

S. A. ZOLOTAREV¹, M. A. MIRZAVAND²

TOMOGRAPHIC MAMMOGRAPHY AND TOMOSYNTHESIS USING OPENGL

¹*Institute of Applied Physics of NAS of Belarus*

²*Belarusian National Technical University*

Computed tomography is still being intensively studied and widely used to solve a number of industrial and medical applications. The simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) and Bayesian inference reconstruction (BIR) are considered as advantageous iteration methods that are most suitable for improving the quality of the reconstructed 3D-images. The paper deals with the parallel iterative algorithms to ensure the reconstruction of three-dimensional images of the breast, recovered from a limited set of noisy X-ray projections. Algebraic method of reconstruction with simultaneous iterations – SART and iterative method for statistical reconstruction of BIR are deemed to be the most preferred iterative methods. We believe that these methods are particularly useful for improving the quality of breast reconstructed image. We use the graphics processor (GPU) to accelerate the process of reconstruction. Preliminary results show that all investigated methods are useful in breast reconstruction layered images. However, it was found that the method of classical tomosynthesis SAA is less efficient than iterative methods SART and BIR as the worst suppress the anatomical noise. Despite the fact that the estimated ratio of the contrast / noise ratio in the presence of internal structures with low contrast is higher for classical tomosynthesis method the SAA, its effectiveness in the presence of highly structured background is low. In our opinion the best results can be achieved using statistical iterative reconstruction BIR.

Keywords: cone beam computed tomography, mammography, image reconstruction, image processing, image enhancement

Introduction

Digital tomographic mammography is a promising technology that can provide a three-dimensional structural information with using the three-dimensional reconstruction of the breast image from a set of two-dimensional projection mammography [1–2]. As was shown in [3] tomographic mammography can significantly reduce the effect of «camouflage» of overlapping breast tissue and improve the detection of damaged areas. Manufacturers of numeral mammography systems have developed tomographic mammograph prototypes and conduct clinical tests in order to find advantages that they can provide in comparison with the conventional digital mammography. The concept of using traditional tomosynthesis for the purpose of tomographic mammography was proposed in [4]. Later, it was developed in [5].

The number of X-ray projections is restricted by the general X-ray dose that is received by a patient when collecting them; this dose must be comparable to the one received by a patient during standard mammography (i. e., two digital X-ray

images). Essentially, the reconstruction of a 3D breast image is limited-angle cone beam tomography. Parallelization reconstruction algorithm was based on the use of graphics library OpenGL [8, 9].

Materials and methods

1. Tomographic mammography

In order to check the feasibility of the cone beam tomographic reconstruction of a breast given a limited viewing angle, the following methods are used: SART, SAA, and BIR. The efficiency of the methods is checked by reconstructing the following 3D-images of three different medical mammographic phantoms: 1) CIRS Model 015 Mammographic Accreditation Phantom (ACR phantom); 2) Mammography BR3D Phantom; and 3) MTM-100 Tissue-Equivalent Phantom. The experimental X-ray projections (mammograms) were obtained using Mammoscan mammography apparatus (ADANI) that is equipped with a special manipulator for rotating the medical model objects (phantoms) under study. The system of the X-ray data collection involves a special manipula-

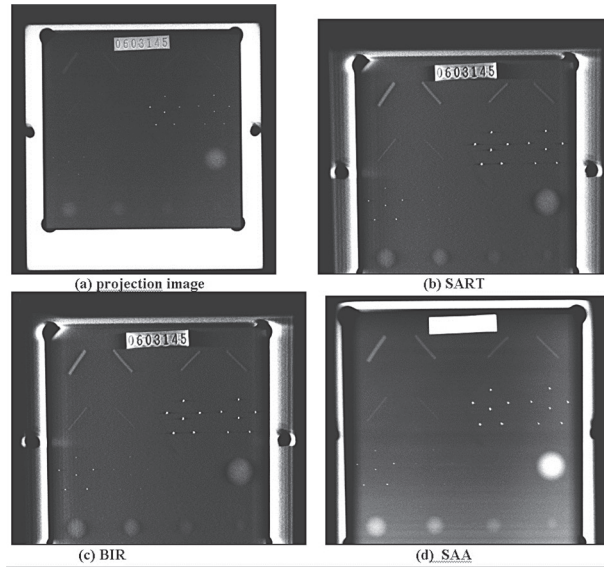


Fig. 1.1. Comparison of (a) the central projection and the reconstructed layers of the ACR phantom that are obtained using (b) SART, (c) BIR, and (d) SAA

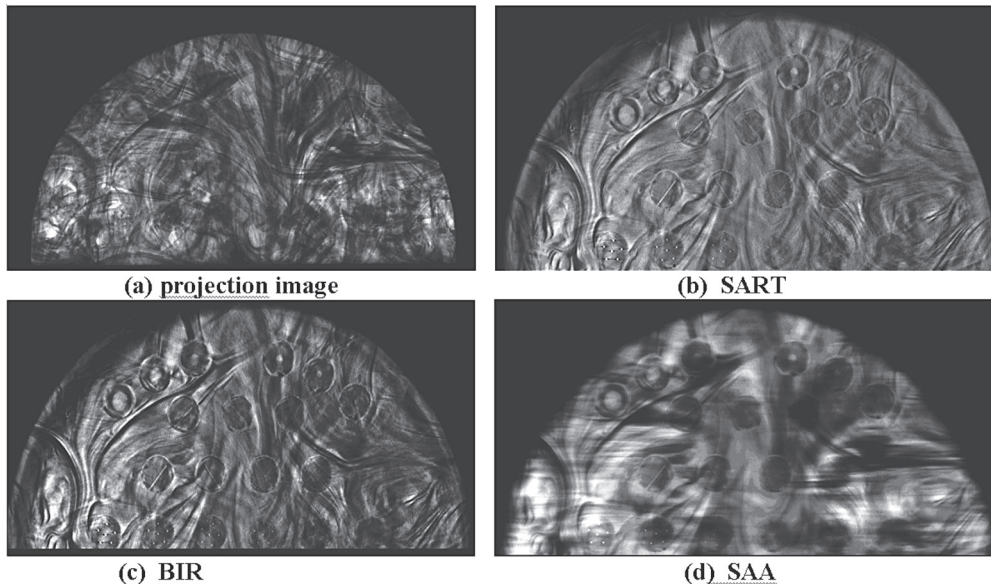


Fig. 1.2. Comparison of (a) the central projection and the reconstructed layers of the BR3D phantom that are obtained using (b) SART, (c) BIR, and (d) SAA

tor that rotates medical physical phantoms around a horizontal axis. The X-ray projection images located within the angular range 20° are collected for the 21-st angle with the stepping 2° . Fig. 1.1 and 1.2 show the results of reconstructing three medical phantoms (characteristic layers of 3D-images are presented).

In order to estimate the reconstructed images, the contrast and *RMS* are calculated and the contrast/noise ratio (*CNR*) for selected structural elements, such as masses and calcifications located in the focal plane, is determined. The contrast/noise ratio is calculated as follows:

$$CNR = \frac{\bar{I}_{feature} - \bar{I}_{BG}}{\sigma_{BG}},$$

where $\bar{I}_{feature}$ and \bar{I}_{BG} are the average intensities of pixels of the object and background, respectively, and σ_{BG} is the *RMS* value of the intensity of background pixels. The background region required for estimating the noise level is chosen depending on the maximal internal object to be examined. A square region of size 55×55 pixels, which is away from all internal objects and outer boundaries of the 3D-image under study, is used. This region is located in the layer where the internal ob-

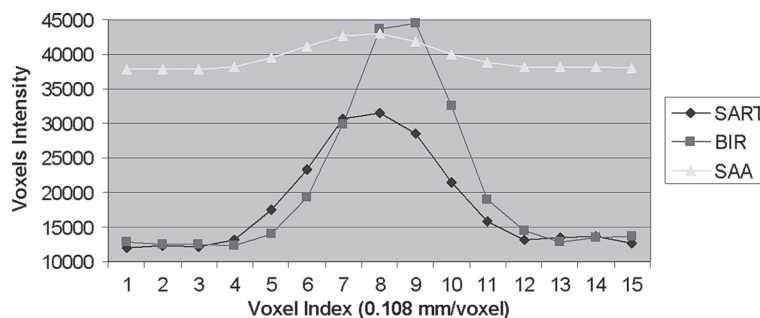


Fig. 1.3. Profiles intensities of voxels along the lines passing through C7 calcification in the images obtained by the methods SART, BIR and SAA

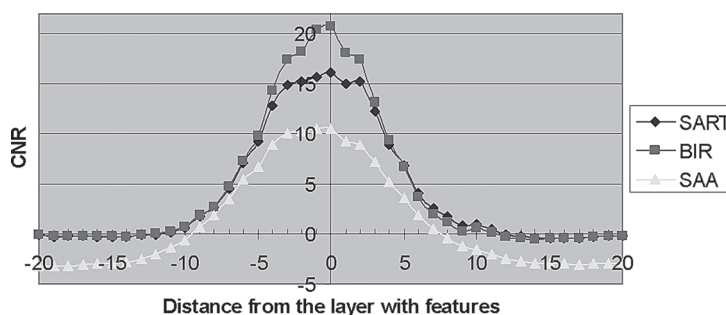


Fig. 1.4. CNR profiles calcifications C7. Methods of SART, BIR, SAA

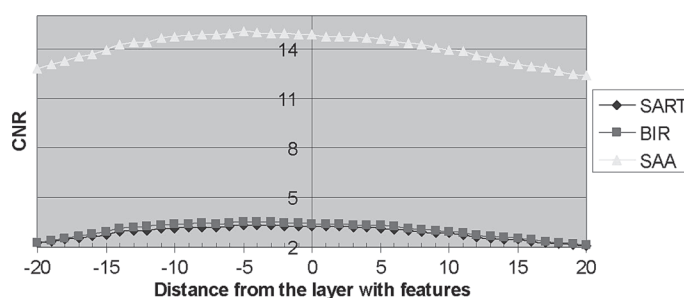


Fig. 1.5. CNR profiles for the «masses» M12. Methods of SART, BIR, SAA

ject is. The region of size 10×10 pixels with the center coincident with the center of the calcification is used to estimate the parameters of the calcifications. In order to obtain the required estimates, the ACR mammographic accreditation phantom is proved to be the most suitable for all the reconstruction methods. First, note that SAA reconstructs internal objects with low contrast and considerably smoothens their borders, while both iteration methods (SART and BIR) reconstruct the internal features with much better contrast and distinguish the edges of inhomogeneities more clearly. On the other hand, SAA provides a smoother background image with very low noise, while both iteration methods considerably increase the noise level.

Fig. 1.3 shows the profiles of pixels intensities along the lines passing through the center of the

calcification (number 7; below C7) for SAA, SART, and BIR. Fig. 1.4 shows that the best of the contrast/noise ratio for calcifications image provides a method of statistical iterative reconstruction.

2. Reconstruction of the breast image using the methods BIR and FBP for projections of real patients

The mammography projection data has been provided by University Medical Center Mannheim. We are experienced in this work a heuristic iterative algorithm on theoretical grounds close to the algorithm published in [10] but differs primarily by the fact that we use the correction of the current approach by minimizing the residuals for the radial integrals, not intensities. The proposed reconstruction algorithm (Bayesian Inference Engine, BIR) [11] can be written as

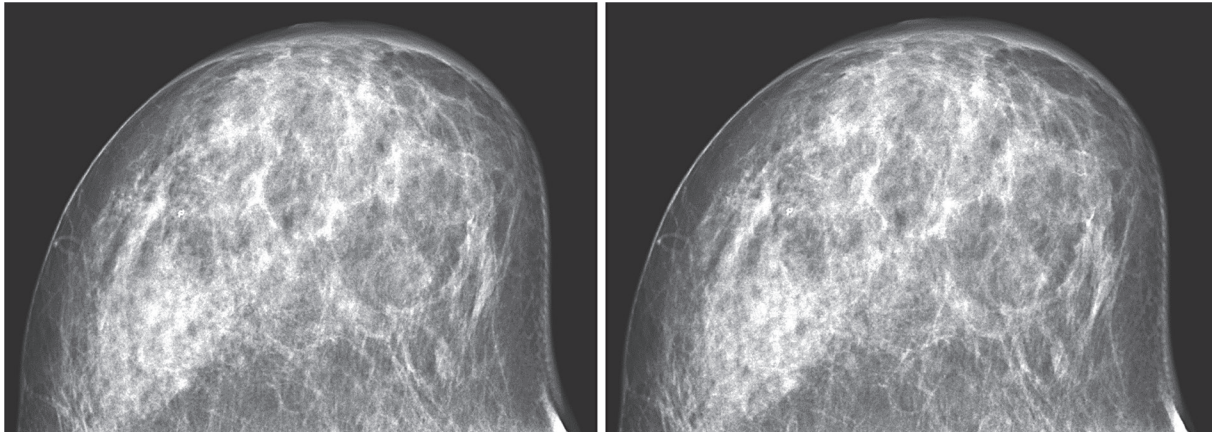


Fig. 2.1. X-ray projection breast of patient for angles $-1,04^\circ$ (left) and $0,32^\circ$ (right)

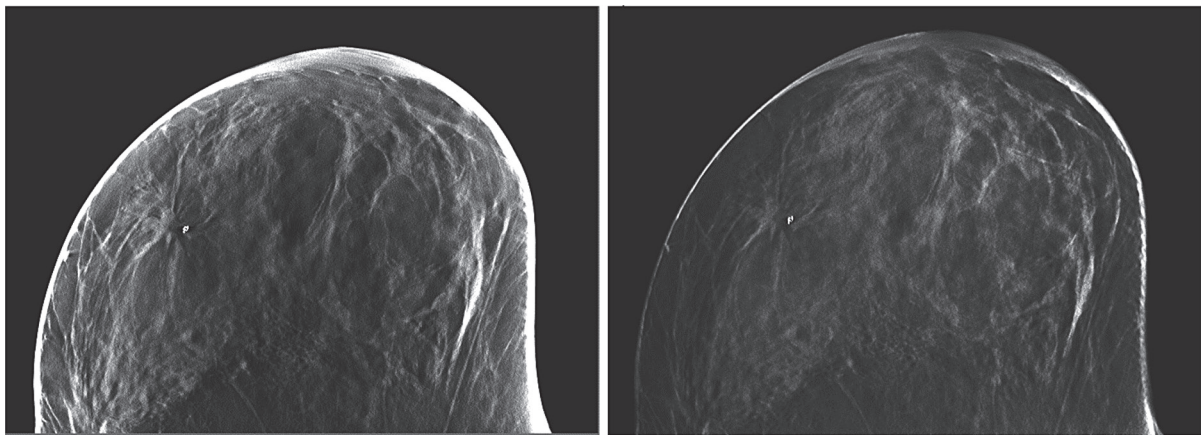


Fig. 2.2. The orthogonal cross-sectional images xoy for slice number 28. Siemens reconstruction (left) and BIR reconstruction (right)

$$x_j^{(k+1)} = x_j^{(k)} \left[1 + \lambda^{(k)} \frac{\sum_{i=1}^I A_{ij} \left(\frac{p_i - \sum_{j=1}^J A_{ij} x_j^{(k)}}{\sum_{j=1}^J A_{ij} x_j^{(k)}} \right)}{\sum_{j=1}^J A_{ij}} \right], \quad (2.1)$$

where $x_j^{(k)}$ – the value of the j -th component of the vector of unknowns at the k -th iteration, A_{ij} – elements of the projection matrix, p_i – the value of the measured radial integral in the pixel number i , $\lambda^{(k)}$ – sequence relaxation parameter values ($0 < \lambda^{(k)} < 1$).

Correction algorithm represented by the formula (2.1) is nearly as convenient for parallelization via graphics library OpenGL, as well as a well-known algorithm SART [6]. Fig. 2.1 shows the projection breast of one of the patients for angles $-1,04^\circ$ and $0,32^\circ$. For tomographic reconstructions were used 25 X-ray projections. All the projections are arranged in an angular range of 50 degrees. Results of reconstructions are shown below in Fig. 2.2.

3. Results

The traditional shift-and-add (SAA) tomosynthesis is established to be less efficient than SART and BIR in terms of the anatomical-noise reduction and blurring of reconstructed 3D images between conjugate layers. Despite the fact that the estimated contrast-noise ratio, given internal structures with low contrast, is higher for SAA as compared to SART and BIR, its efficiency is very low given the highly structured background. In our opinion, optimal results can be achieved using BIR.

The experiments with the ACR phantom show that SAA provides less noisy images of low-contrast internal objects (masses) with a higher contrast-noise ratio (see Fig. 1.5) as compared to SART and BIR. However, both iteration methods provide the considerable improvement of the contrast of the reconstructed images that involve both high-contrast and low-contrast internal inclusions and considerably reduce the blurring between layers and the corresponding artifacts.

The experiments with the BR3D medical phantom, which has a complex heterogeneous background that simulates the internal structure of the breast, show that SAA results in sharp blurring artifacts along the motion of the X-ray source and, therefore, considerably reduces the contrast and spatial resolution of the internal structure of the reconstructed 3D images (see Fig. 1.2). Thus, the main advantages of both iteration methods are 1) the considerably better contrast for both the internal objects of the mass type and the high-density internal object of the calcification type and 2) reduction of the blurring between horizontal layers of reconstructed 3D-images and the overall number of various artifacts.

After analyzing the results of breast reconstruction using the standard method of FBP (Simens) and statistical iterative method BIR radiologists came to the underwritten opinion. Radiologists think that the BIR case looks much better when it comes to representation of the parenchyma, and glandularity (given that the glandular tissues have a different contrast than the fattier tissues; one can better differentiate between them). They also said that the resolution seemed to be higher for the BIR. The spiculated lesion is evident at both reconstructions (would most likely be detected at both), but may appear more dense at the BIR. In-plane artifacts appear for both meth-

ods for instance for the calc in the center of the mass, but seem somewhat decreased for the BIR method. Out-of-plane artifacts evidently appear for calcifications for both methods. Radiologists think that the lesion in the FBP looks more 'flat', while it appears more 3D-like in the Bayesian; sharper edges in the FBP; more soft appearance in the Bayesian. This is shown in Figure 2.2. The in-plane artifacts also seem to be more pronounced in the FBP for the coarse calcification. The FBP generally seem to be more noisy.

Conclusions

The authors developed three-dimensional image reconstruction algorithms for a circular scan pattern in the conical X-ray beam. It is shown that by using the GPU and OpenGL libraries can be more than an order to increase the speed of the algorithm, and the simultaneous use of the regularization method anisotropic total variation provided significant reduction in the noise component while maintaining good contrast of the reconstructed image. In this paper the authors proposed to develop a parallel heuristic algorithm for the reconstruction of the circular scan pattern in the conical X-ray beam. For the reconstruction of the image of the breast is the most preferred method of statistical iterative reconstruction BIR.

References

1. **Niklason L. T.** Digital tomosynthesis in breast imaging. / L. T. Niklason // Radiology – 1997. – Vol. 205. – P. 399–406.
2. **Wu T.** Tomographic mammography using a limited number of low-dose cone-beam projection images / T. Wu // Med. Phys. – 2003. – Vol. 30. – P. 365–380.
3. **Kopans D.** Digital tomosynthesis and other applications / D. Kopans // RSNA Program Book 2005. – 2005. – P. 130.
4. **Ziedses des Plante, B. G.** Eine neue methode zur differenzierung in der roentgenographie (planigraphie) / B. G. Ziedses des Plante // Acta Radiologica. – 1932. – Vol. 13. – P. 182–192.
5. **Dobbins J. T., Godfrey D. J.** Digital X-Ray Tomosynthesis: current state of the art and clinical potential / J. T. Dobbins, D. J. Godfrey // Phys. Med. Biol. – 2003. – Vol. 48. – P. 65–106.
6. **Andersen A. H.** Algebraic reconstruction in CT from limited views / A. H. Andersen // IEEE Trans. Med. Imag. – 1989. – Vol. 8. – P. 50–55.
7. **Segal M.** Fast shadows and lighting effects using texture mapping / M. Segal, C. Korobkin, R. van Widenfelt, J. Foran, and P. E. Haerberli // SIGGRAPH'92. – 1992. – Vol. 26. – P. 249–252.
8. **Vengrinovich V. L.** Iterative methods of tomography / V. L. Vengrinovich, S. A. Zolotarev // Minsk: «Belorusskaya Nayka», – 2009. – 227 p.
9. **Jia R. Q.** A fast algorithm for the total variation model of image denoising / H. Q. Zhao // Adv. Comput. Math. – 2010. – Vol. 33. – P. 231–241.
10. **Lange K., Fessler J. A.** Globally Convergent Algorithms for Maximum a Posteriori Transmission Tomography / K. Lange, J. A. Fessler // IEEE Trans. on Image Processing. – 1995. – Vol. 8. – No 10. – P. 1430–1438.
11. **Zolotarev S. A., Mirzavand M. A.** Fast iterative kilovoltage cone beam tomography / S. A. Zolotarev, M. A. Mirzavand // «System analysis and applied information science». – 2015. – No 4. – P. 31–35. (In Russ.)

Поступила 01.03.2016

С. А. ЗОЛОТАРЕВ¹, М. А. МИРЗАВАНД²

ТОМОГРАФИЧЕСКАЯ МАММОГРАФИЯ И ТОМОСИНТЕЗ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ OPENGL

¹ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси»

²Белорусский национальный технический университет

Компьютерная томография продолжает интенсивно исследоваться и широко использоваться для решения различных промышленных и медицинских проблем. Алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями (SART) и Байесовская итерационная реконструкция (BIR) являются передовыми итерационными методами, которые наиболее подходят для улучшения качества реконструированных трехмерных изображений. В работе рассмотрены параллельные итерационные алгоритмы, обеспечивающие реконструкцию трехмерных изображений молочной железы, восстановленных из ограниченного набора зашумленных рентгеновских проекций. Алгебраический метод реконструкции с одновременными итерациями – SART и итерационный метод статистической реконструкции BIR рассматриваются здесь как предпочтительные итерационные методы. Мы считаем, что эти методы являются вполне пригодными для улучшения качества реконструируемых изображений молочной железы. Для ускорения процесса реконструкции мы используем графический процессор (GPU). Предварительные результаты показывают, что все исследуемые методы являются пригодными для послойной реконструкции изображений молочной железы. Однако было установлено, что метод классического томосинтеза SAA является менее эффективным, чем итерационные методы SART и BIR, так как хуже подавляет анатомический шум. Несмотря на то, что оцененное отношение контраст/шум при наличии внутренних структур с низким контрастом является более высоким для метода классического томосинтеза SAA, его эффективность в присутствии сильно структурированного фона является низкой. По нашему мнению оптимальные результаты могут быть достигнуты при использовании статистической итерационной реконструкции BIR.

Ключевые слова: Коническая вычислительная томография, реконструкция изображений, обработка изображений, улучшение изображений.



Золотарев Сергей Алексеевич

Адрес: 220072, г. Минск, ул. Академическая д. 16, Институт прикладной физики НАН Беларуси.

Рабочий тел.: + 375 17 2842304

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

Дата и место рождения: 7 мая 1956 года, город Воронеж, Россия.

Образование:

Высшее, в 1978 году окончил Воронежский технологический институт, г. Воронеж.

В 1992 г. защитил диссертацию на соискание степени кандидата физико-математических наук «Исследование сложных центров и фокусов двумерных автономных голоморфных дифференциальных систем» по специальности:

01.01.02 – дифференциальные уравнения и математическая физика.

В 2010 г. защитил диссертацию на соискание степени доктора технических наук «Реконструктивные оболочечные методы томографического контроля и новые вычислительные алгоритмы промышленной томографии» по специальностям:

05.11.13 – Приборы и методы контроля природной среды, веществ, материалов и изделий.

05.13.01 – Системный анализ, управление и обработка информации.

Опыт работы:

Специалист в области решения обратных задач из неполных данных и качественной теории обыкновенных дифференциальных уравнений. Разработчик алгоритмов и программного обеспечения для компьютерной томографии объектов при ограниченном угле обзора и малом числе рентгеновских проекций. Разработчик метода оболочечной реконструкции изображений многоуровневых объектов, имеющих конечное число различных однородных частей. Разработчик новых параллельных алгоритмов, использующих графические процессоры и MPI. Главное направление исследований – вычислительная диагностика и рентгеновская малоракурсная томография промышленных и биологических объектов.

Краткая научная биография:

С 1973 по 1978 – Студент Воронежского технологического института, факультет автоматизации и комплексной механизации химико-технологических процессов.

С 1978 по 1985 – Работал инженером на предприятиях России и Белоруссии.

С 1985 по 1988 – аспирант-очник Института математики НАН Беларуси.

С 1988 по 2005 – младший научный сотрудник, старший научный сотрудник, ведущий научный сотрудник лаборатории вычислительной диагностики Института прикладной физики НАН Беларуси.

С 2005 по 2008 – докторант Института прикладной физики НАН Беларуси.

С 2008 по 2011 – ведущий научный сотрудник Института прикладной физики НАН Беларуси.

С 2011 и по настоящее время – главный научный сотрудник Института прикладной физики НАН Беларуси.

Основные научные результаты:

Разработал новые методы промышленной томографии, основанные на реконструкции изображений внутренней структуры и свойств объектов контроля и соответствующих им параллельных алгоритмов, которые могут быть использованы при ограниченном доступе к объекту контроля и недостатке требуемой для реконструкции мощности рентгеновского источника.

**Мирзаванд Мохсен Али**

Адрес: 220101, г. Минск, проспект Рокоссовского д. 7, кв. 82.

Домашний тел. + 375 17 367 8835

Мобильный тел. + 375 29 661 1885, Велком.

Емэйл: mohsen.mirzavand@yahoo.co.uk

Дата и место рождения 1982 г., г. Хоррамабад, Иран.

Образование:

Высшее, в 2010 году окончил полный курс Белорусского государственного технического университета (БНТУ) по специальности «Информационные системы и технологии».

Краткая научная биография:

В 2010 году поступил в магистратуру при БНТУ. В 2011 году окончил магистратуру и поступил в аспирантуру БНТУ, которую окончил в 2014 году по специальности «Системный анализ и обработка информации».

В настоящее время работает в ИООО «Логистический центр «Прилесье», 220040 г. Минск, ул. М. Богдановича 124–5Н, начальником отдела автоматизации.

Основные научные результаты:

Автор восемнадцати научных публикаций, в том числе шести статей в рецензируемых журналах. Участник пяти научных конференций, в том числе международных. Область научных интересов: промышленная томография, автоматизация, методы конечных элементов, параметрические геометрические модели компонентов конструкций.