

УДК 616-073.756.8

## АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС: ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕГУЛЯРИЗИРУЮЩИХ ПРОЦЕДУР ПРИ РЕКОНСТРУКЦИИ

© 2019 г. М. В. Чукалина<sup>1, \*</sup>, А. С. Ингачева<sup>1,2</sup>, А. В. Бузмаков<sup>1</sup>, Ю. С. Кривоносов<sup>1</sup>,  
В. Е. Асадчиков<sup>1</sup>, Д. П. Николаев<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН, Москва, Россия

<sup>2</sup>Институт проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН, Москва, Россия

\*E-mail: chukalinamarina@gmail.com

Представлены результаты лабораторного томографического эксперимента на тестовом объекте, внутрь которого было помещено сильно поглощающее включение. Объект сканировался в полихроматической моде. Сравниваются результаты реконструкции интегральным и алгебраическим методами. Для последнего описана пошагово процедура реконструкции. Информация о наличии сильнопоглощающей области использована в алгебраическом подходе.

DOI: 10.1134/S036767651902008X

### ВВЕДЕНИЕ

Метод компьютерной томографии позволяет восстанавливать 3D-структуру объекта без его физического разрушения [1]. Это достигается путем математической обработки набора измеренных томографических 2D-проекций. Основным этапом обработки является процедура реконструкции, которая переводит данные из пространства измерения в пространство объекта. В промышленных томографических комплексах для реконструкции в основном используются интегральные методы. Основным их достоинством является высокое быстродействие. Однако методы не позволяют использовать априорные знания о восстанавливаемом изображении, что затрудняет их применение в нестандартных условиях измерения, т.е. при малом времени экспозиции и при небольшом числе проекционных углов, которые, к тому же могут быть распределены неравномерно. В таких случаях используется алгебраический подход [1, 2]. Интегральные выражения, которые связывают результат измерения с пространственным распределением коэффициента ослабления рентгеновского излучения, в алгебраическом подходе заменяются на лучевые суммы, и далее решается система алгебраических уравнений. Следует обратить внимание, что количество неизвестных в таких системах уравнений может достигать десятков миллиардов. Один из подходов к решению такой системы — свести решение системы к решению оптимизационной задачи. В такой задаче оптимизируемое выражение может состоять из двух слагаемых — суммарной невязки по проекциям и

регуляризирующего члена, описывающего априорные знания о восстанавливаемом объекте. На примере использования измеренных в полихроматической моде проекций в работе, продемонстрировано влияние регуляризации на результат реконструкции. Измерения проводились на томографическом комплексе, созданном и функционирующем во ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН.

### МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ФОРМИРОВАНИЯ ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ ПРОЕКЦИИ И УЧЕТ ПОЛИХРОМАТИЧНОСТИ ЗОНДИРОВАНИЯ

Пусть объект зондируется полихроматическим излучением, спектр которого описывается функцией  $I_0(E)$ . В модели используется приближение параллельной схемы измерения (рис. 1). Такое приближение правомерно, если расстояние источник — образец достаточно велико. В эксперименте, данные которого проанализированы в статье, расстояние источник — образец 1.2 м, включая распространение излучения по вакуумному пути. Рассмотрим 2D-задачу, т.е. для одного из горизонтальных сечений объекта. Система “источник—детектор” неподвижна. Детектор позиционно-чувствительный. Объект укреплен на гониометре. Величина  $\varphi$  описывает текущий проекционный угол,  $r$  определяет ячейку детектора, для которой будет записано выражение, связывающее величину регистрируемого сигнала и распределение коэффициента ослабления (рис. 1).

Согласно закону Бугера–Ламберта–Бера наблюдается экспоненциальное ослабление зондирующего излучения при его прохождении через объект:

$$I(\varphi, r) = \int dEI_0(E) \exp\left(-\int_0^{L(r,\varphi)} \mu(l, E) dl\right) \quad (1)$$

Здесь  $I(\varphi, r)$  – это регистрируемое ячейкой детектора излучение, прошедшее через объект, повернутый на угол  $\varphi$ . Положение ячейки детектора задает  $r$ .  $L(r, \varphi)$  описывает траекторию регистрируемого ячейкой луча.  $\mu(l, E)$  – коэффициент линейного ослабления объектом излучения на энергии  $E$  в текущей точке  $l$  на луче  $L(r, \varphi)$ . Обратим внимание, что записанное выражение содержит набор неизвестных распределений коэффициентов линейного ослабления, т.е. каждой энергии энергетического спектра  $E$  соответствует свое распределение  $\mu$ . Чтобы применить алгоритмы реконструкции, созданные математиками для восстановления изображений в монохроматической моде (т.е. для случаев, когда для зондирования используется только одна энергия), необходимо скорректировать зарегистрированные проекции. Мы применили метод гамма-коррекции проекций, в котором используется концепция радоновского инварианта для автоматического выбора параметра коррекции [3]. После выполнения процедуры коррекции над проекциями обратная задача формулируется следующим образом: требуется восстановить пространственное распределение  $\mu^*$ , используя выражение:

$$\ln\left(\frac{\int dEI_0(E)}{I(\varphi, r)^\gamma}\right) = \int_0^{L(r,\varphi)} \mu^*(l) dl \quad (2)$$

В такой постановке для решения задачи реконструкции интегральные или алгебраические подходы становятся применимы.

### ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕГУЛЯРИЗИРУЮЩИХ ПРОЦЕДУР

При использовании алгебраических методов дискретизация проводится на первом шаге. Восстанавливаемый объем опишем воксельной моделью. Перепишем в матричной форме выражение (2):

$$Ax = y, \quad (3)$$

где  $A$  – так называемая проекционная матрица, описывающая лучи, в направлении которых проводится суммирование,  $x$  – вектор восстанавливаемых значений  $\mu^*$  объема,  $y$  – вектор лучевых сумм с компонентами  $\ln\left(\frac{\int dEI_0(E)}{I(\varphi, r)^\gamma}\right)$ . Для реше-

ния системы уравнений (3) используется метод численной оптимизации. Минимизируемый функционал имеет вид:

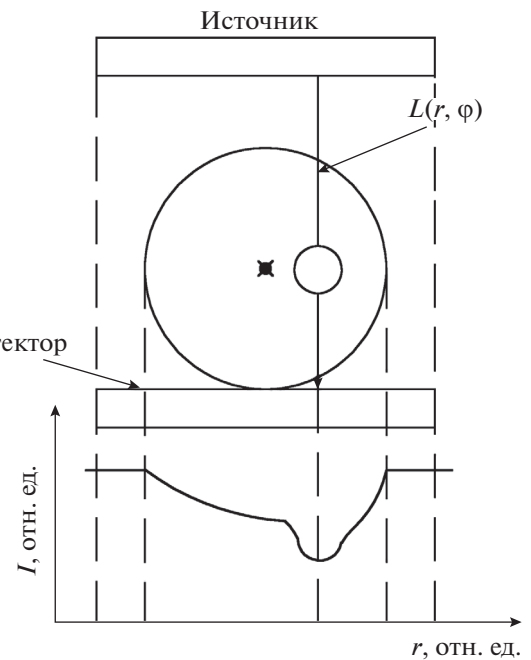


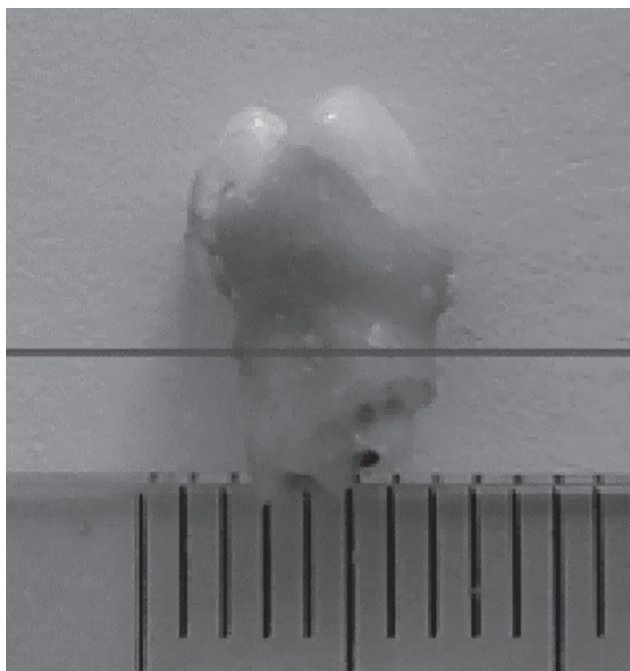
Рис. 1. Принципиальная схема формирования томографической проекции.

ния системы уравнений (3) используется метод численной оптимизации. Минимизируемый функционал имеет вид:

$$\alpha \|Ax - y\|_2 + (1 - \alpha) R(x) \rightarrow \min_x \quad (4)$$

Здесь второе слагаемое представляет линейную комбинацию регуляризирующих членов, учитывающих свойства изображения. Обратим внимание, что для изменения вклада невязки производится взвешивание слагаемых с коэффициентами  $\alpha$  и  $1 - \alpha$ , где  $\alpha$  лежит в диапазоне от 0 до 1. Мы решаем задачу в такой постановке, поскольку допускаем, что так называемая идеальная геометрия, заложенная в модели формирования лучевой суммы, может отличаться от геометрии проведенного измерения, например, из-за погрешностей юстировки. Для решения оптимизационной задачи был использован метод градиентного спуска.

Такой подход позволяет использовать априорные знания об используемом объекте. В нашем случае это была информация о том, что томографируемый объект содержал области сильного поглощения, т.е. в наборе сигналов, регистрируемых пикселями детектора, содержались такие сигналы, величина которых была на уровне шума. Оценить поглощение на траекториях лучей, проходящих в эти пиксели, невозможно, однако известно, что оно больше предела чувствительности регистрирующего прибора. Для таких пикселей в системе уравнений (2) равенства были заменены



**Рис. 2.** Фотография молочного зуба, использованного в качестве тестового объекта при сравнении процедур регуляризации.

на неравенства. И задача решалась в постановке с мягкими ограничениями [4].

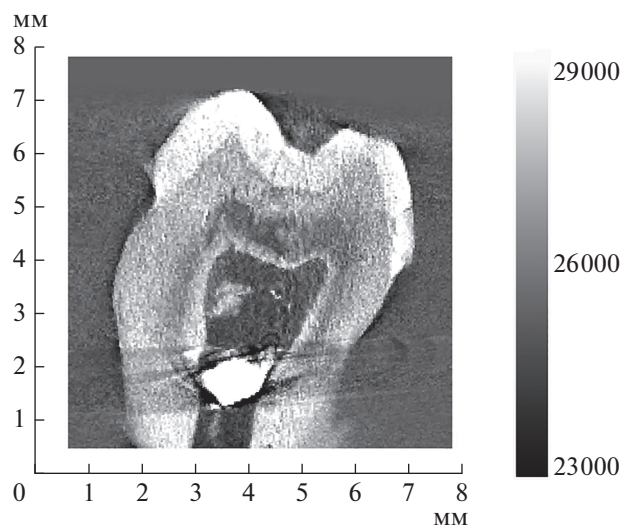
### ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Объектом томографического исследования, для которого проводилось сравнение процедур реконструкции, был молочный зуб с нарушенным покровом эмали, физиологическое рассасывание корней которого не завершено. Не рассосавшиеся корни зуба образовали внутреннюю полость, в которую была помещено металлическое свинцовое включение, моделирующее сильно поглощающую пломбу или имплант. Фотография зуба представлена на рис. 2.

Параметры эксперимента следующие. Вакуумный путь 1.2 м от рентгеновской трубки с Мо-анодом (40 кэВ, 20 мА) до образца, расстояние образец–детектор 0.05 м. Время измерения 5 с на кадр. Собрано 400 проекций с шагом поворота объекта угла 0.5 градуса. Детектор XIMEA-xiRay 11 Mrix использован для регистрации излучения.

Результат реконструкции полного объема методом SIRT [5] приведен на рис. 3.

В области сильнопоглощающего включения наблюдаются артефакты, известные как “metal-like”. Исследования, целью которых является уменьшение такого рода артефактов, не прекращаются и сегодня [6]. Ниже представлены несколько горизонтальных сечений восстановленного разными мето-



**Рис. 3.** Результат реконструкции методом SIRT молочного зуба с сильнопоглощающим включением, введенным в полость.

дами объема. На рис. 4 приведены результаты реконструкции разными методами. Реконструкция проводилась методом FBP (Filtered Back Projection) [2] (рис. 4а), методом SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) [5] (рис. 4б), методом SIRT с включенной процедурой регуляризации по первой норме градиента (рис. 4в), методом SIRT в постановке задачи с мягкими ограничениями (рис. 4г) и методом SIRT в постановке задачи с мягкими ограничениями и включенной процедурой регуляризации по первой норме градиента (рис. 4д).

Хотелось бы обратить внимание, что методы FBP (рис. 4а) и SIRT без учета мягких ограничений (рис. 4б и 4в) порождают яркую границу вокруг сильно поглощающего включения. Решение задачи в условиях мягких ограничений (рис. 4г и 4д) выравнивает плотность включения. Добавление к мягким ограничениям регуляризирующего члена (рис. 4д) проявляет и границы полости, в которую было добавлено включение.

Все численные реализации использованных методов выполнены авторами данной статьи.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе представлены результаты томографического эксперимента, проведенного на томографическом комплексе, созданном и функционирующем во ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН. Зондировался молочный зуб с нарушенным покровом эмали, физиологическое рассасывание корней которого не завершено. Не рассосавшиеся корни зуба образовали внутреннюю полость, в

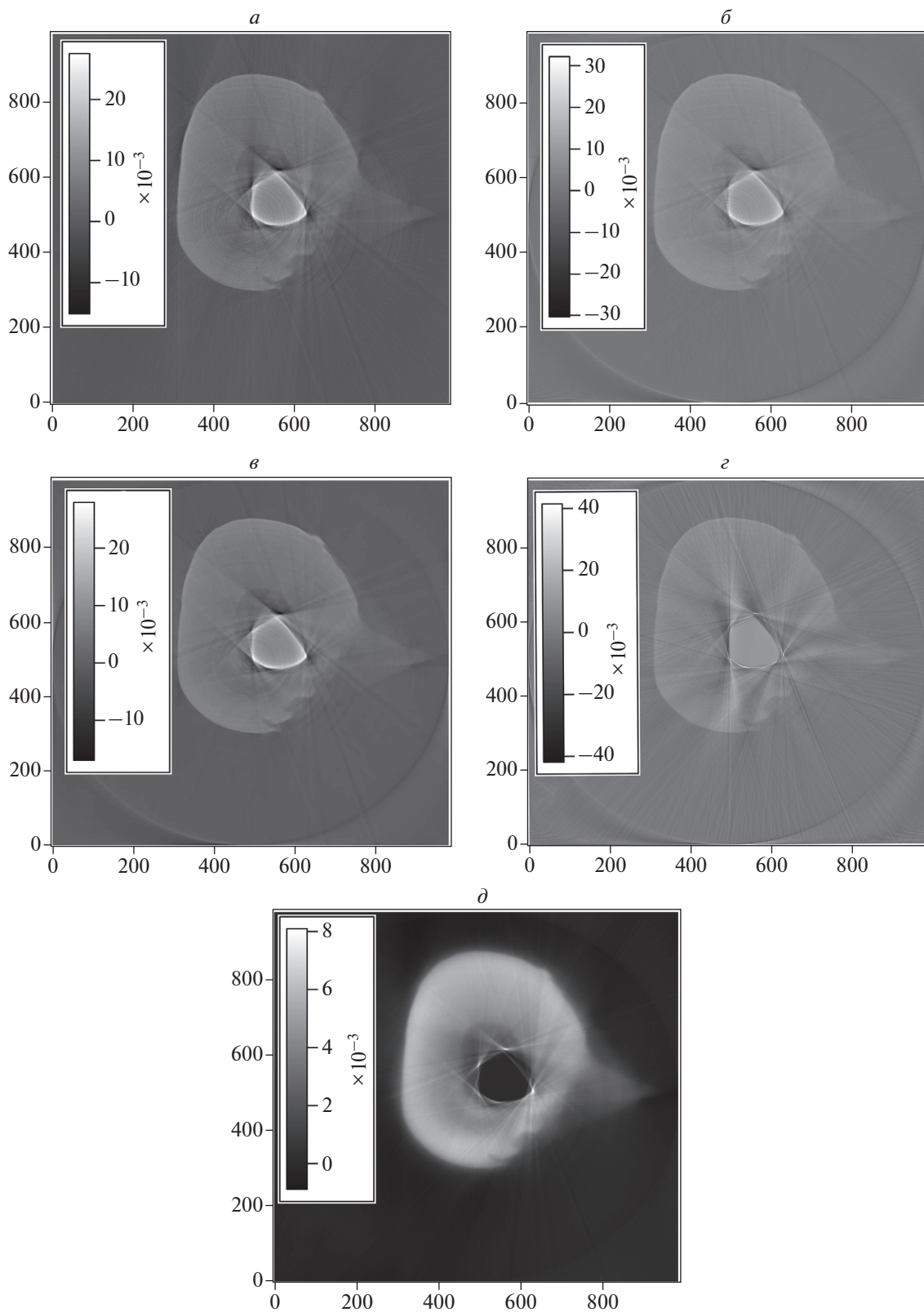


Рис. 4. Результаты реконструкции различными методами.

которую была помещена частица Рb, моделирующая сильно поглощающее включение. Обсуждаются результаты реконструкции с использованием интегрального и алгебраического подходов. Показано, что использование регуляризирующих процедур в алгебраическом методе реконструкции позволяет повысить качество восстанавливаемого изображения даже в случае наличия в зондируемом объекте одновременно областей высокой и низкой оптической плотности.

Исследование влияния рентгенооптических свойств объектов при полихроматическом зондировании на динамику изменения параметров процедур предобработки томографических проекций и анализ восстановленных изображений проводился при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН. Исследования, связанные с выбором параметров процедуры регуляризации в

зависимости от локальных рентгенооптических свойств зондируемых объектов, выполнялись при частичной финансовой поддержке РФФИ (проект № 17-29-03492).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Хаммерер Ф.* Математические аспекты компьютерной томографии. М.: Мир, 1990. 288 с.
2. *Kak A.S., Slaney M.* Principles of Computerized Tomographic Imaging. IEEE Press, 1988. 329 p.
3. *Chukalina M., Ingacheva A., Buzmakov A. et al.* // Proc. 31st Europ. Conf. on Model. and Simulation, Budapest, Hungary. May 23–26. 2017. P. 270.
4. *Chukalina M., Nikolaev D., Sokolov V. et al.* // Proc. SPIE 9875, Eighth Intern. Conf. on Machine Vision (ICMV 2015), 2015. 98751 с.
5. *Gilbert P.J.* // Theor. Biol. 1972. V. 36. P. 105.
6. *Bolstad K., Flatabo S., Aadnevik D. et al.* // Acta Radiologica. 2018. V. 59. P. 1.