

**К ВОПРОСУ О ПРИМЕНИМОСТИ АЛГОРИТМОВ
РЕКОНСТРУКЦИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ (КТ)
К ЧИСЛЕННО СИНТЕЗИРОВАННЫМ ОБЪЕКТАМ ДЛЯ
АНАЛИЗА ОБРАЗЦОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ
МЕТОДОМ 3D-ПЕЧАТИ**

А.В. ШАХВЕРДЯН¹, В.В. МАРГАРЯН^{1*}, Ю.М. ЧЕРЕПЕННИКОВ^{1,2},
К.Г. ТРУНИ¹, С.Н. НОРЕЯН¹, А.М. МАМЯН¹, Р.К. МИРЗОЯН¹,
А.А. САМСОНЯН¹, В.Р. КОЧАРЯН¹

¹Институт прикладных проблем физики НАН Армении, Ереван, Армения

²Томский Политехнический Университет, Томск, Россия

*e-mail: mar.vardan84@gmail.com

(Поступила в редакцию 14 мая 2025 г.)

В работе демонстрируется алгоритм для моделирования КТ-изображений различных объектов, изготовленных с помощью 3D-печати, позволяющий сравнивать результаты, полученные с помощью численного моделирования и физического КТ экспериментов. Применение численного моделирования позволяет проводить анализ процесса КТ-визуализации и помогает в разработке и валидации алгоритмов реконструкции. Показано, что такой алгоритм потенциально может быть полезен для анализа дефектов образцов, изготовленных с применением 3D-печати, при исследовании с использованием КТ и позволяет отличить дефекты печати от заданного шаблона заполнения образцов.

1. Введение

Компьютерное моделирование стало бесценным инструментом в области компьютерной томографии (КТ) для прогнозирования и анализа результатов эксперимента. КТ является продвинутым методом неразрушающего контроля, который позволяет понять внутреннюю структуру различных образцов, не повреждая их [1, 2]. В ходе КТ эксперимента рентгеновские лучи проходят через образец, и их интенсивность после взаимодействия с образцом регистрируется матричным детектором. Полученные таким образом двумерные проекции трехмерного образца обрабатываются с использованием математических преобразований, таких как обратное преобразование Радона, с целью реконструкции линейной функции поглощения $\mu(x,y)$, соответствующей образцу [3, 4]. Для трехмерной реконструкции исходной функции $\mu(x,y)$ могут использоваться различные алгоритмы. Проверки эффективности таких алгоритмов могут проводиться с использованием образцов сложной формы, что имеет решающее значение, как в экспериментальных исследованиях, так и в исследованиях с применением компьютерного

моделирования. С момента первоначального развития рентгеновской томографии одной из постоянных проблем было достижение достаточного контраста в проекциях, полученных от образцов, особенно состоящих из легких элементов [5]. Эта проблема в первую очередь возникает из-за двух факторов: полихроматической природы рентгеновских трубок, обычно используемых в лабораторных и промышленных сканерах, и ограниченного динамического диапазона стандартных плоскопанельных детекторов. Традиционно эта проблема частично решалась путем ужесточения рентгеновского спектра с помощью плоских фильтров из таких материалов, как алюминий или медь, которые служат для удаления более мягкой, низкоэнергетической части спектра. В некоторых случаях улучшение контраста достигается за счет использования полосовых фильтров для жесткого рентгеновского излучения, например, на основе кварцевых монокристаллов при наличии внешних воздействий [6]. Другой метод предполагает использование компенсирующих фильтров специальной формы, изготовленных из материалов с плотностью, сопоставимой с плотностью образца [7]. Такие фильтры значительно улучшают качество изображения; в частности, применение компенсирующего фильтра может увеличить отношение сигнал/шум реконструированных томограмм в сравнении с обычными плоскими алюминиевыми фильтрами.

Развитие технологий быстрого прототипирования в настоящее время позволяет просто и быстро создавать образцы сложной формы с заданными параметрами, которые могут быть использованы для прикладных задач визуализации. В частности, ранее была показана возможность применения 3D-печати для создания фантомов для определения качества в системах получения проекционных рентгеновских изображений [8]. В настоящее время все больше внимания привлекает разработка и тестовое применение типовых зооморфических фантомов для тестирования и калибровки систем визуализации мелких животных. Подобные фантомы точно имитируют форму органов и тканей животных, а также их взаимодействие с рентгеновским излучением, что позволяет применять их и для задач клинической дозиметрии [9, 10]. В некоторых работах была продемонстрирована возможность изготовления подобных фантомов с применением 3D-печати [11, 12]. Широко применяющиеся для этого метода пластиковые материалы могут быть использованы для имитации различных биологических тканей [13, 14]. Таким образом, использование методов 3D-печати имеет широкий потенциал для решения прикладных задач визуализации. Однако в процессе 3D-печати могут возникать различные дефекты, и, как следствие, внутренняя структура напечатанного образца может отличаться от заданных форм. В данной работе мы обсуждаем возможный подход к анализу таких дефектов с использованием компьютерного моделирования КТ изображений напечатанных объектов.

2. Создание модели образца, изготовленного методом 3D-печати

Кубический образец с длинной ребра 2 см, напечатанный на 3D-принтере, был использован в эксперименте и в качестве исходного образца для компьютерной модели. При моделировании рассматривали изображение одного среза объекта, соответствующего срезу реконструированного КТ-изображения реального

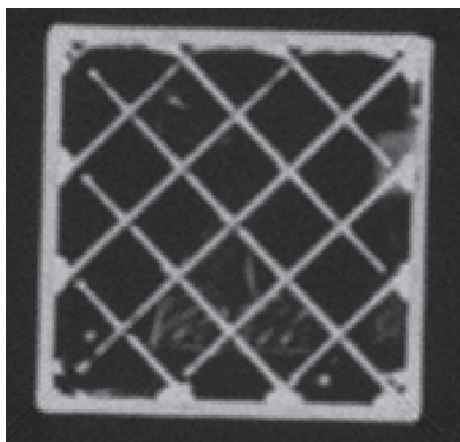


Рис.1. Изображение среза образца, полученное с использованием КТ.

образца. Образец был напечатан с обычным заполнением типа «сетка» с помощью 3D-принтера Original Prusa i3 MK3S+. На рис.1 показан КТ-срез, полученный с помощью микротомографа Института прикладных проблем физики НАН РА, позволяющего получать изображения с разрешением ~ 60 мкм. Срез был получен для плоскости, параллельной верхнему слою образца.

В данной работе для компьютерного моделирования мы использовали две модели среза, приведенные на рис.2. Одна из них (рис.2b) соответствовала идеальной модели (сетка заполнения), используемой для печати образца, которая содержит только сплошные линии (более толстые для границ и более тонкие для внутренней структуры). Другая модель (рис.2a) была разработана для имитации возможных дефектов при печати образца. Для этой цели мы использовали случайные шумы, которые могли заполнять пиксели вблизи линий первой модели. В обеих этих моделях мы использовали только максимальную (белая) и минимальную (черная) яркость пикселей без промежуточных (серых) значений. На рис.2с показано разностное изображение двух моделей, которое представляло собой попиксельное вычитание изображений этих двух моделей и также использовалось для компьютерной обработки. Фактически, это дифференциальное

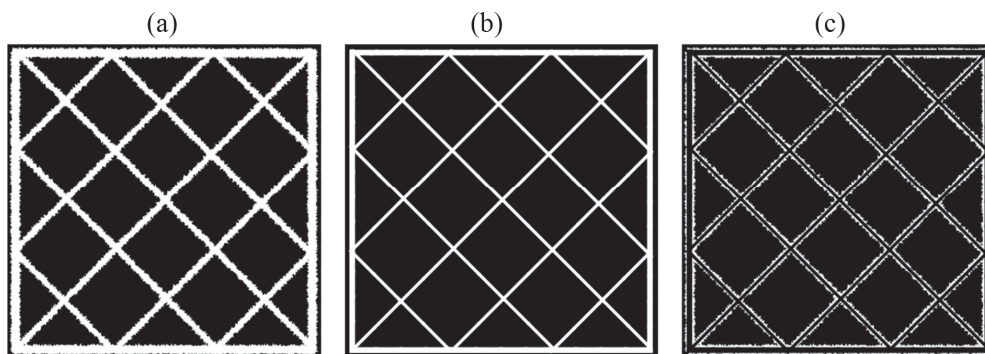


Рис.2. Модели, симулирующие срез напечатанного образца: (a) заполнение с добавленными «дефектами» (шумами); (b) идеальное заполнение «сеткой»; (c) разностное изображение двух моделей, полученное путем попиксельного вычитания изображений (a) и (b).

изображение было изображением случайных шумов, использованных для создания второй модели. Для моделирования и обработки изображений использовалось программное обеспечение Wolfram Mathematica.

3. Компьютерное моделирование

В нашем компьютерном моделировании мы использовали стандартные функции Wolfram Mathematica, работающие с прямым и обратным преобразованием Радона. На первом этапе мы использовали встроенную функцию «Radon [image]», которая применяет преобразование Радона к выбранному изображению и строит синограмму, соответствующую этому изображению. На рис.3 показаны синограммы, полученные с помощью этой функции для обеих наших моделей, а также разностное изображение этих двух синограмм.

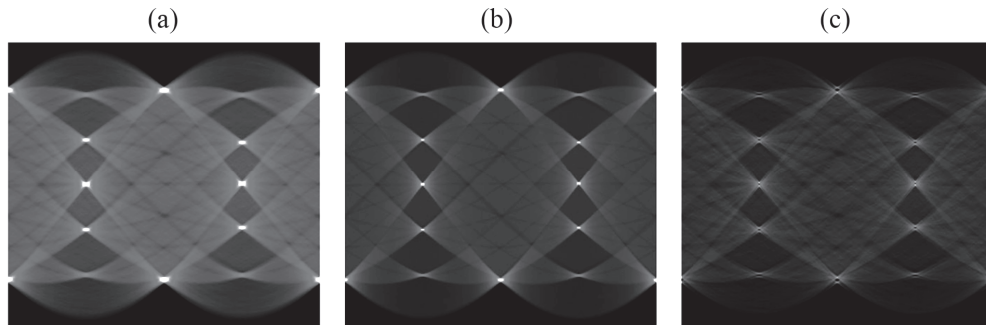


Рис.3. Синограммы, полученные для срезов моделей напечатанного образца: (a) заполнение с добавленными «дефектами»; (b) идеальное заполнение «сеткой»; (c) разностное изображение двух синограмм, полученное путем поэлементного вычитания синограмм (a) и (b).

После этого мы использовали функцию «InverseRadon [image]», которая позволяет восстановить изображение среза из соответствующей синограммы. Реконструированные изображения показаны на рис.4. Как видно из рисунка, шум на изображении «напечатанного» объекта все еще виден. Однако он выглядит значительно сглаженным по сравнению с исходным изображением.

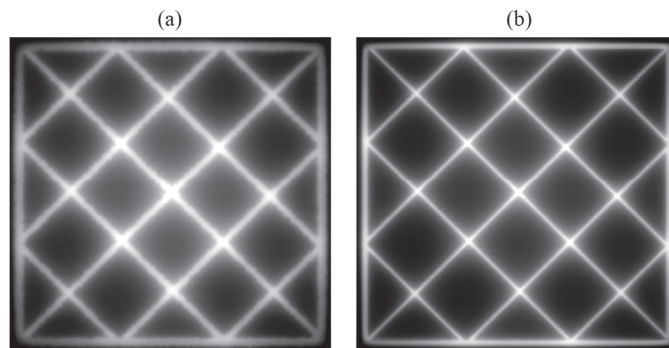


Рис.4. Реконструированные изображения срезов: (a) заполнение с добавленными «дефектами», (b) идеальное заполнение «сеткой».

На рис. 5 показано разностное изображение двух реконструированных изображений срезов. На этом изображении можно различить темные линии, соответствующие сетке идеального заполнения. Однако граница между ними не такая резкая по сравнению с разностным изображением исходных моделей, что обусловлено особенностями подхода к реконструкции томографических изображений, который в любом случае ведет к потере части информации. Поэтому реконструированные изображения могут не полностью совпадать с исходным образцом, для которого проводится КТ-исследование, хотя основные особенности внутренней структуры отчетливо видны. Более того, на рис.4 и рис.5 отчетливо виден неоднородный серый фон, появление которого также обусловлено особенностями реконструкции изображений. Поэтому при анализе результатов реального эксперимента важно использовать в качестве опорного изображения не простую математическую модель заполнения объекта (в нашем случае рис.2b), а изображение, полученное после обработки этой модели прямым и обратным преобразованиями Радона (рис.4b) с параметрами, соответствующими эксперименту. Такой подход может позволить разделить детали, обусловленные обработкой изображений («артефакты» реконструкции) и дефектами печати.

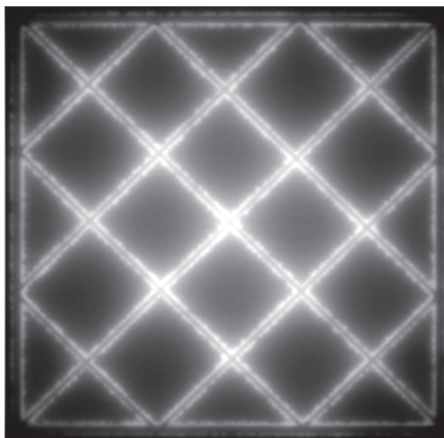


Рис.5. Разностное изображение (попиксельное вычитание) реконструированных изображений слоев (рис.4a,b).

На заключительном этапе мы реконструировали изображения из синограмм, показанных на рис.2a,b, с помощью обратного преобразования Радона и с применением стандартного фильтра «Hann», который широко применяется для улучшения качества КТ изображений [15], и проанализировали их разностное изображение. В КТ реконструкции фильтры представляют собой математические алгоритмы, применяемые к необработанным данным для улучшения четкости изображения, повышения разрешения и точности трехмерной реконструкции. Используемые фильтры могут быть разными для достижения различных целей, таких как уменьшение артефактов изображения, удаление шума или улучшение сигнала и т. д. Фильтр «Hann» (также известный как фильтр «Hanning» или «Hanning Window») – это одна из оконных функций, применяемых в обработке сигналов и изображений, и в частности, при обратном преобразовании Радона для улучшения качества реконструированного изображения. Этот фильтр помо-

гает уменьшить артефакты и шум, возникающие в процессе реконструкции, которые могут ухудшить качество реконструированного изображения [16, 17]:

$$H(n) = 0.5 \left(1 - \cos \left(\frac{2\pi n}{N} \right) \right), \quad 0 \leq n \leq N,$$

где n – индекс точки, изменяющийся от 0 до $N-1$, N – длина окна. На рис.6 приведены полученные изображения.

Разностное изображение на рис.6с демонстрирует, что после реконструкции данных с использованием фильтра “Hann” мы не можем исключить прямоугольную заливку из дифференциального изображения. Однако применение данного фильтра приводит к устранению неоднородного серого фона по сравнению с результатами, приведенными на рис.4 и рис.5, что позволяет более четко отличать изображение восстановленной структуры. Последнее может быть полезно при дальнейшей обработке, например при бинаризации изображения для выделения дефектов 3D-печати образца. Следует отметить, что большинство фильтров, используемых в задачах визуализации, разрабатываются для улучшения качества изображения (устранения «артефактов» восстановления, сглаживание шумов, улучшение контраста и т. д.) исследуемого объекта, в то время как для наших задач нужен фильтр, который позволит лучше различать различия между экспериментальными и модельными изображениями. Выбор или проектирование математического фильтра, который может позволить решить эту задачу, является отдельным вопросом и будет рассмотрен в будущих работах. Однако важно отметить, что стандартные фильтры могут одновременно улучшить визуальное восприятие конкретного реконструированного изображения, но одновременно привести к потере деталей для сравнения реконструированного изображения с модельным.

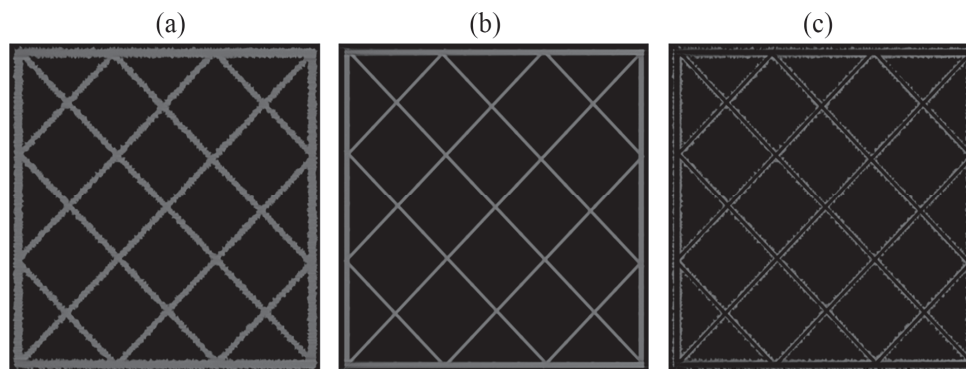


Рис.6. Реконструированные изображения среза модели печатного объекта с использованием фильтра “Hann”: (a) сетка с добавлением «шума», (b) идеальная «сетка» заполнения, (c) разностное изображение.

4. Заключение

Получены КТ-изображения для численных моделей образца, имитирующих объект, изготовленный методом 3D-печати, с учетом и без учета случайных шумов, имитирующих дефекты, возникающие в процессе печати. Показано, что такие дефекты можно различить после реконструкции КТ-среза в разностных

изображениях, представляющих собой попиксельную разницу двух реконструированных срезов. Данный подход потенциально может быть использован для анализа дефектов реальных напечатанных образцов путем сравнения экспериментальных результатов КТ с изображением модели заполнения такого образца, обработанном с помощью прямого и обратного преобразований Радона.

Также было показано, что фильтры, используемые для улучшения визуального восприятия КТ-изображений, могут негативно влиять на разностные изображения, полученные с помощью данного подхода.

В работе представлены результаты предварительного исследования, направленного на разработку алгоритма для различения дефектов внутренней структуры образцов, изготовленных методом 3D-печати. Такой алгоритм может быть полезен для анализа КТ-изображений напечатанных образцов. Автоматический алгоритм для различения этих дефектов потенциально может быть использован для обучения нейронных сетей, направленных на анализ изображений образцов, изготовленных методом 3D-печати.

Исследование выполнено при поддержке гранта Международного инновационного центра нанотехнологий СНГ (номер гранта №25-116).

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА

1. **M. Thorsten.** Computed Tomography, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2008.
2. **S. Carmignato, W. Dewulf, R. Leach.** Industrial X-Ray Computed Tomography, Cham: Springer International Publishing AG, 2018.
3. **H. Murrell.** The Mathematica Journal, **6**, 60 (1996).
4. **H.H. Barrett, W. Swindell.** Radiological imaging: The theory of image formation, detection, and processing. San Diego: Academic Press, 1981.
5. **M. Honarpour, V. Cromwell, D. Hatton, R. Satchwell.** Society of Petroleum Engineers **14272** (1985).
6. **V.R. Kocharyan.** J. Contemp. Phys., **52**, 392 (2017).
7. **S.G. Chistiakov, N.A. Filatov, V.R. Kocharyan, A.S. Gogolev, V. . Rukavishnikov.** J. Contemp. Phys., **54**, 381 (2019).
8. **J.B. Noonoo, E. Sosu, F. Hasford.** S. Afr. J. Sci., **119**, 14269 (2023).
9. **M. Wegner, T. Frenzel, D. Krause, E. Gargioni.** Phys. Med. Biol., **68**, 085009 (2023).
10. **N. Esplen, F. Therriault-Proulx, L. Beaulieu, M. Bazalova-Carter.** Med. Phys., **46**, 5294 (2019).
11. **G. Price, E.R. Biglin, S. Collins, A. Aitkinhead, A. Subiel, A.L. Chadwick, D.M. Cullen, K. J Kirkby, G. Schettino, J. Tipping, A. Robinson.** Phys. Med. Biol., **65**, 10NT02 (2020).
12. **A.A. Grigorieva, A.A. Bulavskaya, E.A. Bushmina, V.A. Kuyvalaynen, I.A. Miloichikova, S.G. Stuchebrov.** Phys. At. Nucl., **87**, 1934 (2024).
13. **A. Bulavskaya, Y. Cherepennikov, B. Gavrikov, A. Grigorieva, E. Grigoriev, I. Miloichikova, S. Stuchebrov.** 3D Print. Addit. Manuf., **9**, 399 (2022).
14. **C. Cavaliere, D. Baldi, V. Brancato, M. Aiello, M. Salvatore.** Front. oncol., **13**, 1123796 (2023).
15. **M.W. Groch, W.D. Erwin.** J. Nucl. Med. Technol., **28**, 233 (2000).

16. **A.V. Oppenheim, E.W. Schaffer, J.R. Buck.** Discrete-Time Signal Processing, New Jersey, Upper Saddle River: Prentice-Hall, 1999.
17. **Y.M. Salihin, A. Zakaria.** Iran. J. Radiat. Res., **6**, 173 (2009).

ԵՌԱՉԱՓ ՏՊԱԳՐՈՒԹՅԱՄԲ ՊԱՏՐԱՍՏՎԱԾ ՆՄՈՒՇՆԵՐԻ
ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅԱՆ ՀԱՄԱՐ ՀԱՄԱԿԱՐԳՉԱՅԻՆ ՏՈՄՈԳՐԱՖԻԱՅԻ
ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՄԱՆ ԱԼԳՈՐԻԹՄՆԵՐԻ ԿԻՐԱՌՈՒՄԸ
ԹՎԱՅԻՆ ՄԻՆԹԵԶՎԱԾ ՕԲՅԵԿՏՆԵՐԻ ՀԱՄԱՐ

Ա.Վ. ՇԱՀՎԵՐԴՅԱՆ, Վ.Վ. ՄԱՐԳԱՐՅԱՆ, ՅՈՒ.Մ. ՉԵՐԵՊԵՆՆԻԿՈՎ,
Կ.Գ. ԹՐՈՒՆԻ, Ս.Ն. ՆՈՐԵՅԱՆ, Ա.Մ. ՄԱՄՅԱՆ, Ռ.Կ. ՄԻՐԶՈՅԱՆ,
Հ.Հ. ՍԱՄՍՈՆՅԱՆ, Վ.Ռ. ՔՈՉԱՐՅԱՆ¹

Այս աշխատանքում ներկայացվում է համակարգչային տոմոգրաֆիայի պատկերների մոդելավորման ալգորիթմ տարբեր եռաչափ տպագրված նմուշների համար, որը հնարավորություն է տալիս համեմատել մոդելավորված և իրական տոմոգրաֆիական փորձերի արդյունքները: Տոմոգրաֆիական պատկերագրման մեջ համակարգչային մոդելավորման կիրառումը թույլ է տալիս լավարկել վերակառուցման ալգորիթմների մշակումն ու փորձարկումը: Ցույց է տրված, որ նման ալգորիթմների կիրառումը կարող է օգտակար լինել եռաչափ տպագրված նմուշների անճշտությունների վերլուծության համար երբ դրանք ուսումնասիրվում են համակարգչային տոմոգրաֆիայի միջոցով, ինչպես նաև թույլ է տալիս տարբերակել այդ թերությունները տվյալ լցվածության մոդելով նմուշներից:

AN APPROACH TO APPLYING CT RECONSTRUCTION ALGORITHMS TO NUMERICALLY SYNTHESIZED OBJECTS FOR THE ANALYSIS OF 3D-PRINTED SAMPLES

A.V. Shahverdyan, V.V. Margaryan, Yu.M. Cherepennikov, K.G. Trouni, S.N. Noreyan,
A.M. Mamyan, R.K. Mirzoyan, H.H. Samsonyan, V.R. Kocharyan

In this study, we present an algorithm for simulating CT images of diverse 3D-printed samples, allowing for a comparison between simulated and real CT experiment results. The use of computer simulation enhances the understanding of the CT imaging process and aids in the development and validation of reconstruction algorithms. It is demonstrated that such an algorithm potentially may be useful for analysis of inaccuracies of real 3D printed samples under CT investigation and can distinguish these details from filling pattern of these samples.