

ПАРАЛЛЕЛЬНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ СЕГМЕНТАЦИИ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАММ МЕТОДОМ ЦЕНТРОВ ТЯЖЕСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕХНОЛОГИИ OPENCL

А.Н. Решетников

Нижегородский госуниверситет им. Н.И. Лобачевского

E-mail: ANReshetnikov@mail.ru

Постановка задачи

В качестве исходных данных рассматривается компьютерная томограмма, представляющая собой 3D-массив вокселей, каждому из которых приписано определенное значение плотности. При этом известны размеры массива вдоль осей X, Y и Z. Требуется сегментировать этот массив, то есть выделить в нем однородные (по плотности) области из вокселей, а также реализовать параллельную версию метода сегментации с использованием графических процессоров и технологии OpenCL (Open Computing Language) и оценить производительность вычислений.

Метод решения

Задача сегментации изображений является достаточно распространенной, так как распознаванием различных видов изображений занимается много отечественных и зарубежных ученых. Сегментации изображений, полученных методом компьютерной томографии (по-другому – КТ-изображений), уже посвящено множество статей, научных работ и книг, а также проведено большое количество исследований. Имеется множество разработок, основанных на градиентных методах с пороговым ограничением, чаще всего встречаются работы, основанные на методе водораздела [1], на использовании деформационных моделей [2], в частности, на методе активных контуров. Недавно появились публикации, посвященные КТ-сегментации с помощью вейвлет-преобразований [3].

Однако, учитывая специфику исходных данных, для решения задачи в данной работе использовался метод k-средних (или центров тяжести). Данный метод был выбран по нескольким причинам. Во-первых, потому что на каждой его итерации соблюдается независимость вычислений по данным, что обеспечивает максимально высокий уровень параллелизма. Кроме того, в большинстве томограмм воксели, соответствующие одному и тому же объекту (или группе объектов), близки друг к другу не только по своей плотности, но также и по взаимному расположению. Поэтому их можно локализовать, сегментировав томограмму без использования каких бы то ни было пространственных связей, что как раз позволяет сделать метод центров тяжести.

Поскольку каждый воксел однозначно идентифицируется своим приведенным индексом в исходном наборе данных, качестве объектов в данном методе рассматривались индексы вокселей исходного массива, а единственным признаком каждого объекта было значение плотности в соответствующем вокселе.

Дадим формальное описание алгоритма, реализующего метод сегментации k-средних, применительно к данной задаче. При этом будем использовать следующие условные обозначения:

- **K** – максимальное число искомых сегментов;

- N – количество итераций метода.

Шаг 0. Формируем K пустых сегментов. Распределяем между ними индексы вокселей произвольным способом, но так, чтобы каждый сегмент в итоге был непустым.

Шаг 1. В цикле по I от 1 до N выполняем **Шаг 2** – **Шаг 3**. По окончании данного цикла переходим на **Шаг 4**.

Шаг 2. Вычисляем центр тяжести каждого из K сегментов как среднее значение плотности вокселей, индексы которых образуют сегмент.

Шаг 3. В цикле по индексам вокселей исходного массива относим текущий индекс к тому из сегментов, центр тяжести которого находится ближе всего к значению плотности соответствующего вокселя. После этого переходим к очередной итерации метода (**Шаг 2**).

Шаг 4. В качестве результата возвращаем совокупность непустых сегментов.

Конец алгоритма

Примеры результатов сегментации конкретной томограммы данным методом представлены на рис. 1.

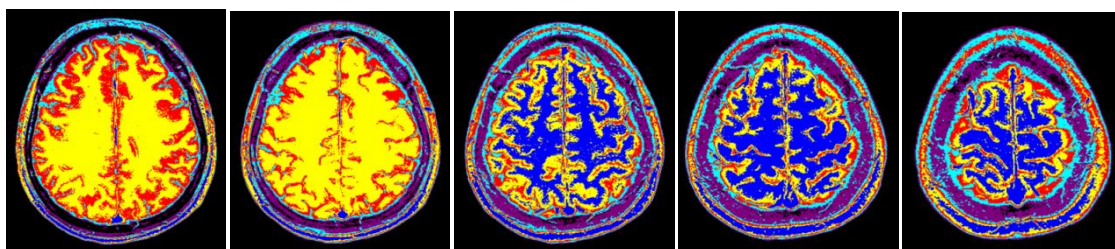


Рис. 1. Примеры результатов сегментации

Распараллеливание вычислений

Как было уже сказано выше, вычисления на каждой итерации метода k -средних обладают высокой степенью независимости по данным. Это относится как к суммированию плотностей вокселей, образующих текущий рассматриваемый сегмент, так и к перераспределению вокселей между искомыми сегментами на текущей итерации. Однако поскольку в общем случае на каждой итерации метода k -средних воксели между сегментами будут распределены неравномерно, а количество сегментов, в свою очередь, может быть произвольным, выигрыша в производительности от распараллеливания вычислений центров тяжести получить не удастся (более того, во многих случаях возможно замедление из-за накладных расходов на передачу данных). Поэтому в работе для реализации предложена параллельная схема, основанная на блочном подходе к обработке вокселей на этапе их перераспределения между сегментами.

Теоретическая оценка ускорения

Пусть k – максимально возможное число сегментов, а n – общее число вокселей в томограмме или ее конкретном слое, N – число итераций метода k -средних. Тогда общую трудоемкость вычислений на N итерациях можно оценить как

$$N(n + O(k) \cdot n) = N \cdot n \cdot (O(k) + 1). \quad (1)$$

Здесь $O(k)$ – k операций сравнения и, быть может, присвоения (для сохранения текущего индекса оптимального сегмента).

При распараллеливании вычислений трудоемкость сокращается до величины

$$N \cdot \left(n + \frac{O(k) \cdot n}{p} + \delta \right), \quad (2)$$

где p – число одновременно обрабатываемых вокселей на каждой итерации, а δ – накладные расходы, связанные с передачей данных на устройство (GPU) и обратно (на CPU).

Следовательно, ускорение от распараллеливания вычислений можно оценить следующим образом:

$$S(k, n, p) = \frac{N \cdot n \cdot (O(k) + 1)}{N \cdot \left(n + \frac{O(k) \cdot n}{p} + \delta \right)} = \frac{O(k) + 1}{\frac{O(k)}{p} + 1 + \frac{\delta}{n}}. \quad (3)$$

Отсюда видно, что ускорение в данной задаче вообще не зависит от количества итераций используемого метода, а при больших n – и от объема исходных данных. Фактически оно определяется рассматриваемым количеством сегментов и возможностями используемой аппаратуры.

Можно показать, с ростом любого из рассматриваемых параметров (k, n, p) , при условии неизменности двух других, ускорение увеличивается, однако его прирост замедляется.

Результаты вычислительных экспериментов

В ходе выполнения данной работы были реализованы как последовательная, так и параллельная (для GPU) версии сегментации методом k-средних для решения поставленной задачи. Кроме того, рассматривались как полная (без ограничений на диапазон плотностей вокселей), так и условная сегментация (если такое ограничение присутствует). Реализация всего приложения (структуры данных, классы, визуальный интерфейс) произведена на языке C++ в среде Microsoft Visual Studio 2008.

Для проведения вычислительных экспериментов в ходе работы использовалась следующая тестовая архитектура:

- CPU: Intel Core 2 Duo E6750 2.66 GHz
- GPU: Nvidia GeForce 8800 GTS

В ходе тестирования полученных реализаций было проведено несколько серий экспериментов на одних и тех же исходных данных ($n = 512 * 512 = 262144$). Варьировались максимально возможное количество сегментов при фиксированном числе итераций метода k-средних ($N = 20$), размер рабочей группы в OpenCL-реализации $p = 256$. Результаты представлены на рис. 2 и 3.

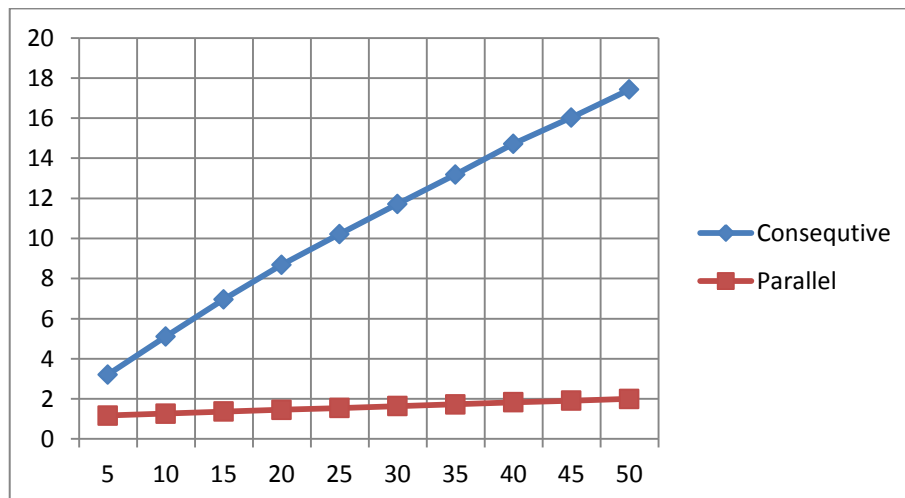


Рис. 2. Горизонтальная ось – максимальное число сегментов, вертикальная – время выполнения в секундах

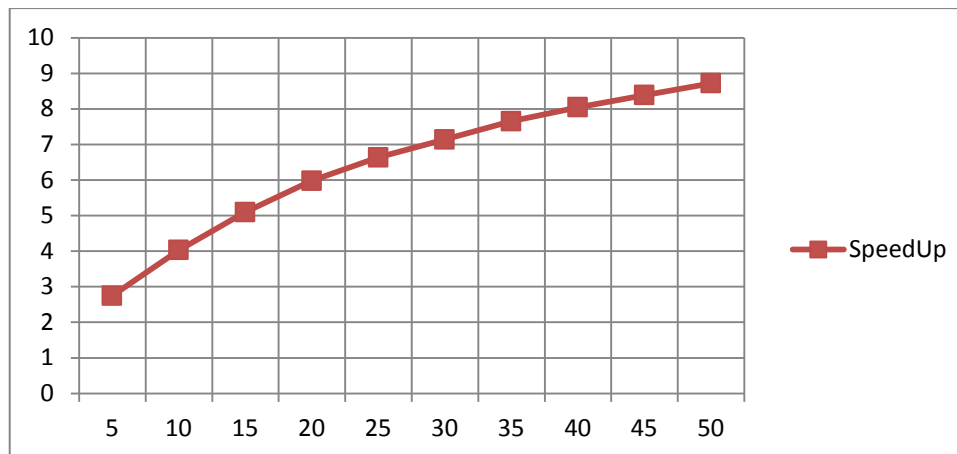


Рис. 3. Горизонтальная ось – максимальное число сегментов, вертикальная – ускорение

Как видно из результатов, метод k -средних, положенный в основу решения поставленной задачи, допускает нелинейное от размера исходных данных и максимального числа сегментов ускорение при его распараллеливании с использованием графических процессоров, а полученные значения ускорений согласованы с их теоретической оценкой (3).

Литература

1. Pil Un Kim, Yun jung Lee, Youngjin Jung, Jin Ho Cho, Myoung Nam Kim, Liver extraction in the abdominal CT image by watershed segmentation algorithm // World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006: IFMBE Proc. – 2007. – Vol. 14. – P. 2563-2566.
2. Atkins M.S. and Mackiewich B. Automatic Segmentation of the Brain in MRI. Conference on Visualisation in Biomedical Computing 96, Springer-Verlag Lecture Notes in Computer Science, 1131:210-216, Sept. 1996.
3. Привалов М.В., Скобцов Ю.А., Кудряшов А.Г. Сегментация компьютерных томограмм на основе вейвлет-преобразования // Вестник Херсонского национального технического университета, вып. 1(34). – 2009. – С. 31-36.