий (ИИКТ) Болгарской академии наук. Они были получены на промышленном томографе ХТ Н 225 фирмы Nikon Metrology. Угловой шаг между проекциями был равен 0,156°. Размер пикселя равняется 0,127 мм. Разрешение матрицы детекторов 1840×1446 пикселей. Расстояние источник—детектор равно 1009,603 мм; расстояние источник—объект составляет 775,478 мм. Напряжение рентгеновской трубки $U = 120$ кВ, анодный ток $I_a = 128$ мкА. Реконструкция была осуществлена по 115 рентгеновским проекциям, выбранным из 2300 проекций через одинаковые угловые интервалы.

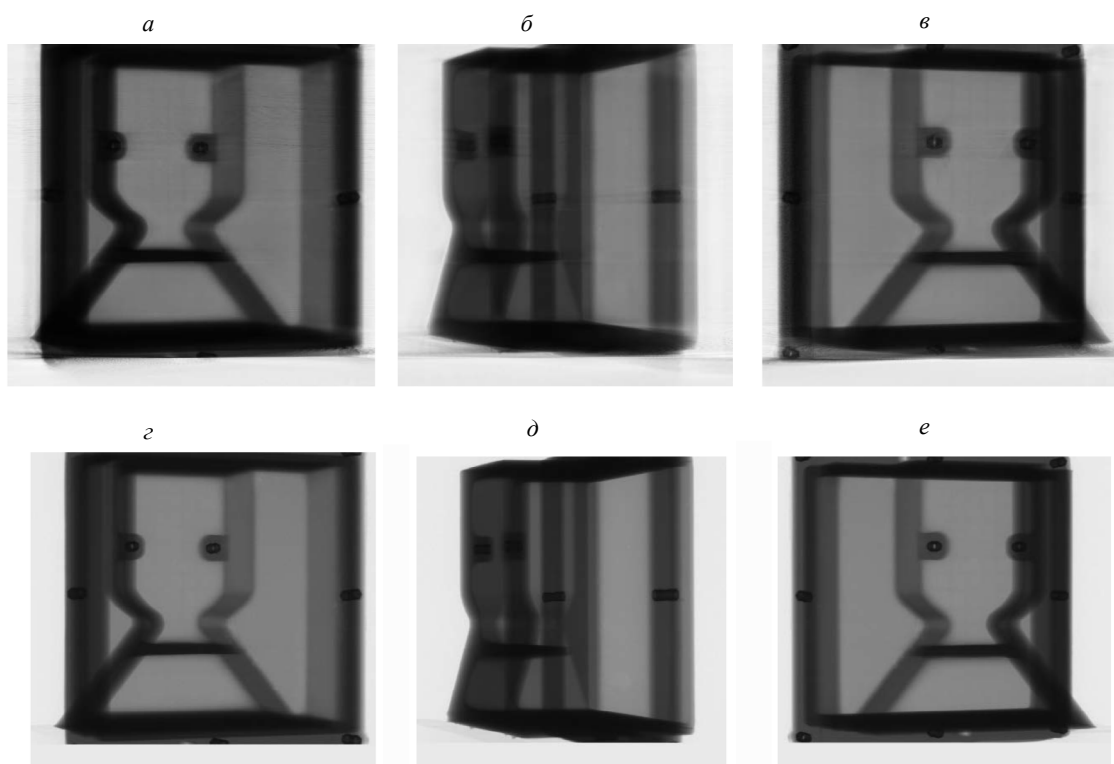
На рис. 5 показаны три модельные и три экспериментальные проекции с интенсивностями алюминиевого бокса для углов 3, 90 и 180°.

Видно, что модельные проекции с интенсивностями непоглощенного объектом рентгеновского излучения практически идентичны соответствующим экспериментальным проекциям, за исключением незначительного размытия внизу проекций.

Из всего вышеизложенного следует, что использование для коррекции изображения реконструируемого объекта невязки между модельными и экспериментальными проекциями с интенсивностями непоглощенного объектом рентгеновского излучения обеспечивает правильную внутреннюю структуру реконструируемого изображения, соответствующую эксперимен-



Рис. 4. Трехмерное изображение алюминиевой детали.

Рис. 5. Модельные (*a—в*) и экспериментальные (*г—e*) рентгеновские проекции алюминиевого бокса для углов сканирования 3° (*a, г*), 90° (*б, д*) и 180° (*в, e*).

тальным проекциям. Преимущество использования проекций с интенсивностями для реконструкции изображения контролируемого объекта состоит в том, что проекции с интенсивностями сохраняют пуассоновский характер распределения фотонов, детектируемых на двумерной матрице детекторов, что позволяет использовать для коррекции пуассоновского шума известные и проверенные способы его подавления. Если мы используем для реконструкции изобра-

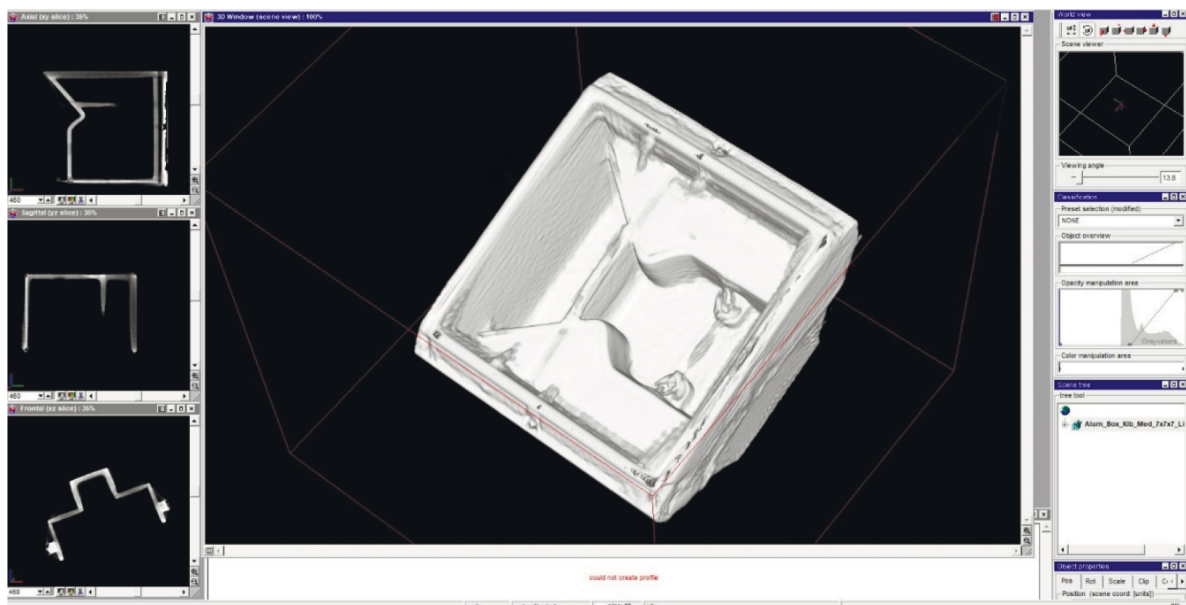


Рис. 6. Трехмерное изображение алюминиевого бокса; слева показаны его центральные ортогональные сечения.

жения проекции с лучевыми интегралами, то мы теряем информацию о статистическом характере шумов и плохо подавляем шумы с неизвестным статистическим распределением, что ухудшает качество реконструируемого изображения.

На рис. 6 показан перспективный вид изображения алюминиевого бокса.

Отметим еще, что сравнительно недавно появились и начали активно разрабатываться методы и алгоритмы реконструкции, учитывающие как динамику изменения изображений, так и изменение взаимного положения измерительной системы и объекта. В [19] задача реконструкции изображений рассматривается как задача обработки многомерных сигналов, что позволяет использовать и адаптировать для ее решения хорошо разработанные методы теории оценивания, т.е. реконструируемые изображения представляются случайными дискретными полями, для которых являются применимыми методы оценивания многомерных случайных последовательностей. В [19—24] была разработана и развита теория адаптивной рекуррентной реконструкции изображений медицинских и промышленных объектов контроля, предложена специальная методика декомпозиции ковариационной матрицы ошибок оценивания, которая позволила существенно понизить размерность алгоритма реконструкции, а также разработана теория и методика реконструкции изображений в условиях априорной неопределенности характеристик изображения и помех на основе двухэтапной процедуры адаптивного оценивания.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

В данной работе предложен параллельный алгоритм реконструкции изображений MLEM по проекциям с интенсивностями непоглощенного объектом рентгеновского излучения. Он показал хорошее быстродействие, не уступающее быстродействию, ранее разработанному одним из соавторов параллельного алгоритма SART [15]. Для распараллеливания вычислений использовался метод текстурных отображений, осуществляемых с помощью графической библиотеки OpenGL. Параллельная среда CUDA не использовалась. Поскольку среда CUDA предназначена для использования с графическими видеокартами от фирмы NVIDIA, мы избежали тем самым необходимости использования видеокарт от одной фирмы и можем реализовывать алгоритм на видеокартах от других производителей. Это повышает мобильность и переносимость алгоритма. Важным является то, что нам удалось строго и аккуратно реализовать алгоритм, предложенный в работе [6].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Rizo P., Grangeat P., Sire P., Lemasson P., Melennec P. Comparison of three-dimensional x-ray cone-beam reconstruction algorithms with circular source trajectories // J. Opt. Soc. Amer. 1991. V. 8. No. 10. P. 1639—1648.

2. *Cabral B., Cam N., Foran J.* Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware // Symposium on Volume Visualization. 1994. P. 91—98.
3. *Mueller K., Yagel R., Wheller J.J.* Anti-aliased 3-D cone-beam reconstruction of low-contrast objects with algebraic methods // IEEE Trans. Med. Imag. 1999. V. 18. P. 519—537.
4. *Segal M., Korobkin C., van Widenfelt R., Foran J., Haeberli P.E.* Fast shadows and lighting effects using texture mapping // SIGGRAPH'92. 1992. V. 26. P. 249—252.
5. *Gordon R., Bender R., Herman G.T.* Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography // J. Theor. Biol. 1970. No. 29. P. 471—481.
6. *Lange K., Fessler J.A.* Globally convergent algorithms for maximum a posteriori transmission tomography // Image Processing, IEEE Transactions. 1995. V. 4. No. 10. P. 1430—438.
7. *De Man B., Qi J.* Statistical Methods for Image Reconstruction / 2009 IEEE Nuclear Science Symposium — Short Course Documents, Orlando, FL, USA. 2009. 27 p.
8. *Andersen A.H., Kak A.C.* Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm // Journal of Ultrasonic Imaging. 1984. V. 6. No. 1. P. 81—94.
9. *Xu F., Mueller K.* Accelerating popular tomographic reconstruction algorithms on commodity PC graphics hardware // IEEE Trans. Nucl. Sci. 2005. V. 52. P. 654—657.
10. *Gengsheng Lawrence Zeng.* Maximum-Likelihood Expectation-Maximization Algorithm vs. Windowed Filtered Backprojection Algorithm: A Case Study // Journal of nuclear medicine technology. June 2018. V. 46. No. 2.
11. *Dempster A., Laird N., Rubin D.* Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm // J. R. Stat. Soc. 1977. No. 39. P. 1—38.
12. *Vardi Y., Shepp L.A., Kaufman L.* A statistical-model for positron emission tomography // J. Am. Stat. Assoc. 1985. No. 80. P. 8—20.
13. Эмиссионная томография: пер. с англ. / Ред. Д. Арневальд, М. Верник. М.: Техносфера, 2009.
14. *Золотарев С.А., Венгринович В.Л.* Трехмерная итерационная томографическая реконструкция с использованием графических процессоров // Дефектоскопия. 2009. № 8. С. 82—94.
15. *Золотарев С.А., Мирзаванд М.А.* Трехмерная реконструкция методом SART с минимизацией тотальной вариации // Системный анализ и прикладная информатика. 2015. № 3. С. 31—35.
16. *Золотарев С.А., Таруат А.Т., Биленко Э.Г.* Итерационная реконструкция изображений алюминиевого литья с учетом априорной информации // Дефектоскопия. 2023. № 4. С. 46—55.
17. *Золотарев С.А., Таруат А.Т., Биленко Э.Г.* Итерационная реконструкция изображения алюминиевого корпуса с учетом априорной информации // Неразрушающий контроль и диагностика. 2023. № 1. С. 46—52.
18. *Zolotarev S.A., Taruat Ahmed Talat Taufik, Bilenko E.G.* Taking into account a priori information in the iterative reconstruction of images of foundry products // Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series. 2023. V. 68. No. 3. P. 242—251.
19. *Артемьев В.М., Наумов А.О., Тиллак Г.-Р.* Реконструкция динамических изображений в томографии процессоров. Минск: Издательский центр БГУ, 2004. 168 с.
20. *Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R.* Adaptive image reconstruction applied to X-Ray tomography // Materialprüfung. 1998. V. 40. No. 9. P. 342—345.
21. *Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R.* Adaptive image reconstruction with predictive model // Maximum Entropy and Bayesian Methods. Eds. W. von der Linden e. a. Kluwer Academic Publishers, 1999. P. 123—130.
22. *Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R.* Recursive Tomographic Image Reconstruction Using a Kalman Filter Approach in the Time Domain // J. Phys. D: Appl. Phys. 2001. V. 34. P. 2073—2083.
23. *Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R.* Statistical Estimation theory Approach for the Dynamic Image Reconstruction / Proc. 2nd WorldCongress on Industrial Process Tomography. Hannover, Germany, August 2001. Hannover, 2001. P. 772—779.
24. *Naumov A., Khmarskiy P., Byshnev N., Piatrowski M.* Methods and software for estimation of total electron content in ionosphere using GNSS observations // Engineering Applications. 2023. V. 2. No. 3. P. 243—253.

REFERENCES

1. *Rizo P., Grangeat P., Sire P., Lemasson P., Melennec P.* Comparison of three-dimensional x-ray cone-beam reconstruction algorithms with circular source trajectories // J. Opt. Soc. Amer. 1991. V. 8. No. 10. P. 1639—1648.
2. *Cabral B., Cam N., Foran J.* Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware // Symposium on Volume Visualization. 1994. P. 91—98.
3. *Mueller K., Yagel R., Wheller J. J.* Anti-aliased 3-D cone-beam reconstruction of low-contrast objects with algebraic methods // IEEE Trans. Med. Imag. 1999. V. 18. P. 519—537.
4. *Segal M., Korobkin C., van Widenfelt R., Foran J., Haeberli P.E.* Fast shadows and lighting effects using texture mapping // SIGGRAPH'92. 1992. V. 26. P. 249—252.
5. *Gordon R., Bender R., Herman G.T.* Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography // J. Theor. Biol. 1970. No. 29. P. 471—481.

6. Lange K., Fessler J.A. Globally convergent algorithms for maximum a posteriori transmission tomography // Image Processing, IEEE Transactions. 1995. V. 4. No. 10. P. 1430—438.
7. De Man B., Qi J. Statistical Methods for Image Reconstruction / 2009 IEEE Nuclear Science Symposium — Short Course Documents, Orlando, FL, USA. 2009. 27 p.
8. Andersen A.H., Kak A.C. Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm // Journal of Ultrasonic Imaging. 1984. V. 6. No. 1. P. 81—94.
9. Xu F., Mueller K. Accelerating popular tomographic reconstruction algorithms on commodity PC graphics hardware // IEEE Trans. Nucl. Sci. 2005. V. 52. P. 654—657.
10. Gengsheng Lawrence Zeng. Maximum-Likelihood Expectation-Maximization Algorithm vs. Windowed Filtered Backprojection Algorithm: A Case Study // Journal of nuclear medicine technology. June 2018. V. 46. No. 2.
11. Dempster A., Laird N., Rubin D. Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm // J. R. Stat. Soc. 1977. No. 39. P. 1—38.
12. Vardi Y., Shepp L.A., Kaufman L. A statistical-model for positron emission tomography // J. Am. Stat. Assoc. 1985. No. 80. P. 8—20.
13. Emission tomography: trans. from English / Ed. D. Arnewald, M. Wernick. M.: Tekhnosphere, 2009. In Russian
14. Zolotarev S.A., Vengrinovich V.L. Three-dimensional and iterative tomographic reconstruction using graphic processors // Defectoskopiya. 2009. No. 8. P. 82—94. In Russian.
15. Zolotarev S.A., Mirzavand M.A. Three-dimensional reconstruction using the SART method with minimization of total variation // System analysis and applied informatics. 2015. No. 3. P. 31—35. In Russian.
16. Zolotarev S.A., Taruat A.T., Bilenko E.G. Iterative reconstruction of aluminum casting images taking into account a priori information // Defectoskopiya. 2023. No. 4. P. 46—55. In Russian.
17. Zolotarev S.A., Taruat A.T., Bilenko E.G. Iterative reconstruction of an image of an aluminum body taking into account a priori information // Non-destructive testing and diagnostics. 2023. No. 1. P. 46—52. In Russian.
18. Zolotarev S.A., Taruat Ahmed Talat Taufik, Bilenko E.G. Taking into account a priori information in the iterative reconstruction of images of foundry products // Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series. 2023. V. 68. No. 3. P. 242—251.
19. Artemyev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R. Reconstruction of dynamic images in process tomography. Minsk: Publishing Center of BSU. 2004. 168 p. In Russian.
20. Artemiev V., Naumov A., Tillack G.-R. Adaptive image reconstruction applied to X-Ray tomography // Materialprüfung. 1998. V. 40. No. 9. P. 342—345.
21. Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R. Adaptive image reconstruction with predictive model // Maximum Entropy and Bayesian Methods. Eds. W. von der Linden e. a. Kluwer Academic Publishers, 1999. P. 123—130.
22. Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R. Recursive Tomographic Image Reconstruction Using a Kalman Filter Approach in the Time Domain // J. Phys. D: Appl. Phys. 2001. V. 34. P. 2073—2083.
23. Artemiev V.M., Naumov A.O., Tillack G.-R. Statistical Estimation theory Approach for the Dynamic Image Reconstruction / Proc. 2nd WorldCongress on Industrial Process Tomography. Hannover, Germany, August 2001. Hannover, 2001. P. 772—779.
24. Naumov A., Khmarskiy P., Byshnev N., Piatrowski M. Methods and software for estimation of total electron content in ionosphere using GNSS observations // Engineering Applications. 2023. V. 2. No. 3. P. 243—253.