

АЛГОРИТМИЗАЦИЯ ЗАДАЧИ МЕДИЦИНСКОЙ ТОМОГРАФИИ В ТЕХНОЛОГИИ OPENCL

Е.А. Панина, С.Н. Соломин

Нижегородский госуниверситет им. Н.И. Лобачевского

В начале XX века с помощью рентгеновских лучей в медицине стало возможным получать изображения внутренних органов человека. Позднее стало известно, что все вещества имеют разную плотность и поэтому пропускают лучи по-разному. Этот эффект является основой рентгеновской компьютерной томографии. В результате многократного просвечивания исследуемого объекта в различных пересекающихся направлениях получается послойное изображение его внутренней структуры.

Целью работы является изучение и программная реализация алгоритмов реконструкции изображений сердца и головного мозга, основанных на численных методах математики. С ростом производительности и развитием параллельности современных вычислительных систем особый интерес представляют параллельные методы решения данной задачи. Их использование позволяет увеличить скорость работы методов и эффективно использовать имеющиеся вычислительные ресурсы. Реализация параллельных алгоритмов реконструкции осуществлялась с использованием алгоритмического языка параллельного программирования OpenCL. Значительным преимуществом данного языка является то, что он поддерживается различными архитектурами и производителями (поддерживается AMD, Apple, ARM, Intel, NVidia).

Исходной информацией для задач вычислительной томографии служат данные, полученные путем просвечивания исследуемого объекта некоторым внешним источником рентгеновского излучения. С целью получения исходных проекционных данных было написано приложение (виртуальный томограф), позволяющее моделировать процесс сканирования томографом (облучение и сбор данных датчиками). Варьируя параметры, можно моделировать различные типы томографов и методы сканирования. Затем по полученным проекциям необходимо решить задачу восстановления изображений головного мозга и сердца.

Каждая среда или материал имеет свой коэффициент ослабления рентгеновского излучения. Основой компьютерной томографии является эффект распространения излучения по прямой с интенсивностью, убывающей по формуле:

$$I = I_0 e^{-\int \mu(x) dL}, \quad (1)$$

где I_0 – начальная интенсивность излучения в начале прямолинейного луча L (до пропускания его через исследуемый объект), I – интенсивность излучения после его прохождения через исследуемый объект, $\mu(x)$ – функция распределения коэффициентов поглощения излучения, интегрирование ведется вдоль луча L .

Существует множество алгоритмов восстановления изображения на основе полученных данных после проведения исследования. Все эти алгоритмы разделяют на два класса: алгебраические алгоритмы и алгоритмы, основанные на интегральных преобразованиях. В основе интегральных алгоритмов лежит нахождение функции $\mu(x)$ с помощью интегральных преобразований, а затем вычисление ее значений в узлах заданной сетки. Среди интегральных алгоритмов был рассмотрен метод обратных проекций с фильтрацией сверткой для случаев с параллельным и верным пучком рассеивания [2].

В основе алгебраических алгоритмов лежит дискретизация (разбиение) области, в которой задан исследуемый объект, на конечное число подобластей (пикселей). Для удобства реализации алгоритмов размер подобластей выбирался одинакового размера и считалось, что в пределах одной подобласти коэффициент μ не изменяется. Сигнал с номером j проходит расстояние a_{ij} через подобласть с номером i и ослабляется посредством некоторого коэффициента μ_i , соответствующего этой подобласти (рис. 1).

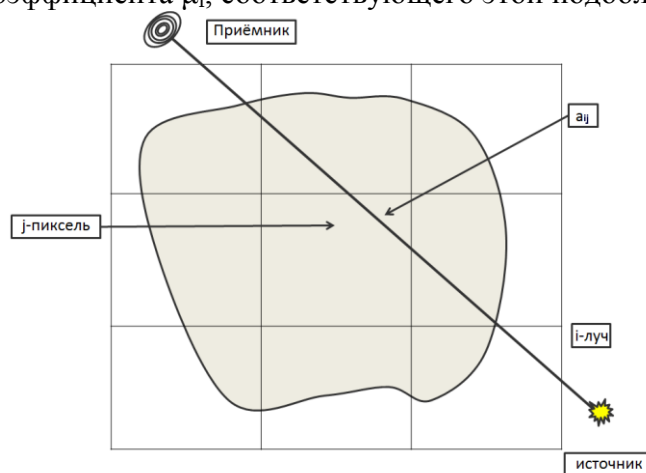


Рис. 1. Геометрическая интерпретация элементов проекционной матрицы A

После просвечивания объекта происходит сбор полученных данных – проекционных данных. Тем самым суммарное ослабление луча можно записать в виде:

$$\sum_i a_{ij} \mu_i = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right).$$

В результате получается система линейных уравнений, количество уравнений в которой определяется количеством датчиков и устройством томографа. В реальной томографии после проведения исследования известны значения I и I_0 , из которых составляется вектор проекционных данных b . Элементы матрицы $A(a_{ij})$ моделируются, и задача сводится к нахождению неизвестных коэффициентов поглощения μ_i , то есть к решению системы уравнений:

$$A\mu = b,$$

где A – проекционная матрица, μ – вектор неизвестных коэффициентов, b – вектор соответствующих проекционных данных.

Таким образом, алгебраические алгоритмы сводят задачу к решению системы линейных алгебраических уравнений, при этом проекционная матрица получается сильно разреженной (~0,5% ненулевых элементов), а элементы в матрице никак не упорядочены. Для хранения такой матрицы были использованы CRS и CSR форматы. Алгебраические алгоритмы более гибкие по отношению к интегральным и позволяют легко учитывать априорную информацию исследуемого объекта. Среди алгебраических алгоритмов рассмотрены последовательные (ART, ART-3, MART) и параллельные (SMART, MARTP) алгоритмы [1]. Эти алгоритмы были специально разработаны для решения дискретной задачи компьютерной томографии. Последовательные алгоритмы реализованы на языке C для сравнения результатов работы. Выбранные параллельные алгоритмы модифицированы и перенесены на архитектуру языка OpenCL, что в свою очередь дало возможность использовать потенциал и вычислительную мощность современных графических процессоров. Все используемые алгоритмы были реализованы с учетом вышеперечисленных особенностей задачи и с учетом априорной информации о задаче (неотрицательность элементов матрицы, проекций и решения).

Важным фактором при решении данной задачи является количество получаемых на практике проекционных данных. При рентгеновском компьютерном сканировании

сердца проекционных данных получается мало в связи с малым интервалом сканирования (чтобы избежать артефактов сканирования), когда сердце находится в покое (сканирование осуществляется синхронно с ЭКГ в момент диастолы сердца). В таком случае получаемая система уравнений, как правило, неопределенная, и возникает проблема выбора необходимого решения. При сканировании мозга проекционных данных получается значительно больше, и система уравнений переопределена. Возникает проблема выбора какого-либо решения, тем или иным образом удовлетворяющего системе.

Были проведены тестирования различных алгоритмов реконструкции изображений с различными входными данными, для получения которых был смоделирован компьютерный томограф третьего поколения с веерным пучком сканирования [2]: размер гентри 700 мм, количество детекторов – 768, угол облучения – 48 градусов, условное поле реконструкции – 480 мм, разрешение восстанавливаемого изображения – 256x256. Эксперименты проводились на компьютере со следующими характеристиками: CPU Intel Core2 Duo T9400 2.53 GHz; 4.00 Gb RAM; OS – Windows 7 32-bit, видеокарта GeForce 9600 GT M 512MB, компилятор: Microsoft Visual C++ Compiler.

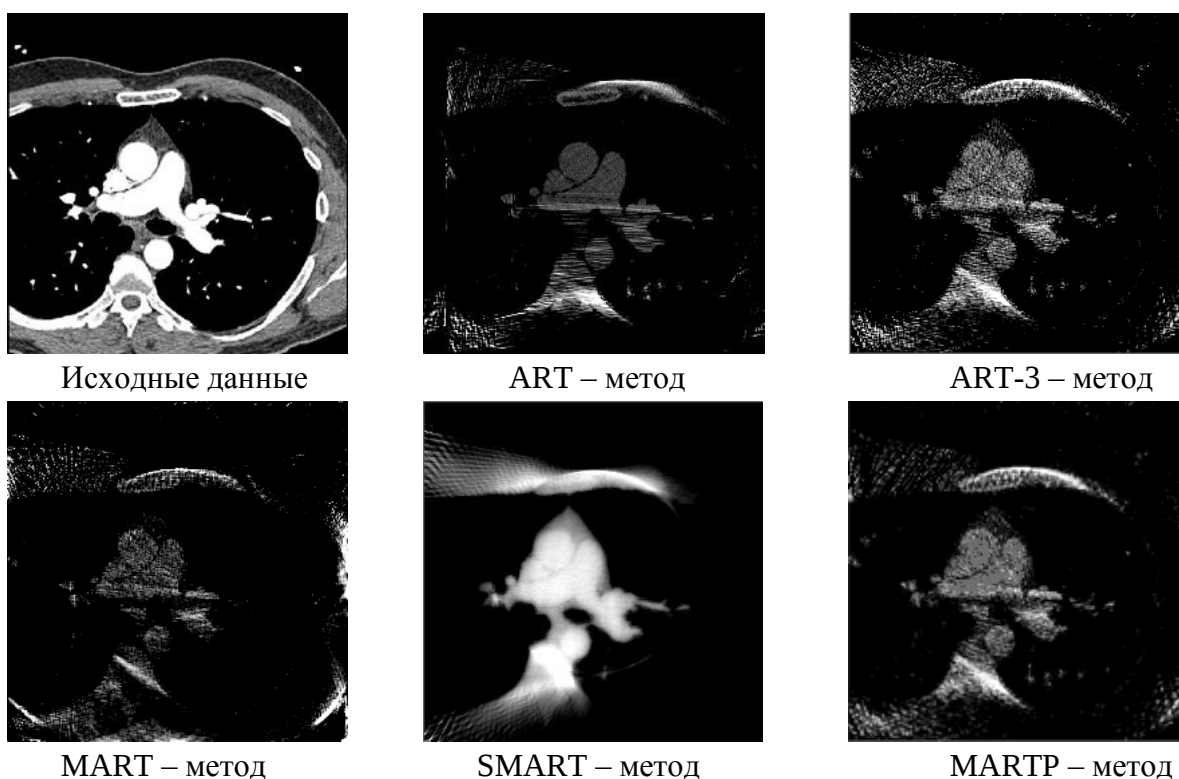


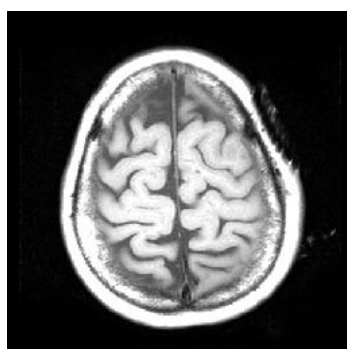
Рис. 2. Восстановление томограммы сердца. Параметры сканирования: количество проекций – 60, угол поворота гентри: 180°

Результаты для сравнения эффективности алгоритмов представлены в табл. 1 и 2. Следует отметить, что под одной итерацией подразумевается модификация решения с использованием информации от всей проекционной матрицы, под точностью подразумевается максимум невязки. Все рассмотренные методы дают хороший результат только в центральных областях изображений при условии высокой контрастности изображения.

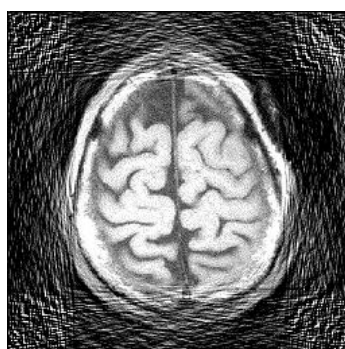
Таблица 1. Результаты работы алгоритмов восстановления томограммы сердца

Метод	Среднее количество итераций	Среднее время на одну итерацию (сек)	Точность
ART	520	0,5397	0,1

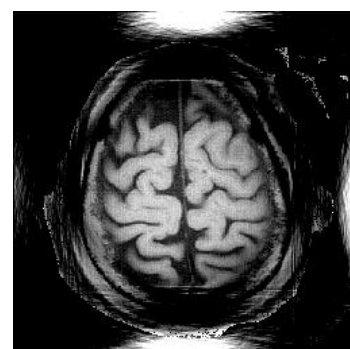
ART – 3	520	0,4407	0,023
MART	900	2,4414	0,027
SMART	10000	0,5	0,954
MARTP	520	0,17	0,01



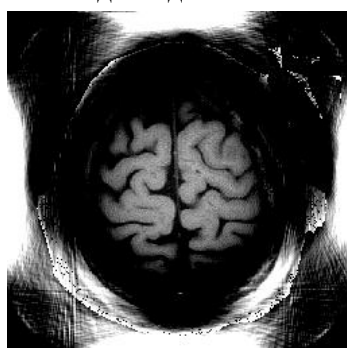
Исходные данные



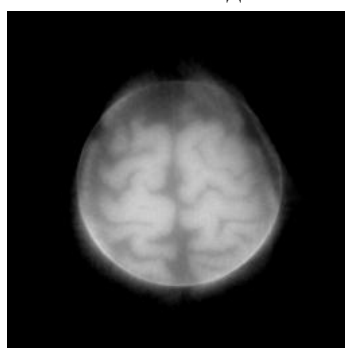
ART – метод



ART-3 – метод



MART – метод



SMART – метод

Рис. 3. Восстановление томограммы головного мозга. Параметры сканирования: количество проекций – 180, угол поворота гентри: 360°

Таблица 2. Результаты работы алгоритмов восстановления томограммы мозга

Метод	Среднее количество итераций	Среднее время на одну итерацию (сек)	Точность
ART	520	0,765	0,087
ART – 3	520	0,725	0,058
MART	470	2,15	0,06
SMART	500	0,6	0,56

Литература

1. Губарени Н.М. Вычислительные методы и алгоритмы малоракурсной компьютерной томографии. Киев: Наук. думка, 1997. ISBN 996-00-0136-3.
2. Прокоп М. и Галански М. Спиральная и многослойная компьютерная томография / Ред. А.В. Зубарев и Ш.Ш. Шотемор. М.: МЕДпресс-информ, 2006. – Т. 1, 2.