

УДК 620.179.15

С. А. ЗОЛОТАРЕВ¹, М. М. МАЙТИГ², А. Н. АЛЬ-НАДФА²

УСКОРЕННАЯ ИТЕРАЦИОННАЯ РЕКОНСТРУКЦИЯ ФАНТОМА “ROZI” МЕТОДОМ OS-SART С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ УПОРЯДОЧЕННЫХ ПОДМНОЖЕСТВ ПРОЕКЦИЙ

¹ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси»²Белорусский национальный технический университет

Статистический метод максимального правдоподобия (EM) и алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями (SART) являются двумя методами итерационной томографической реконструкции. Эти алгоритмы часто используются, когда проекционные данные содержат большое количество статистического шума или были получены из ограниченного диапазона углов. Одним из популярных подходов, используемых для повышения скорости сходимости этих алгоритмов заключается в том, чтобы выполнять коррекцию текущего приближения реконструируемого объекта на подмножествах проекционных данных. Стремление повысить скорость сходимости итерационных методов привело к использованию упорядоченных подмножеств проекций как для метода максимального правдоподобия EM (OS-EM), так и для алгебраического метода реконструкции с одновременными итерациями SART (OS-SART). Эффективность использования упорядоченных подмножеств проекций была установлена сначала для последовательных программ, которые выполняются на центральном процессоре компьютера (CPU). В данной работе оба этих метода были ускорены с помощью использования графической библиотеки OpenGL путем их отражения на архитектуру графического процессора видеокарты.

Ключевые слова: упорядоченные подмножества, коническая томография, итерационная реконструкция, регуляризация

Введение

Методы реконструкции компьютерной томографии можно условно разделить на два класса: аналитические алгоритмы и итерационные алгоритмы. Все аналитические алгоритмы используют преобразование Радона и теорему о центральном сечении. Пусть $f(x,y)$ функция двух действительных переменных, определённая на всей плоскости и достаточно быстро убывающая на бесконечности (так, чтобы соответствующие несобственные интегралы сходились). Тогда преобразованием Радона функции $f(x,y)$ называется функция

$$R(s, \alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \alpha - z \sin \alpha, s \sin \alpha + z \cos \alpha) dz. \quad (1)$$

Преобразование Радона имеет простой геометрический смысл – это интеграл от функции $f(x,y)$ вдоль прямой, перпендикулярной вектору $n = (\cos \alpha, \sin \alpha)$ и проходящей на расстоянии s (измеренного вдоль вектора \vec{n} , с соответствующим знаком) от начала координат.

Двумерное преобразование Фурье от функции $f(x,y)$ может быть записано как

$$F(\omega \cos \alpha, \omega \sin \alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} \left(\int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \alpha - z \sin \alpha, s \sin \alpha + z \cos \alpha) \exp(-i\omega s) dz \right) ds,$$

то есть,

$$F(\omega \cos \alpha, \omega \sin \alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} \exp(-i\omega s) R(s, \alpha) ds. \quad (2)$$

Таким образом, одномерное преобразование Фурье от преобразования Радона для функции $f(x,y)$ есть не что иное, как двумерное преобразование Фурье от функции $f(x,y)$.

Учитывая (2) мы можем сразу получить формулу обратного преобразования Радона

$$f(x,y) =$$

$$\frac{1}{(2\pi)^2} \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \exp(i\omega(x \cos \alpha + y \sin \alpha)) \tilde{R}(\omega, \alpha) \omega d\omega d\alpha, \quad (3)$$

$$\text{где } \tilde{R}(\omega, \alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} R(s, \alpha) \exp(-i\omega s) ds.$$

Выражение (3), помимо того что является одним из вариантов записи обратного преобразования Радона, также определяет метод реконструкции функции $f(x,y)$ из её проекций $R(s,\alpha_i)$, называемый специалистами методом Фурье-синтеза. Таким образом, в методе Фу из большого количества одномерных Фурье-образов проекций по полярной сетке $\tilde{R}(\omega,\alpha_i)$ двумерный спектр $\tilde{R}(\omega,\alpha)$ (при этом используется теорема о центральном сечении), а затем выполнить обратное двумерное преобразование Фурье в полярной системе координат от $\tilde{R}(\omega,\alpha)$.

Таким образом, мы показали, что Фурье-образ проекции является центральным сечением Фурье-образа функции $f(x,y)$. В литературе это свойство называют теоремой о центральном слое или центральном сечении. Данная теорема подробно изложена и математически точно сформулирована в книге [1]. Наиболее популярные методы используют фильтрацию при осуществлении обратного проецирования (FBP) [2] для двухмерного случая. Метод Фельдкамп (ФДК) для трехмерного случая также предусматривает необходимость фильтрации при осуществлении обратного проецирования [3]. Когда число отсканированных рентгеновских проекций при вращении рентгеновского источника вокруг объекта достаточно велико, выше приведенные методы могут произвести точную или приближенную реконструкцию изображения отсканированного объекта. Простота этих методов гарантирует эффективность вычислительных операций, что, например, делает их популярными для многих клинических применений. Для другой категории алгоритмов, так называемых, итерационных методов реконструкции задача реконструкции изображения сводится к задаче решения очень большой и одновременно разреженной системы линейных уравнений, то есть, к задаче линейной алгебры. При этом, процедура реконструкции сводится к решению системы уравнений [4]. Все методы решения линейных алгебраических задач можно разбить на два класса: прямые (точные) и итерационные (приближенные). Прямые методы решения систем линейных уравнений не могут быть применены из-за высокой размерности рассматриваемой системы. Так, например, при реконструкции трехмерного изображения с размерностью $512 \times 512 \times 512$ объемных элементов число неизвестных со-

ставляет 134 217 728. То есть нам необходимо рассмотреть более миллиона уравнений. Классическим прямым методом решения систем линейных уравнений является метод Крамера. Размерность системы (т. е., число уравнений – m) является главным фактором, из-за которого, формулы Крамера не могут быть использованы для численного решения СЛАУ большого порядка. При непосредственном раскрытии определителей решение системы с m неизвестными требует порядка $m! \cdot m$ арифметических операций. Таким образом, для решения системы, например, из $m = 100$ уравнений потребуется совершить 10^{158} вычислительных операций (процесс займёт примерно 10^{19} лет), что не под силу даже самым мощным современным ЭВМ. Такие же проблемы возникают и при использовании других прямых методов решения систем линейных уравнений: метода обратной матрицы и метода Гаусса.

Поэтому, наиболее разумный подход заключается в использовании для решения данной системы различных численных методов оптимизации. Таким образом, для решения вышеуказанной системы будут использоваться итерационные методы решения больших систем уравнений. Сначала задается начальное предположение, которое будет итерационно изменяться с целью достижения минимальной разницы между экспериментальными проекциями и модельными проекциями, которые рассчитываются на каждом шаге итерационного процесса по текущему трехмерному изображению, то есть при прямом проецировании текущего приближения на виртуальные матрицы двухмерных детекторов. Итерационные методы могут быть дополнительно разделены, например, на методы проецирования на выпуклые множества (POCS) алгоритмы, такие как SART [5], SIRT [6], и POCS [7] и статистические алгоритмы, такие как EM [8], OS-EM [9] и MAP [10, 11]). Из-за необходимости постоянного осуществления больших циклов, вычислительная нагрузка этих алгоритмов является достаточно высокой.

Тем не менее, в ряде случаев они работают гораздо лучше, чем аналитические методы реконструкции. Например, когда рентгеновское сканирование производится при малых анодных токах рентгеновской трубки, чтобы обеспечить малые дозы радиации.

ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ

1. Технология ускорения реконструкции с использованием графических процессоров

Быстрый рост скорости и возможности программируемых графических карт общего назначения (*GPU*) переместил программы для высокопроизводительных вычислений на обычные настольные компьютеры, путем увеличения скорости вычислений до уровня кластерных систем. Высококачественные графические видеокарты, такие как, например, *NVIDIA GeForce GTX 680*, показывают производительность, достигающую 3,090 Giga Flops и более того, доступны сейчас по цене, не превышающей \$500, а их производительность постоянно растет согласно закону Мура. Закон Мура – эмпирическое наблюдение, изначально сделанное Гордоном Муром, согласно которому (в современной формулировке) количество транзисторов, размещаемых на кристалле интегральной схемы, удваивается каждые 24 месяца. Часто цитируемый интервал в 18 месяцев связан с прогнозом Давида Хауса из *Intel*, по мнению которого *производительность* процессоров должна удваиваться каждые 18 месяцев из-за сочетания роста количества транзисторов и быстродействия каждого из них. Ускорение на 1–2 порядка может быть достигнуто при отображении вычислительных алгоритмов на архитектуру графических процессоров, входящих в состав графической видеокарты компьютера.

Разнообразие областей, в которых используется отображение вычислительных алгоритмов на архитектуру графических процессоров достаточно велико [11]. Эти области включают, в том числе и томографическую реконструкцию медицинских изображений. Такие впечатляющие успехи были достигнуты благодаря высоко распараллеленной архитектуре графических процессоров *SIMD* (одна инструкция – множество данных). Архитектура графического процессора обладает высокой пропускной способностью доступа к памяти. Так, например, *NVIDIA 8800 GTX* имеет 128 таких *SIMD* ядерных потоковых процессоров с плавающей точкой, в то время как большинство новых видеокарт от фирмы *NVIDIA* имеют значительно большее количество потоковых процессоров. Например, видеокарта *GTX 680*, имеет 1536

потоковых процессоров. Важно отметить, однако, что высокие величины ускорения, достигнутые с помощью использования графических процессоров, приходят не сами собой. Они требуют, чтобы разработчик программного обеспечения тщательно сопоставил целевой алгоритм перехода от однопоточных моделей программирования для каждого отдельного потокового процессора к многопоточной *SIMD* программной модели графических вычислений. Высокая производительность графических процессоров является следствием их высоко распараллеленной архитектуры. Огромный вычислительный потенциал графических видеокарт, который можно использовать для высокопроизводительных вычислений общего характера, породил в последнее время тенденцию широкого использования вычислений на графических процессорах (*GPGPU*).

В недавнем прошлом, *GPU* – программирование было возможно только с помощью графических интерфейсов, создаваемых с помощью языков программирования *CG*, *GLSL* и *HDSL*, которые требовали от программистов обладания большим опытом работы в области компьютерной графики. Для того, чтобы аппаратные средства графических видеокарт стали более доступными для обычных программистов был разработан *C*-подобный интерфейс программирования параллельных вычислений, который называется технология *CUDA* (*Compute Unified Device Architecture*), которая недавно была введена производителем видеокарт – фирмой *NVIDIA*. Сразу нужно отметить главный недостаток предложенной вычислительной технологии, который заключается в том, что она работает только на видеокартах от фирмы *NVIDIA*. Можно использовать аналогичный, но более общий *API* под названием *OpenCL*, который также стал сейчас вполне доступным. Мы, однако, вместо использования языков *CG*, *GLSL* и технологии *CUDA* для реализации программ томографической реконструкции будем использовать графическую библиотеку *OpenGL*, которая позволяет избежать низкоуровневого программирования на языках *CG*, *GLSL* и *HDSL*, а также применения технологии *CUDA* и позволяет при этом использовать любые видеокарты, а не только видеокарты от фирмы *NVIDIA*.

2. Алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями SART (OS-SART)

Статистический метод максимального правдоподобия (*EM*) и алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями (*SART*) являются двумя методами итерационной томографической реконструкции. Эти алгоритмы часто используются, когда проекционные данные содержат большое количество статистического шума или были получены из ограниченного диапазона углов, то есть, имеют ограниченное количество ракурсов. Один из популярных подходов, используемых для повышения скорости сходимости этих алгоритмов, заключается в том, чтобы выполнять коррекцию текущего приближения реконструируемого объекта на подмножествах проекционных данных. Необходимость повышения скорости сходимости итерационного процесса реконструкции привела к созданию метода упорядоченных подмножеств для метода максимального правдоподобия *EM* (*OS-EM*) и для алгебраического метода реконструкции с одновременными итерациями *SART* (*OS-SART*). Графические видеокарты общего назначения обнаружили большие перспективы для противодействия большим вычислительным нагрузкам, которые характерны для итерационных методов реконструкции. Тем не менее, мы находим, что специальная архитектура и модель программирования графических процессоров добавляет дополнительные ограничения на производительность в режиме реального времени при использовании упорядоченных подмножеств проекций, противодействуя увеличению быстродействия путем использования небольших подмножеств проекций, что ранее наблюдалось при выполнении таких алгоритмов на обычном центральном процессоре. Эта

особенность требует для каждой конкретной задачи реконструкции изображений объектов контроля определения закономерностей, которые позволяют определить оптимальное число подмножеств, а также оптимального способа настройки коэффициента релаксации для получения наименьшего времени реконструкции. Как правило, сейчас такие задачи решаются путем проведения большого количества численных экспериментов с последующим анализом влияния исследуемых параметров на качество реконструкции и быстродействие исследуемых алгоритмов.

3. Экспериментальные результаты

Нами были запрограммированы оба алгоритма *OS-EM* и *OS-SART*, а также проведена серия реконструкций специального фантома «*Rozi*», рентгеновская съемка которого была проведена в г. Гейдельберге (Германия) в немецком центре по исследованию рака – *DKFZ*. Ниже на рис. 1 показаны рентгеновские проекции для углов 0° , 45° и 90° . Всего было снято 360 рентгеновских проекций через угловой интервал равный 1° . Разделение всех проекций на заданное количество упорядоченных подмножеств осуществлялось с помощью приведенного ниже участка программного кода

```
for(jj=0;jj<num_os;jj++)
for(ii=0;ii<nprj_os;ii++)
{
os_prj[jj][ii]=nprj_os*jj+ii;
os_theta[jj][ii]=theta[nprj_os*jj+ii];
},
```

где идентификатор *num_os* представляет собой количество упорядоченных подмножеств проекций, а идентификатор *nprj_os* указывает количество проекций, которое входит в каждое упорядоченное подмножество проекций, при этом двумерный массив *os_theta[num_os][nprj_os]*

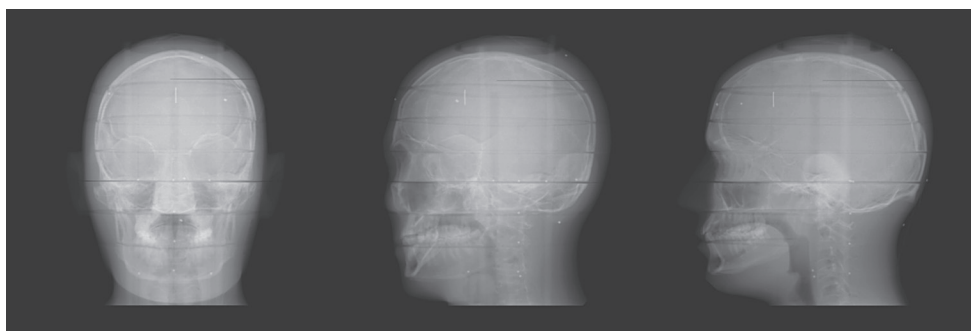


Рис. 1. Рентгеновские проекции фантома «*Rozi*» для углов 0° , 45° и 90° (слева направо)

задает угол проецирования ϑ_n для конкретной проекции, принадлежащей к заданному упорядоченному подмножеству проекций. Понимается, можно менять порядок следования упорядоченных подмножеств проекций друг за другом, если индекс jj в правой части двойного цикла изменять по заранее заданному правилу, то есть, если вместо индекса jj будет стоять какая-то целочисленная функция от этого индекса $Fun(jj)$, а значение этой функции будет определять номер какого-либо из упорядоченных подмножеств проекций. Для проверки влияния количества упорядоченных подмножеств проекций на скорость сходимости итерационного процесса было рассмотрено 11 произвольно выбранных вариантов разбиения 360 проекций на упорядоченные подмножества проекций, представленных в табл. 1.

Таблица 1. Варианты разбиения на упорядоченные подмножества проекций

№ п/п	Число подмножеств	Число проекций в каждом из подмножеств
1)	5	72
2)	6	60
3)	8	45
4)	10	36
5)	12	30
6)	15	24
7)	18	20
8)	20	18
9)	24	15
10)	36	10
11)	72	5

Введем следующие обозначения:

\vec{F} – совокупность измеренных данных для всех проекций. Для N проекций

$$\vec{F} = \{f_n^m\}; n = \overline{1, N};$$

где функция $f_n^m(p)$ – измеренные данные на n -ой проекции, $\{p_j^n : j = \overline{1, J_n}\}$ – позиции пик-

селей n -ой проекции, ϑ_n – угол проецирования для n -ой проекции, $J = \sum J_n$ – суммарное число пикселей на всех проекциях.

Функционал

$$\delta_n = \sum_{p_1^n}^{p_{J_n}^n} |f_n^c(p) - f_n^m(p)| / \sum_{p_1^n}^{p_{J_n}^n} f_n^m(p).$$

будет определять ошибку для n -ой проекции после завершения очередной итерации.

Среднее значение функционала ошибки равно

$$\delta_{mid} = \sum_n \delta_n / N.$$

Мы приведем в табл. 2 среднее значение функционала ошибки для каждой итерации итерационного процесса реконструкции для каждого из 11 вариантов разбиения на упорядоченные подмножества проекций. Всего было сделано по 7 итераций для каждого варианта разбиения на упорядоченные подмножества проекций. Значение параметра релаксации было выбрано одним и тем же для всех 11 реконструкций значение его равнялось $\lambda = 0,15$. Ввиду малости значений все они для наглядности были умножены на 1000,0.

Заключение

Рассматривая табл. 2 можно обратить внимание на то, что ошибка реконструкции уменьшается, а значит, увеличивается скорость сходимости итераций с ростом числа подмножеств. Но это является справедливым не для всех итераций. Например, для первой итерации ошибка сначала уменьшается вплоть до варианта № 4, а потом начинает возрастать и непрерывно растет вплоть до варианта № 11. Однако, начиная с итерации № 4, это предположение остается справедливым для всех последующих итераций. Поэтому, на основе данных численных экспериментов показано, что

Таблица 2. Среднее значение функционала ошибки для 11 вариантов разбиения на упорядоченные подмножества проекций

Итер.	№1	№2	№3	№4	№5	№6	№7	№8	№9	№10	№11
1.	9.791	9.275	8.279	8.164	8.338	8.701	9.104	9.244	9.516	10.072	10.341
2.	3.112	2.987	2.804	2.719	2.700	2.756	2.790	2.794	2.811	2.875	2.885
3.	2.446	2.375	2.179	2.139	2.106	2.084	2.066	2.067	2.053	2.049	2.026
4.	2.237	2.169	2.029	1.998	1.962	1.934	1.910	1.909	1.895	1.886	1.864
5.	2.188	2.116	1.976	1.954	1.920	1.899	1.878	1.877	1.861	1.847	1.812
6.	2.159	2.084	1.957	1.937	1.904	1.887	1.866	1.864	1.847	1.832	1.788
7.	2.160	2.079	1.957	1.935	1.902	1.884	1.863	1.860	1.842	1.827	1.777

при применении алгебраического метода реконструкции с одновременными итерациями *SART (OS-SART)* для достижения оптимальной реконструкции необходимо, чтобы не только число упорядоченных подмножеств было больше девяти, но и число итераций было равным 7, то есть, максимально возможному для рас-

смотренной серии реконструкций. Поскольку с ростом числа итераций растет также время реконструкции, то необходимо каждый раз искать компромисс между ускорением сходимости алгоритма и временем, которое потребуется для достижения требуемой точности реконструкции.

Литература

1. **Троицкий, И. Н.** Статистическая теория томографии. / И.Н. Троицкий // Москва, Изд-во Радио и связь, – 1989. – 240 с.
2. **Kak, A. C.**, Principles of computerized tomographic imaging / A.C. Kak and M. Slaney, – Piscataway, NJ: IEEE Press, – 1988. – 327 p.
3. **Feldkamp, L. A., Davis, L. C., Kress, J. W.**, Practical cone beam algorithm / L.A. Feldkamp, L.C. Davis, and J.W. Kress // Journal of the Optical Society of America A: Optics, Image Science, and Vision. – 1984. – P. 612–619.
4. **Венгринович, В. Л.** Итерационные методы томографии / В.Л. Венгринович, С.А. Золотарев // Минск: «Белорусская наука», – 2009. – 227 с.
5. **Andersen, A., Kak, A.** Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm / A. Andersen, A. Kak // Ultrasonic Imaging. – 1984. – Vol. 6. – P. 81–94.
6. **Gilbert P.** Iterative methods for the 3D reconstruction of an object from projections / P. Gilbert // Journal of Theoretical Biology. – 1972. Vol. 76. – P. 105–117.
7. **Yang, L., Zhao, J., Wang, G.** Few-view image reconstruction with dual dictionaries / L. Yang, J. Zhao, G. Wang // Phys. Med. Biol. – 2012. – Vol. 57. – P. 173–189.
8. **Shepp, L., Vardi, Y.** Maximum likelihood reconstruction for emission tomography / L. Shepp, Y. Vardi // IEEE Trans. on Medical Imaging. – 1982. – Vol. 1. – P. 113–122.
9. **Hudson, H., Larkin, R.** Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data / H. Hudson and R. Larkin // IEEE Trans. Medical Imaging. – 1994. – Vol. 13. – P. 601–609.
10. **Legendijk, R. L., Biemond, J.** Iterative Identification and Restoration of Images / R.L. Legendijk and J. Biemond // Boston, MA: Kluwer. – 1991.
11. **Andersen, A. H.** Algebraic reconstruction in CT from limited views / A.H. Andersen // IEEE Trans. Med. Imag. – 1989. – Vol. 8. – P. 50–55.
12. **Xu, F., Mueller K.** Real-Time 3D Computed Tomographic Reconstruction Using Commodity Graphics Hardware / F. Xu, and K. Mueller // Physics in Medicine and Biology. – 2007. – Vol. 52. – P. 3405–3419.

Поступила
28.02.2017

После доработки
16.03.2017

Принята к печати
10.06.2017

S. A. Zolotarev¹, M. M. Mieteeg², A. N. Al-Nadfa²

ACCELERATED ITERATIVE RECONSTRUCTION OF PHANTOM «ROZI» BY OS-SART METHOD USING ORDERED SUBSET PROJECTIONS

The statistical maximum likelihood (EM) method and the algebraic reconstruction method with simultaneous iterations (SART) are two methods of iterative tomographic reconstruction. These algorithms are often used when the projection data contains a large amount of statistical noise or has been obtained from a limited range of angles. One of the popular approaches used to increase the rate of convergence of these algorithms is to perform a correction of the current approximation of the reconstructed object on subsets of the projection data. The desire to increase the convergence rate of the iterative methods led to the use of ordered subsets of projections for both the maximum likelihood method of EM (OS-EM) and for the algebraic reconstruction method with simultaneous iterations of SART (OS-SART). The efficiency of using ordered subsets of projections was first established for sequential programs that run on the central processor of the computer (CPU). In this work, both these methods have been accelerated by using the OpenGL graphics library by mirroring them on the graphics processor architecture of the video card.

Keywords: *ordered-subsets, cone-beam tomography, iterative reconstruction, regularization.*



¹**Золотарев Сергей Алексеевич**, 220045 Минск, ул. Некрашевича д. 8, кв. 58, служебный тел. 2842304, моб. тел. 8(029) 1957242 ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси», доктор технических наук

Zolotarev Sergei Alekseevich

220072 Minsk, Akademicheskaya str. 16, Institute of Applied Physics of National Academy of Sciences of Belarus. Work Phone: +375 17 2842304

E-mail: zolotarev@iaph.bas-net.by, sergei.zolotarev@gmail.com

May 7, 1956, Voronezh, Russia. 1978 – Electrical Engineer Diploma in Technological measurements and devices, the Voronezh Institute of technology. 1992 – Candidate of physic-mathematical sciences (Ph.D. equivalent) in differential equations and mathematical physics, the Institute of Applied Physics of National Academy of Sciences of Belarus.

Title of a thesis: “A study of complex centers and focuses 2D autonomous holomorphic differential systems”.

2010 – Doctor of technical sciences in instruments and methods of control environment, substances, materials and products. The Institute of applied physics of NAS of Belarus. Title of a thesis: “Reconstructive shell methods and new computing algorithms for the industrial tomography”. Specialist in area: solution of inverse problems from incomplete data and qualitative theory of ordinary differential equations. The developer of algorithms and software for CT of objects under restricted look angle and small number of projections. The developer of shell methods of reconstruction images of multilevel objects which have a finite number of different homogeneous parts. Developer new parallel algorithms using graphics processors and MPI for reconstruction of images. Currently, the main area of research is computer diagnostics and computer tomography from few projections of images of industrial and biological objects. 1973 till 1978 – Student of the Voronezh institute of technology. Faculty of automation and complex mechanization of manufacturing processes. 1978 till 1985 – Worked the engineer on different firms of Russia and Belarus. 1985 till 1988 – Scientific activity as the post-graduate student in Institute of mathematics of NAS of Belarus. 1988 till 2011 – Worked the scientific employee in Institute of applied physics of NAS of Belarus.

From 2011 to present – main scientific employee in Institute of applied physics of NAS of Belarus

Industry has developed new imaging methods that are based on the reconstruction images of the internal structure and properties of the control objects and corresponding parallel algorithms that can be used with limited access to the object of control and lack of power of X-ray source required for the reconstruction.



²**Мухаммед Майтиг Мухтар**, Минск, ул. Одоевского д. 20 корп. 2 , кв. 77, моб. тел. 8(029) 7878641, Белорусский национальный технический университет, соискатель

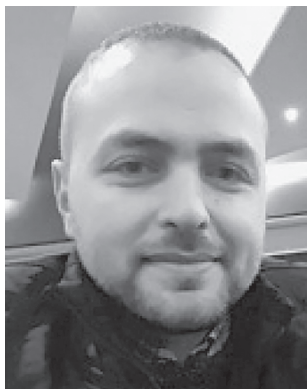
Mieteeg Muhamed Mukhtar Abdulla

220092 Minsk, Odoevskogo st., 20 bldg. 2, ap. 77, Mob. tel. 8 (029) 7878641, Velcom, E-mail: mieteeg@gmail.com

10.02.1984 the city Misurata, Libya. Higher education, in 2016 completed the full course of the Belarusian National Technical University on a specialty “System analysis, management and information processing”.

1998–2006: Institute of General Knowledge (Libya). Specialty: Programming and system analysis. In 2006 he graduated from the Higher Institute of Complex Professions (Libya, Misurata), Faculty of Computer Science in Programming and System Analysis.

2012–2013: training at the preparatory department of the Faculty of Advanced University, Training and Professional Orientation of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics. 2014–2016: Belarusian State Technological University. Specialty: System analysis, management and information processing. Master of Science in Engineering. In 2016 he graduated from the Belarusian State Technological University on the specialty “System analysis, management and information processing. Currently, Mieteeg Muhamed Mukhtar Abdulla on 10.02.1984. Graduate student of the Belarusian National Technical University, specialty 05.13.01 “System analysis, management and information processing” of the “Information Systems and Technologies” department. Research interests: computed tomography, system analysis, information processing.



²**Аль-Надфа Антуан Набилевич**, Минск, ул. Слободская д. 79, кв. 54, моб. тел. 8(029) 3560677 Белорусский национальный технический университет, соискатель

Alnadfa Antoine Nabiljevic 220051 Minsk, Slobodskaya, 79, apt. 54, Mob. tel. 8 (029) 3560677, Velcom email: antwan.tiger@gmail.com

06.06.1986 the city Minsk, Belarus.

Higher education, in 2009 he completed a full course at the Polotsk State University, specializing in information technology software. In 2009 he was awarded the Master of Science in Engineering.

From 2012 to 2016 he studied in full-time postgraduate study at the Russian University of Friendship of Peoples, specializing in: System analysis, processing and management of information. The author of five scientific publications in the journals included in the VAK list. Research interests: confluent analysis, measurement errors, convex hull, signs of two-dimensional Images, information-control system, logical functions.