

ПОЛИГОН ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

А. И. Аникина^{1,}, Г. И. Андреев², В. Б. Андреев²,
И. В. Аникин¹, Д. В. Беляков¹, Г. Г. Григоров²,
А. А. Кокорев¹, Ш. З. Шарипов², О. И. Стрельцова¹,
М. И. Зуев¹*

¹ Объединенный институт ядерных исследований, Дубна, Россия

² Медико-санитарная часть № 9 ФМБА России, Дубна, Россия

На ресурсах экосистемы ML/DL/HPC гетерогенной платформы HybriLIT (ЛИТ ОИЯИ) разворачивается полигон для визуализации данных компьютерной томографии головного мозга. Полигон позволит строить изображения 3D-объектов с использованием программных обеспечений для обработки, анализа и визуализации человеческого мозга. В дальнейшей перспективе полигон позволит внедрить новый математический аппарат улучшения качества полученных данных.

The ML/DL/HPC ecosystem of the Heterogeneous HybriLIT platform (MLIT JINR) provides a test polygon for visualizing brain computed tomography. The polygon allows one to build images of 3D objects using software for processing, analyzing, and visualizing the human brain. In the future, the polygon will allow the introduction of a new mathematical apparatus to improve the quality of the obtained data.

PACS: 44.25.+f; 44.90.+c

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время технологии медицинских методов диагностики, таких как компьютерная томография (КТ), дают возможность исследовать внутреннюю сложную структуру объекта без нарушения его целостности. Такое развитие и улучшение КТ-технологии является весьма важным для разных областей. Существующие методы медицинской КТ-процедуры обладают рядом недостатков: например, наблюдаются размытые, нечеткие зоны на изображениях после процесса восстановления образа объекта.

С математической точки зрения качество получаемого представления внутренней структуры тесно связано с применяемыми математическими методами реконструкции образа. В основе современных методов лежит

* E-mail: aanikina@jinr.ru

прямое и обратное преобразование Радона [1]. Однако качество визуализации во многом зависит именно от процедуры обращения преобразований Радона, которая, в свою очередь, как известно, некорректна и требует соответствующей регуляризации [2].

В рамках совместного проекта ЛИТ им. М. Г. Мещерякова, ЛТФ им. Н. Н. Боголюбова и ФБУЗ МСЧ №9 ФМБА России ведется разработка полигона для анализа и визуализации данных КТ головного мозга с целью изучения и улучшения представления внутренней структуры объектов.

ПРОЦЕДУРА РЕКОНСТРУКЦИИ ИССЛЕДУЕМОГО ОБЪЕКТА

Задача восстановления образов заключается в определении внутренней структуры объекта без нарушения его целостности. Существующие процедуры КТ-диагностики подразделяются на трансмиссионные (transmission) и эмиссионные (emission). Трансмиссионная процедура основана на пропуске рентгеновских лучей через тело пациента под разными углами с измерением детектором степени ослабления излучения в каждой точке для детального восстановления образа поперечного сечения. В то же время эмиссионная процедура сочетает в себе КТ с функциональными методами визуализации и введение радиоактивного источника излучения внутрь исследуемого объекта для получения функциональной информации.

На современном этапе реконструкция изображения сводится к решению математических задач с помощью стандартных и устоявшихся методов (см., например, [3]). А возможные улучшения связаны в основном с техническими методами. В основе всех стандартных математических методов, которые используются для КТ-исследований, заложены определенные математически идеальные условия и симметрия исследуемого объекта. Хотя в реальных условиях заложенные идеальные условия, как правило, не выполняются (см. [2, 4, 5]). Поэтому в рамках данного проекта ставится задача по разработке новых методов с учетом практических условий, налагаемых на исследуемые объекты.

В серии работ [2, 4, 5] приведено универсальное и унифицированное представление для обратного преобразования Радона.

Пусть исходная функция $f(x_1, x_2, x_3)$ описывает объект, который необходимо реконструировать. Тогда необходимо выполнить конечное число поперечных сечений относительно оси x_3 :

$$f(x_1, x_2, x_3) \Rightarrow \{f(x_1, x_2, x_{3_1}), \dots, f(x_1, x_2, x_{3_n})\},$$

где количество секций (или разрезов) определено практикой. Данная сегментация, известная как *метод дискретных слоев*, обычно применяется в КТ-технологиях [1].

По сценарию, описанному в [2], вклад обратного оператора Радона с мнимой мерой чрезвычайно важен для процедуры оптимизации, которая работает с условиями, инспирированными соответствующими нормами. Согласно [2, 4, 5], интегральное представление универсального обратного преобразования Радона включает дополнительный член, который связан с комплексной природой интегранта. Соответствующий интегрант задается прямым преобразованием Радона. Для генерации комплексности вводится дискретная версия гибридной функции, связанной с начальной функцией, в методе дискретных слоев. Данная функция выглядит следующим образом:

$$\tilde{F}(x_1, x_2; k, N) = \sum_{n=1}^N e^{-ikx_{3n}} f(x_1, x_2, x_{3n})$$

и представляет собой разложение в ряд Фурье. Затем мы вычисляем раоновский образ $\mathcal{R}[\tilde{F}](\tau, \varphi; k, N)$ от $\tilde{F}$ -функций, где импульс k и номер слоя N являются внешними параметрами, необходимыми для выполнения фитирования.

Следуя [2, 4], где приведено доказательство существования ограничений на интегрирование по угловым компонентам в контексте задач реконструкции, в работе используем данный новый подход, который приводит к обратному преобразованию Радона в универсальной форме. Имеем

$$\tilde{F}_\epsilon(x_1, x_2; k, N) = \left\{ \sum_{L_1, L_2} \Delta\varphi_{L_1} \Delta\tau_{L_2} \frac{\mathcal{P}}{\tau_{L_2}^2} + i\pi \sum_{L_1} \Delta\varphi_{L_1} \frac{\partial}{\partial\tau} \Big|_{\tau=0} \right\} \otimes \mathcal{R}[\tilde{F}](\tau + \langle \vec{n}_\varphi, \vec{x} \rangle, \varphi; k, N), \quad (1)$$

где первый член соответствует стандартному методу, а второй член — это новый вклад.

В практических приложениях значения $\mathcal{R}[\tilde{F}]$ обычно известны из эксперимента (или из наблюдения): $\mathcal{R}[\tilde{F}](\tau, \varphi; k, N) \Rightarrow R_I(\tau, \varphi; k, N)$, а $R_I = \ln \mathcal{I}/\mathcal{I}_0$, где $\mathcal{I}$ и $\mathcal{I}_0$ — интенсивности входящего и выходящего рентгеновского излучения соответственно. Восстановив функцию $\tilde{F}$ по $\mathcal{R}[\tilde{F}]$, можно затем восстановить функцию f . В связи с этим на основе метода срезов введена функция $\tilde{F}$, которая аккумулирует все двумерные срезы с помощью непрерывного параметра k . Параметр k является очень удобным параметром для процедуры оптимизации [2]. В итоге окончательную схему реконструкции можно выразить как $\mathcal{R}[\tilde{F}](\tau, \varphi; k) \rightarrow \tilde{F}(x_1, x_2; k) \rightarrow f(x_1, x_2, x_3)$. Эта схема иллюстрирует принципиальный результат, который показывает необходимый шаг для генерации комплексности прямого преобразования Радона вследствие введения и перехода к гибридной функции $\tilde{F}(x_1, x_2; k)$. Заметим, что использование фурье-образов в виде гибридных $\tilde{F}$ -функций дает одну

из возможностей иметь дело с комплексными прямыми преобразованиями Радона. Напомним, что $\tilde{F}_\varepsilon$ определяется выражением $\text{Re}\{\mathcal{R}[\tilde{F}]\}$ и $\text{Im}\{\mathcal{R}[\tilde{F}]\}$, гарантируя новый важный вклад в решение задачи реконструкции.

ПОЛИГОН ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДАННЫХ

В связи с необходимостью минимизировать размытые зоны на медицинских изображениях требуется проверить и внедрить новый предлагаемый подход восстановления образа. На ресурсах экосистемы ML/DL/HPC гетерогенной платформы HybriLIT был запущен полигон для математического моделирования с практической реализацией новой математической основы регуляризации преобразования матриц интенсивностей луча после сканирования для визуализации данных КТ и магнитно-резонансной томографии (МРТ) головного мозга с помощью специального программного обеспечения. Полигон используется для апробации различных программных пакетов визуализации данных КТ и МРТ, а также для последующей практической реализации научной части проекта. В настоящее время полигон включает в себя инструменты обработки, анализа и визуализации: 1) данных КТ в интерактивном режиме в рамках среды JupyterLab; 2) данных МРТ/фМРТ в режиме текстового терминала по протоколу SSH.

На полигоне для работы с данными КТ в интерактивном режиме установлены следующие библиотеки: а) Pydicom [6] для работы с файлами DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine — стандарт обработки, хранения, печати и передачи информации в медицинской визуализации); б) Python с открытым исходным кодом Nipype [7] для создания воспроизводимых и эффективных конвейеров анализа данных нейровизуализации, решающая задачу интеграции различных программных пакетов для нейровизуализации, таких как SPM, FSL, FreeSurfer, AFNI и ANTS, которые часто используют разные языки программирования и интерфейсы; в) Python PySurfer [8] для построения карты головного мозга по данным нейровизуализации, используемая совместно с Freesurfer, набором инструментов для обработки и анализа данных человеческого мозга. Работа с данными МРТ и фМРТ происходит с использованием программных обеспечений: а) набора программных утилит и скриптов MRI Convert [9] для преобразования данных МРТ между различными форматами файлов, что позволяет исследователям и разработчикам преобразовывать изображения МРТ из одного распространенного формата (например, DICOM, Analyze, NIfTI); б) программного пакета FreeSurfer [10] с открытым исходным кодом для автоматизированного анализа, обработки и визуализации данных нейровизуализации человеческого мозга, в частности, структурной и функциональной МРТ; в) инструмента визуализации данных FreeView [11].

После внедрения нового математического аппарата, визуализации и анализа медицинских данных полигон поможет в улучшении реконструкции образов благодаря минимизации размытых зон на изображении, что повлечет уменьшение воздействия радиации на пациента во время выполнения процедур КТ и МРТ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Цель настоящего проекта заключается в развитии методов визуализации данных КТ и МРТ и возможности улучшения снимков посредством устранения размытых зон различных областей сканирования. Полигон разработан для апробации различных программных пакетов визуализации, математического моделирования для проверки научной составляющей данного проекта и ее практической реализации, разработки программного обеспечения для внедрения нового математического подхода реконструкции. В настоящее время полигон предоставляет возможность удобной визуальной работы пользователя с медицинскими данными в веб-браузере в интерактивной среде JupyterLab. После реализации и проверки предложенного математического подхода, анализа и визуализации результатов полигон поможет не только минимизировать размытые зоны снимков на этапе реконструкции образов, но и уменьшить воздействие радиации на пациента во время выполнения КТ-обследования.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Deans S.R.* The Radon Transform and Some of Its Applications. Wiley, 1983. 299 p.
2. *Anikin I. V., Chen X.* Inverse Radon Transforms: Analytical and Tikhonov-Like Regularizations of Inversion // Mod. Phys. Lett. A. 2024. V.39, No.38. 2450181; arXiv:2405.14897 [physics.comp-ph].
3. *Марусина М. Я., Казначеева А. О.* Современные виды томографии: Учеб. пособие. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. 132 с.
4. *Anikin I. V.* Universal Inverse Radon Transforms: Inhomogeneity, Angular Restrictions and Boundary // Class. Analysis ODEs. 2025; arXiv:2504.01744 [math.CA].
5. *Anikin I. V.* Complexity of Radon Transforms // Funct. Analysis. 2025; arXiv:2506.18911 [math.FA].
6. Pydicom. <https://pydicom.github.io/> (accessed 12.10.2025).
7. Nipype: Neuroimaging in Python Pipelines and Interfaces. <https://nipype.readthedocs.io/en/latest/> (accessed 12.10.2025).
8. PySurfer Python Neuroimaging Visualization. <https://pysurfer.github.io/> (accessed 12.10.2025).
9. MRI Convert. https://surfer.nmr.mgh.harvard.edu/fswiki/mri_convert (accessed 12.10.2025).
10. FreeSurfer Software Suite. <https://surfer.nmr.mgh.harvard.edu/> (accessed 12.10.2025).
11. FreeView. <https://surfer.nmr.mgh.harvard.edu/fswiki/FreeviewGuide> (accessed 12.10.2025).