

УДК 51-73

ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА

М.А. Банищикова^{1,}, А.А. Булавская¹, А.А. Григорьева¹, И.А. Милойчикова^{1,2}, С.Г. Стучебров¹*

¹Национальный исследовательский Томский политехнический университет,
Томск, 634050, Россия

²Научно-исследовательский институт онкологии, Томский национальный исследовательский медицинский центр
Российской академии наук, Томск, 634009, Россия

*e-mail: mab51@tpu.ru

Поступила в редакцию: 16.10.2023

После доработки: 16.10.2023

Принята к публикации: 24.10.2023

В настоящее время лучевая терапия является одним из методов лечения онкологических заболеваний. В данном методе ионизирующее излучение воздействует на раковые клетки, обеспечивая замедление их воспроизведения, однако при этом облучению подвергаются и здоровые ткани. Поэтому важным этапом планирования лечения является обеспечение контроля над энергетическим распределением пучка в каждой точке. В этих целях создаются различные детекторы, позволяющие определить поперечный профиль пучка. Однако большинство из них сами по себе не отвечают всем требованиям к современным медицинским детекторам, в числе которых обеспечение наилучшего энергетического и пространственного разрешения, а также небольшое время обработки данных и получения результата. Решением данной проблемы является метод многоуглового сканирования. Данный метод основан на многократном поступательном перемещении детектора в плоскости перпендикулярной оси пучка под разными углами. Далее необходимо осуществить восстановление изображения интенсивностей в виде пикселей различной яркости в градациях серого из полученных в эксперименте данных. Цель данной работы – оценка применимости основных видов математических преобразований для реализации метода многоуглового сканирования. В данной статье представлены результаты сравнения итерационного метода и метода обратного проецирования с фильтрацией при наличии полного и ограниченного количества данных. Установлено, что метод обратного проецирования с фильтрацией показывает меньшую точность при наличии большого количества данных, однако обеспечивает лучшее качество изображения при наличии меньшего количества данных в сравнении с итерационным методом.

Ключевые слова: ионизирующее излучение, электронный пучок, профиль пучка, диагностика пучков, математическое преобразование, итерационный метод, метод обратного проецирования с фильтрацией.

DOI: 10.26583/vestnik.2023.277

ВВЕДЕНИЕ

Пучки ионизирующих излучений (ИИ) применяются в различных областях жизни человека, одной из которых является лучевая терапия. Данный метод лечения онкологических заболеваний подразумевает интенсивное воздействие ИИ на ткани человека.

Основной принцип лучевой терапии состоит в облучении раковых клеток для обеспечения их разрушения или замедления воспроизведения [1, 2]. В настоящее время предпринимаются различные меры по уменьшению дозовой нагрузки на организм человека при воздействии ИИ в процессе лучевой терапии, в том числе проводится контроль над характеристиками

пучка, а в частности над интенсивностью излучения в поперечной плоскости пучка.

Для определения распределения интенсивности пучка применяются различные виды детекторов, например сцинтилляционные, матричные, пленочные [3]. Однако многочисленные исследования [4–6] показывают, что ни один из них сам по себе не отвечает в полной мере основным требованиям, предъявляемым к современным медицинским детекторам.

Этим и обусловлена актуальность изучения и апробации нового метода, позволяющего за короткий промежуток времени определять поперечный профиль и пространственное распределение пучка с достаточно высоким разрешением.

ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА

Ранее авторами был предложен метод многоугольного сканирования [7], который позволяет определить поперечный профиль пучков ИИ с помощью математической реконструкции набора проекций интенсивностей пучка, полученных под разными углами.

Математическая реконструкция для реализации этого метода должна позволять из набора проекционных данных получать двумерное распределение, что аналогично основной математической задаче компьютерной томографии. На сегодняшний день существует два основных вида математических преобразований: метод обратного проецирования с фильтрацией [8] и итерационный [9]. В первом методе для решения поставленной задачи используется обратное преобразование Радона, а во втором применяется решение системы линейных уравнений с помощью нескольких шагов итерации [8, 9].

Таким образом, цель исследования – оценка применимости двух основных видов математических преобразований для реализации метода многоугольного сканирования.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

1.1. Метод многоугольного сканирования

Метод многоугольного сканирования позволяет определить поперечный профиль пучков ИИ с помощью математической реконструкции набора проекций интенсивностей пучка, полученных под разными углами. Для этого необходимо детектирующее устройство, которое будет обеспечивать поступательное перемещение детектора вдоль прямой, перпендикулярной направлению распространения пучка, и последующее многократное проведение аналогичных измерений при повороте детектирующей установки на фиксированный угол. Установка должна позволять проводить измерения с некоторым угловым шагом таким образом, чтобы общее угловое смещение детектора в плоскости перпендикулярной оси пучка составляло 180 или 360° (рис. 1).

В результате измерений интенсивности пучка под разными углами имеется набор данных, по которому и проводится математическая реконструкция.

1.2. Методы реконструкции изображений

Для восстановления изображения по набору проекций интенсивности пучка, полученных

под разными углами, нужно применять методы реконструкции. Наиболее распространенными из них являются метод обратного проецирования с фильтрацией и итерационный метод. Первый основан на использовании обратного преобразования Радона, второй – на решении системы линейных уравнений. Данные методы широко применяются для решения задач компьютерной томографии, что показано в ряде публикаций [10–12].

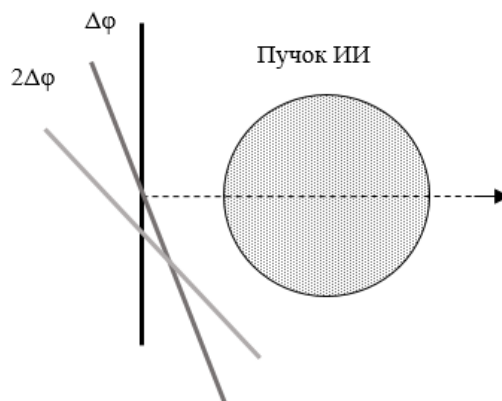


Рис. 1. Метод многоугольного сканирования

Метод обратного проецирования с фильтрацией. Восстановление изображения по проекциям является обратной задачей, для решения которой зачастую применяется метод обратного проецирования с фильтрацией, подразумевающий применение обратного преобразования Радона для получения итогового изображения.

Метод обратного проецирования с фильтрацией – быстрый и прямой метод определения поперечного профиля пучка. Метод состоит из двух основных этапов: фильтрация данных, полученных на детекторе вдоль направления строки по определенному правилу (например, размытие изображения или повышение резкости) и выполнение операции обратного проецирования, которая возможна благодаря обратному преобразованию Радона [13].

Преобразование Радона – интегральное преобразование функции нескольких переменных, которое в геометрическом смысле представляет собой интеграл от функции по направлению нормали к вектору $\vec{n}$, проходящей на расстоянии l от начала координат. К описанию преобразований Радона на рис. 2 представлен геометрический смысл данного преобразования.

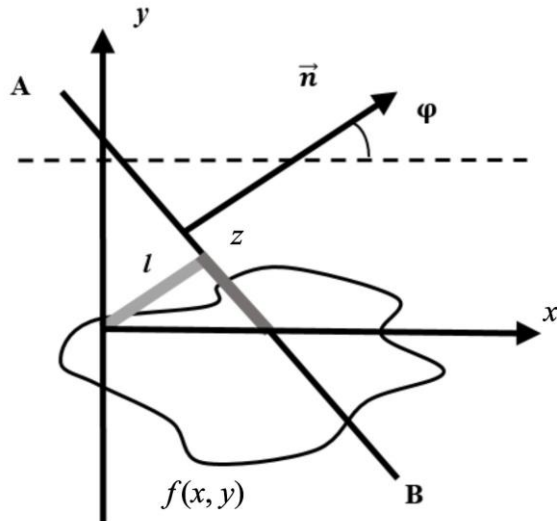


Рис. 2. Геометрический смысл преобразования Радона

Для случая, представленного на рис. 2, где $f(x, y)$ – функция двух действительных переменных, преобразование Радона будет иметь вид, представленный в формуле 1[13]:

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

Важным свойством этого преобразования является его обратимость, что и позволяет его использовать для поставленных в работе задач.

Для фильтрации данных в настоящей работе применяется фильтр, пропускающий верхние частоты входного сигнала и уменьшающий интенсивность нижних, за счет чего повышается контрастность изображения.

Однако во многих случаях невозможно точно решить обратную задачу восстановления изображения. В этом случае необходимо аппроксимировать решение, что может вызвать видимые артефакты реконструкции на изображении. Для устранения такого рода недостатков могут использоваться итерационные алгоритмы, которые приближаются к правильному решению за счет использования нескольких шагов итерации.

Итерационный алгебраический метод реконструкции. Одним из наиболее распространенных итерационных методов восстановления изображения является метод алгебраической реконструкции. Так же, как и метод обратного проецирования с фильтрацией, данный метод позволяет восстанавливать изображение из серии угловых проекций. Алгоритм итерационного алгебраического метода реконструкции представлен на рис. 3.

Процесс вычисления заключается в предположении начального изображения, далее вычисляются проекции на основе данного изображения, и полученные данные сравниваются с исходными проекциями. Затем создается новое изображение на основе разницы между рассчитанной и измеренной проекциями и процесс повторяется [14]. Таким образом, на каждой итерации изображение приобретает лучшее качество за счет циклической обработки. Под начальным изображением подразумевается некоторое однородное изображение, проекции которого впоследствии сравниваются с измеренными данными.

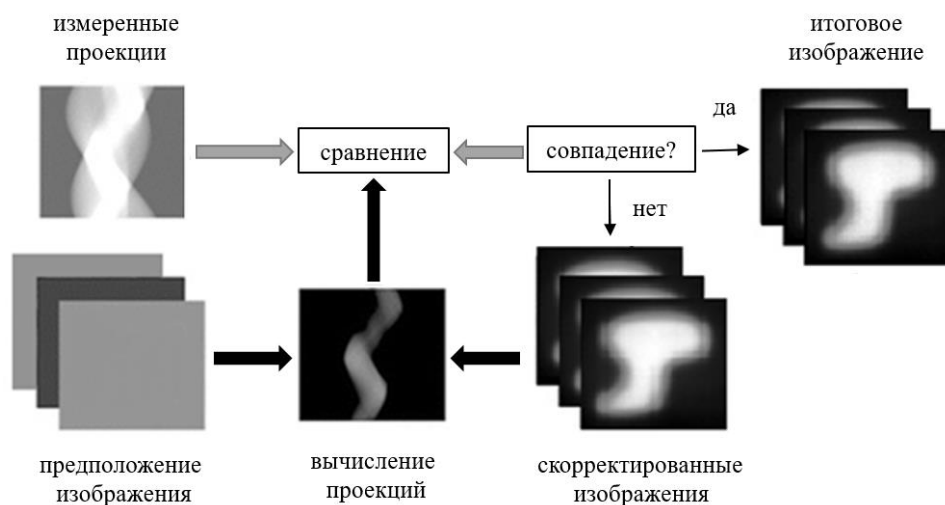


Рис. 3. Алгоритм итерационного алгебраического метода реконструкции изображений

1.3. Исходное изображение

В соответствии с целями работы для оценки применимости метода многоуглового сканирования было принято решение в качестве исходного изображения использовать экспериментально полученные результаты распределения интенсивности медицинского электронного пучка. В качестве источника электронов с энергией 6 МэВ использовался медицинский линейный ускоритель Elekta Synergy (ELEKTA Ltd, Швеция)¹. В качестве детекторов использовались пленочные дозиметры Gafchromic EBT3 (Ashland Advanced Materials, США)², которые наиболее часто применяются для определения поперечного распределения интенсивностей медицинских пучков.

Для имитации проведения метода многоуглового сканирования исходное изображение, полученное пленочным дозиметром, необходимо было представить в виде матриц значений яркости изображений в каждом пикселе. Затем путем суммирования значений по столбцам выбиралась строка значений, представляющая собой проекцию данного изображения на ось, проходящую под углом 0° к горизонтальной оси. Далее каждое изображение поворачивалось на фиксированный угол смещения и аналогично находились проекции интенсивности цвета под другими углами. В результате данных операций была получена синограмма – изображение полученной матрицы данных, в которой строки соответствуют проекциям исходного изображения на ось, а столбцы – углу смещения исходного изображения.

Исходная синограмма с полным набором данных содержала 343 точки в каждой проекции при повороте на 360° с угловым шагом – 1° . Также для оценки применимости данного под-

хода при реализации метода многоуглового сканирования была получена синограмма с ограниченным набором данных, которая содержала 35 точек в каждой проекции при повороте на 360° с угловым шагом – 10° .

Для обработки результатов методом обратного проецирования с фильтрацией использовались программные пакеты Diada³ и INKCT⁴, разработанные в Томском политехническом университете. Итерационный метод был реализован посредством использования среды Matlab⁵.

РЕЗУЛЬТАТЫ

В соответствии с целью работы для оценки возможности реализации метода многоуглового сканирования был использован метод обратного проецирования с фильтрацией и итерационный метод реконструкции изображений для синограмм с полным и ограниченным наборами данных. В итерационном методе было проведено десять итераций, так как последующее увеличение их числа не приводит к улучшению качества реконструированного изображения.

Исходное и реконструированные изображения представлены на рис. 4.

На изображениях видно, что при использовании метода обратного проецирования с фильтрацией для полного набора данных появляются артефакты реконструкции, в то время как итерационный метод дает более четкую картину. Однако при уменьшении количества известных данных метод обратного проецирования с фильтрацией позволяет приблизительно оценить форму получаемого распределения, в то время как итерационный метод не дает возможности даже оценить вид исходного изображения.

¹ Elekta Synergy. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.elekta.com/products/radiation-therapy/synergy/> (дата обращения: 15.09.2023).

² EBT Dosimetry Film. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp> (дата обращения: 15.09.2023).

³ Diada [для обработки и анализа цифровых рентгеновских изображений и их последовательностей, управления устройствами их захвата] / разработчик – Лаборатория № 40 (Технической томографии и интроскопии), ТПУ – Томск: 1С, 2017. – 1 CDROM. – (1С: Электронная дистрибуция). – Электронная программа: электронная.

⁴ INKCT [Управление рентгеновским томографом крупных объектов] / разработчик Чахлов С.В., ТПУ. – Томск: 1С, 2015. – 1 CDROM. – (1С: Электронная дистрибуция). – Электронная программа: электронная.

⁵ MATLAB [среда разработки] / разработчик – Cleve Moler. – Salt Lake City: 1С. – 1 CDROM. – (1С: Электронная дистрибуция). – Электронная программа: электронная. URL: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html> (дата обращения: 15.09.2023).

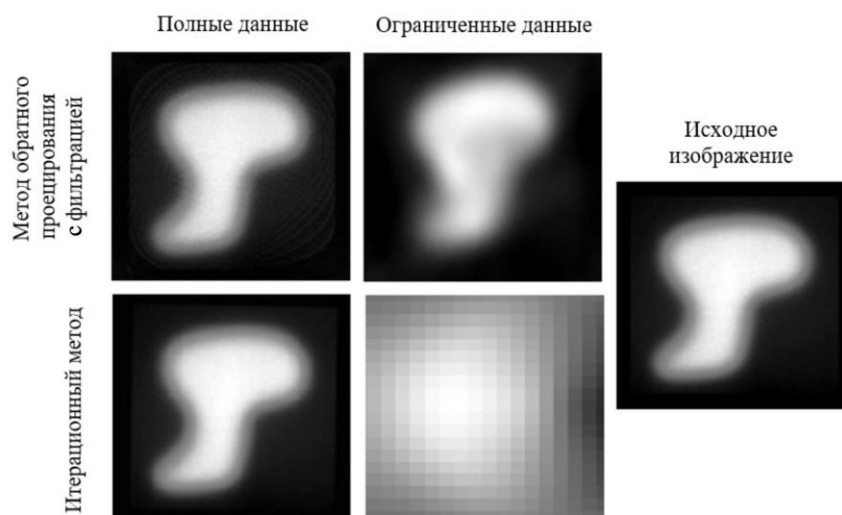


Рис. 4. Исходное и реконструированные изображения на основе полного и ограниченного набора данных

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В качестве параметра оценки качества реконструированных изображений применялось евклидово расстояние δ , которое вычисляется по формуле [15]:

$$\delta = \sqrt{\sum_i (m_i - e_i)^2}, \quad (2)$$

где m_i – количество пикселей начального изображения с определенной яркостью i , e_i – количество пикселей реконструированного изображения с определенной яркостью i .

Разрешение всех исследуемых изображений – 500×500 пикселей, тогда в случае полного несовпадения изображений евклидово расстояние будет составлять 500. Для оценки полученных результатов данное значение нормировалось на единицу. Таким образом, евклидово расстояние может меняться от 0 в случае идеального совпадения двух изображений до 1 при их полном несовпадении.

Были получены евклидовы расстояния для каждого реконструированного изображения, которые представлены в табл. 1.

Таблица 1. Евклидово расстояние реконструированных изображений

Метод реконструкции изображения	Евклидово расстояние	
	Полный набор данных	Ограниченный набор данных
Обратное проецирование с фильтрацией	0.14	0.17
Итерационный	0.07	0.77

При наличии большого количества проекционных данных результатом реконструкции для метода обратного проецирования с фильтрацией является изображение, на котором присутствует ряд артефактов, что мешает точной интерпретации данных. При таком же количестве данных метод итерационной реконструкции обеспечивает высокое качество итогового изображения распределения интенсивности пучка. Евклидово расстояние для изображений, полученных итерационным методом, в два раза меньше, чем при использовании метода обратного проецирования с фильтрацией.

Однако при уменьшении, как количества углов сканирования, так и количества детекторов, метод итерационной реконструкции является неприменимым, поскольку не позволяет даже визуально оценить форму начального распределения интенсивности пучка. Евклидово расстояние в данном случае близко к 1, что соответствует полному несовпадению исходного и реконструированного изображений. В то же время метод обратного проецирования с фильтрацией посредством аппроксимации заполняет недостающие данные и дает хотя бы некоторое представление о профиле пучка.

Таким образом, было определено, что использование метода обратного проецирования с фильтрацией для восстановления изображения поперечного профиля пучка является более эффективным в случае небольшого количества исходных данных, так как показывает возможность оценки размера и формы пучка по результатам реконструкции. При этом при большом наборе исходных данных оба метода показывают хороший результат реконструкции.

ПРИМЕНЕНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА

Результаты данного исследования могут применяться для выбора наиболее оптимального варианта математической обработки экспериментальных данных в зависимости от набора исходных данных при определении профиля медицинских пучков методом многоугольного сканирования. Это, в свою очередь, позволит обеспечить безопасность пациентов и осуществить лучший контроль над характеристиками пучка при проведении процедур лучевой терапии.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект № 23-79-01232).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Grégoire V., Guckenberger M., Haustermans K., Lagendijk J.W., Ménard C., Pötter R., Slotman B.J., Tanderup K., Thorwarth D., Herk M., Zips D. Image guidance in radiation therapy for better cure of cancer // *Molecular oncology*, 2020. V. 14. Is. 7. P. 1470–1491.
2. Lapen K., Yamada Y. The Development of Modern Radiation Therapy // *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2023. V. 11. P. 131–138.
3. DeWerd L.A. Accurate dosimetry for radiobiology // *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 2021. Vol. 111. Pp. 75–81.
4. Lin Z., Yang Z., Qiu J., Zhou S. Structured Scintillators for Efficient Radiation Detection // *Advanced science*, 2021. V. 9. P. 1–26.
5. Santos T., Ventura T., Lopes M. A review on radiochromic film dosimetry for dose verification in high energy photon beams // *Radiation Physics and Chemistry*, 2021. V. 179. P. 21–30.
6. Rosenfeld A.B., Biasi G., Petasecca M., Lerch M., Villani G., Feygelman V. Semiconductor dosimetry in modern external-beam radiation therapy // *Physics in Medicine & Biology*, 2020. V. 65. P. 1–26.
7. Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Grigorieva A.A., Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G. Multiangle scanning for measuring radiation beam profiles with a typical size of 10 millimetres // *Journal of Instrumentation*, 2022. V. 7. P. 70–74.
8. Adler J., Oktem O. Learned primal-dual reconstruction // *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2022. V. 6. P. 1322–1332.
9. Bertero M., Lanteri H., Zanni L. Iterative image reconstruction: a point of view // *Methods in Biomedical Imaging*, 2008. V. 1. P. 1–25.
10. Lu S., Yang B., Xiao Y., Liu S., Li M., Yin L., Zheng W. Iterative reconstruction of low-dose CT based on differential sparse // *Biomedical Signal Processing and Control*, 2023. V. 79. P. 152–159.
11. Willemink M.J., Noël P.B. The evolution of image reconstruction for CT – from filtered back projection to artificial intelligence // *European Radiology*, 2019. V. 29. P. 2185–2195.
12. Jung H. Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography // *Progress in Medical Physics*, 2021. V. 32. P. 1–17.
13. Schofield R., King L., Tayal U., Castellano I., Stirrup J., Pontana F., Earls J., Nicol E. Image reconstruction: Part 1 – understanding filtered back projection, noise and image acquisition // *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 2020. V. 14. P. 219–225.
14. Greffier J., Frandon J., Larbi A., Beregi J.P., Pereira F. CT iterative reconstruction algorithms: a task-based image quality assessment // *European Radiology*, 2020. V. 30. P. 487–500.
15. Bulavskaya A.A., Bushmina E.A., Grigorieva A.A., Ermakova A.S., Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G. Development of a Technique for Determining the Optimal Number of Projections when Realizing the Method of Multiangle Scanning of an Ionizing Radiation Beam // *Instruments and Experimental Techniques*, 2023. V. 66. Is. 4. P. 620–626.

Vestnik Natsional'nogo issledovatel'skogo yadernogo universiteta «MIFI», 2023, vol. 12, no. 5, pp. 299–305

APPLICATION OF MATHEMATICAL TRANSFORMATIONS FOR THE MEDICAL ELECTRON BEAM PROFILE DETERMINATION

M.A. Banshchikova^{1,*}, A.A. Bulavskaya¹, A.A. Grigorieva¹, I.A. Miloichikova^{1,2}, S.G. Stuchebrov¹

¹National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, 634050, Russia;

²Cancer Research Institute, Tomsk National Research Medical Center, Russian Academy of Sciences, Tomsk, 634009, Russia

*e-mail: mab51@tpu.ru

Received October 16, 2023; revised October 16, 2023; accepted October 24, 2023

Currently, radiation therapy is often used for treating cancer. In this method, ionizing radiation affects cancer cells, slowing down their reproduction; however, healthy tissues are also exposed to the irradiation. Therefore, an

important stage of treatment planning is to ensure control over the energy distribution of the beam in the transverse plane. In order to obtain the transverse profile of the beam various detectors are created. However, most of them do not meet all the requirements for modern medical detectors, which include the high energy and spatial resolution, as well as the minimalizing of data processing and result obtaining. The multi-angle scanning method could be a solution of this problem. This method is based on repeated linear displacement of the detector in a plane perpendicular to the beam propagation axis at different angles. The data processing involves the reconstruction of beams' intensities image in the form of pixels of different brightness in grayscale from the data obtained in the experiment. The purpose of this study is to assess the applicability of the main types of mathematical transformations for the implementation of the multi-angle scanning method. This article presents the results of a comparison of the iterative method and the filtered back-projection method with the comprehensive and limited data given. It was found that the filtered back-projection method is less accurate in the presence of comprehensive dataset in contrast to the iterative method, but it still provides better image resolution when there is a limited data.

Keywords: ionizing radiation, electron beam, beam profile, beam analyzing, mathematical transformation, iterative method, filtered back-projection method.

REFERENCES

1. Grégoire V., Guckenberger M., Haustermans K., Lagendijk J.W., Ménard C., Pötter R., Slotman B.J., Tanderup K., Thorwarth D., Herk M., Zips D. Image guidance in radiation therapy for better cure of cancer. *Molecular oncology*, 2020. Vol. 14. No. 7. Pp. 1470–1491.
2. Lapen K., Yamada Y. The Development of Modern Radiation Therapy. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2023. Vol. 11. Pp. 131–138.
3. DeWerd L.A. Accurate dosimetry for radiobiology. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 2021. Vol. 111. Pp. 75–81.
4. Lin Z., Yang Z., Qiu J., Zhou S. Structured Scintillators for Efficient Radiation Detection. *Advanced science*. Vol. 9. Pp. 1–26.
5. Santos T., Ventura T., Lopes M. A review on radiochromic film dosimetry for dose verification in high-energy photon beams. *Radiation Physics and Chemistry*, 2021. Vol. 179. Pp. 21–30.
6. Rosenfeld A.B., Biasi G., Petasecca M., Lerch M., Villani G., Feygelman V. Semiconductor dosimetry in modern external-beam radiation therapy. *Physics in Medicine & Biology*. Vol. 65. Pp. 1–26.
7. Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Grigorieva A.A., Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G. Multiangle scanning for measuring radiation beam profiles with a typical size of 10 millimetres. *Journal of Instrumentation*, 2022. Vol. 7. Pp. 70–74.
8. Adler J., Oktem O. Learned primal-dual reconstruction. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. Vol. 6. Pp. 1322–1332.
9. Bertero M., Lantéri H., Zanni L. Iterative image reconstruction: a point of view. *Methods in Biomedical Imaging*, 2008. Vol. 1. Pp. 1–25.
10. Lu S., Yang B., Xiao Y., Liu S., Li M., Yin L., Zheng W. Iterative reconstruction of low-dose CT based on differential sparse. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2023. Vol. 79. Pp. 152–159.
11. Willemink M.J., Noël P.B. The evolution of image reconstruction for CT – from filtered back projection to artificial intelligence. *European Radiology*, 2019. Vol. 29. Pp. 2185–2195.
12. Jung H. Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography. *Progress in Medical Physics*, 2021. Vol. 32. Pp. 1–17.
13. Schofield R., King L., Tayal U., Castellano I., Stirrup J., Pontana F., Earls J., Nicol E. Image reconstruction: Part 1 – understanding filtered back projection, noise and image acquisition. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 2020. Vol. 14. Pp. 219–225.
14. Greffier J., Frandon J., Larbi A., Beregi J.P., Pereira F. CT iterative reconstruction algorithms: a task-based image quality assessment. *European Radiology*, 2020. Vol. 30. Pp. 487–500.
15. Bulavskaya A.A., Bushmina E.A., Grigorieva A.A., Ermakova A.S., Miloichikova I.A., Stuchebrov S.G. Development of a Technique for Determining the Optimal Number of Projections when Realizing the Method of Multiangle Scanning of an Ionizing Radiation Beam. *Instruments and Experimental Techniques*, 2023. Vol. 66. No. 4. Pp. 620–626.