

Параллельный алгоритм 3D реконструкции внутренних органов по данным томографии на основе метода активного контура

Е.П. Васильев, А.А. Белокаменская, М.М. Новожилов, В.Е. Турлапов
Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского

Рассмотрена проблема создания параллельных алгоритмов 3D реконструкции внутренних органов по данным томографии на основе метода активного контура. Идея декомпозиции вычислений основана на возможности обхода последовательности слоев томограммы сразу в двух направлениях от стартового слоя и использовании нескольких стартовых слоев, в которых начальное положение контура генерируется на основе опорной геометрической модели органа. На основе библиотеки ИТК реализованы параллельные алгоритмы сегментации почек. Первый вариант распараллеливания дал для двух потоков ускорение порядка 1.6, второй - заметный рост эффективности с ростом числа точек в контуре, но в пределах 3.2 раза для 8 потоков CPU. Планируется полный перенос алгоритма на GPU.

Ключевые слова: трехмерная реконструкция, 3D реконструкция, сегментация, томография, метод активного контура, опорная геометрическая модель.

1. Введение

Сегментация и 3D реконструкция медицинских томограмм становится сегодня необходимым инструментом цифровой медицины при постановке диагноза, планировании и сопровождении лечения, оценке результата лечения. Важнейшим условием точной количественной диагностики является точная геометрическая реконструкция в процессе сегментации границ органа и его частей. Уже после этого может быть решена задача детектирования, локализации и количественной оценки аномалий внутри органа.

Сегментация томограмм вручную требует значительных временных затрат, автоматическая сегментация не учитывает многочисленные неформализованные особенности конкретных случаев, поэтому полуавтоматические методы остаются единственным надежным гарантом качества медицинской сегментации изображений.

Для задачи сегментации внутренних органов традиционно применяются такие методы как: разрастание регионов, пороговая обработка, алгоритм водораздела, а также их модификации. Но наиболее популярным остается метод активного контура [1], который широко используется в составе проблемноориентированных открытых библиотек, таких как ИТК (www.itk.org) и, особенно, ИТК-SNAP(www.itksnap.org), и развивается алгоритмически по сей день в интересах медицины и биологии [3-5,10-12].

Рассмотрим достоинства и недостатки названных методов сегментации медицинских изображений с точки зрения их распараллеливаемости и достаточности для решения задачи.

Пороговая обработка: изображение сегментируется с помощью одного или нескольких [2] порогов. Трудоемкость метода всего лишь $O(n)$ и он идеально распараллеливается, но имеет существенные ограничения для использования из-за отсутствия адаптивности порога к шумам и отсутствия обоснованного отчетливого порога по причине вариации плотности данных в реальных условиях съемки.

Разрастание регионов: один из первых методов сегментации изображений. Внутри одного региона метод является последовательным. Возможна параллельная организация вычислений путем старта из нескольких точек, расположенных внутри нескольких сегментируемых объектов. Из этих стартовых точек, области будут расширяться за счет окружающих пикселей, удовлетворяющим одному или нескольким критериям [6].

Алгоритм водораздела: основан на применении аппарата математической морфологии к изображению, как карте местности (значения яркости эквивалентны высоте). Если образованный

таким образом рельеф заполнять водой, то образуются сегменты-бассейны различные по числу и площади в зависимости от уровня воды. При разрезании изображения в целях распараллеливания возникает трудоемкий этап сшивки результата. Работа по оптимизации разрезания и сшивки продолжается [7]. Алгоритм чувствителен к шуму на изображении, что может приводить к большому количеству полученных областей.

Алгоритм активного контура впервые предложен в работе Касса и Уиткена [1]. Возможности его использования в медицине широко исследованы для всех внутренних органов [12], в том числе: сердца[4,5], кишечника[3], головного мозга [10], глаза [11], и т.д. Однако, по своей сути метод является последовательным.

2. Подходы к распараллеливанию метода активного контура в задачах медицинской сегментации

Вопрос о возможных подходах к распараллеливанию данного алгоритма в задачах медицинской сегментации заслуживает отдельного рассмотрения.

Работа классического алгоритма строится на минимизации энергии контура. Активным контуром называется деформируемый контур, состоящий из фиксированного числа n точек в двумерном пространстве:

$$v = \{v_1, \dots, v_n\}, v_i = (x_i, y_i), i = \{1, \dots, n\}$$

Контур параметризован по параметру p , изменяющемуся от 0 до 1. Все точки контура перемещаются по изображению, обеспечивая при этом минимизацию критерия в виде

$$E = \int E_{int}(v(p)) + E_{ext}(v(p)) dp$$

Внутренняя энергия контура E_{int} заставляет контур сжиматься и приобретать более сглаженные формы. Она позволяет отбросить заведомо некорректные решения.

$$E_{int}(v(p)) = \frac{1}{2} (\alpha |v'(p)|^2 + \beta |v''(p)|^2)$$

Параметр α изменяет вес модуля первой производной, позволяя увеличить или уменьшить скорость роста размера активного контура. Увеличение параметра β позволяет контуру охватывать более острые углы. Внешняя энергия E_{ext} ответственна за нахождение границ на изображении. Для минимизации функционала E используется уравнение Эйлера-Лагранжа. После преобразований получится следующее уравнение:

$$\alpha v''(p) - \beta v''''(p) - \nabla E_{ext}(v(p)) = 0,$$

где ∇E_{ext} (градиент внешней энергии) фактически является силой. Решение уравнения осуществляется методом градиентного спуска. Активный контур считается функцией времени, а 0 в правой части заменяется на частную производную от v по времени.

В итоге система подынтегральных энергий и множество параметров позволяет настроить алгоритм под контур изображения на томограмме практически любого органа человека. Но и после установки хорошо подобранных текущих параметров, остается очень важным условием сходимости наличие хорошего начального приближения контура змейки.

Для одного контура этот метод является сугубо последовательным. Однако, применяя метод к соседним слоям томограммы мы можем, хоть и также последовательно, но обеспечить очень высокую скорость сходимости контура текущего слоя за счет его начального приближения контуром предшествующего слоя.

Опираясь на указанные свойства, предлагается решать проблему распараллеливания метода следующими способами:

1) после построения контура для некоторого слоя, процесс сегментации соседних слоев может быть разбит на два независимых потока: для слоев, лежащих выше текущего и ниже текущего;

2) число стартовых слоев может быть произвольным образом увеличено, благодаря построению начального приближения в каждом стартовом слое: А) лучевыми методами на графическом

процессоре в качестве препроцессинга; Б) по опорной 3D модели органа, предварительно масштабированной и ориентированной в пространстве по нескольким опорным точкам органа.

Рассмотрим примеры таких параллельных алгоритмов, реализованных на примере задачи сегментации почек методом активного контура. В данном случае мы будем активно использовать предварительную информацию о локализации почек в поясничной области по бокам от двух последних грудных и двух первых поясничных позвонков.

2.1 Метод сегментации, работающий на основе входного контура

Последовательный алгоритм работает следующим образом:

1. Пользователь указывает слои, являющиеся верхней и нижней границей сегментируемого органа;
2. Пользователь задает приближенный контур сегментируемого органа в текущем слое.
3. Алгоритм активного контура уточняет контур в текущем слое;
4. Расположенный выше слой копирует контур, вычисленный на предыдущем слое, и уточняет на своем слое.
5. Когда алгоритм обрабатывает все слои, расположенные выше стартового слоя, аналогичные действия выполняются для слоев, расположенных ниже начального.

Параллельный алгоритм работает следующим образом:

1. Шаги 1-3 последовательного алгоритма
2. Программа разделяется на два потока работающих одновременно;
 - Первый поток обрабатывает слои, расположенные выше стартового слоя. Он вычисляет контур на текущем слое на основании контура, вычисленного на слое ниже.
 - Второй поток обрабатывает слои, расположенные ниже стартового слоя. Он вычисляет контур на текущем слое на основании контура, вычисленного на слое выше.
3. Алгоритм заканчивает работу, когда дойдет до слоя, помеченного пользователем как граничный для органа.

2.2 Метод сегментации, работающий на основе лучевого препроцессинга или опорной модели

По данным томограммы определяется локализация сегментов позвоночника, соответствующих расположению почек. Производится трассировка 5-10 лучами области правой (левой) тени позвоночника, определяющая точки, принадлежащие контуру почки (плотность почки заметно выше плотности окружающих тканей). На полученных точках строится начальное приближение контура (рис. 1, левый). Алгоритм активного контура параллельно уточняет контур в каждом слое (рис. 1, правый).

В случае использования параметризованной 3D модели подобным же препроцессингом устанавливается локализация модели относительно позвоночника пациента. Затем производится преобразование опорной модели под данные пациента и вычисляются сечения опорной модели слоями томограммы.

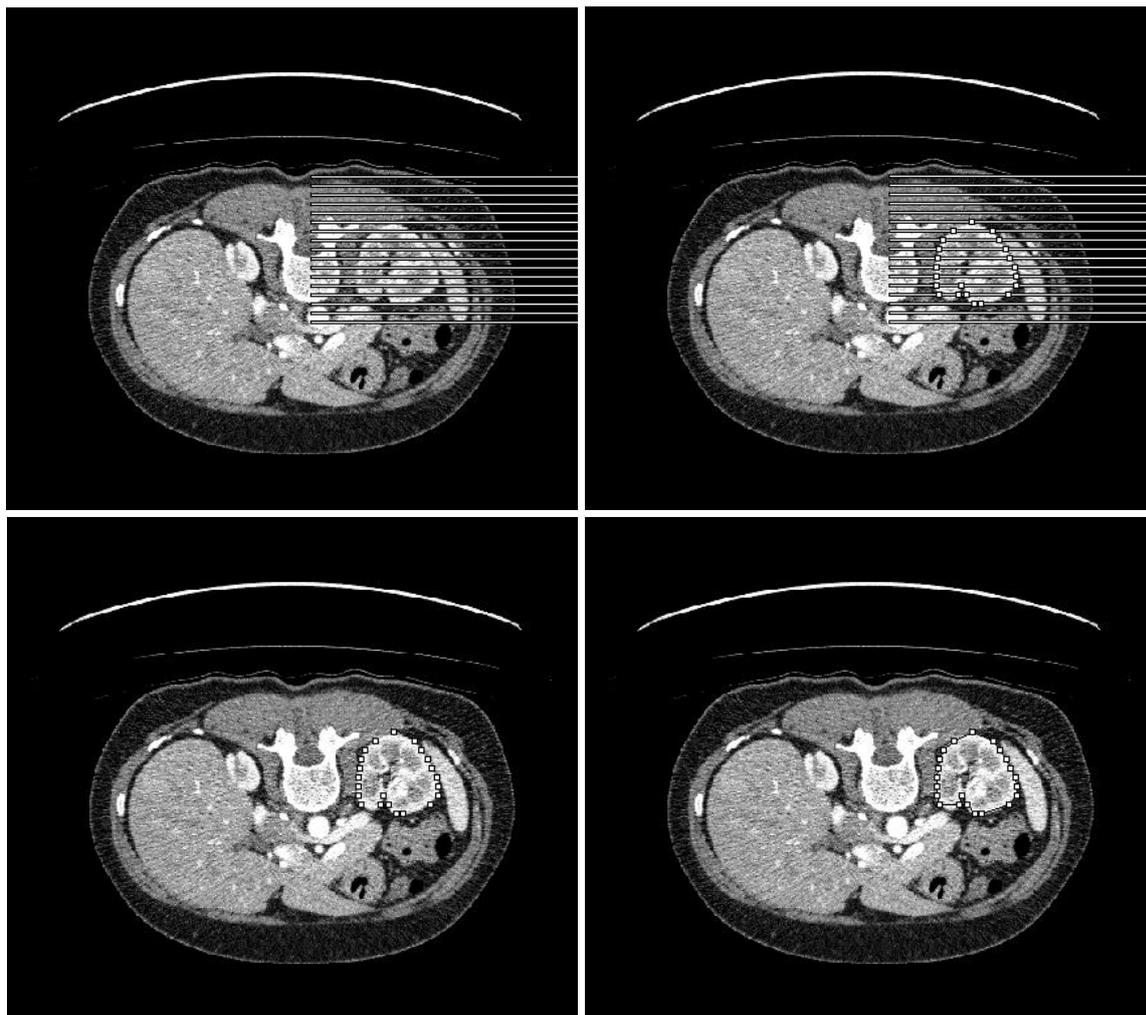


Рис.1 Преобработка начального приближения контура почки по томограмме и последующее уточнение контура методом активного контура в каждом из слоев параллельно.

3. Вычислительный эксперимент

Программная реализация метода активного контура разработана при помощи фреймворка Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK). Из фреймворка ITK были использованы функции чтения DICOM файлов, нахождения градиента, работы с векторами и матрицами.

Для сравнения скоростных характеристик алгоритмов были использованы данные КТ томографии, представляющие собой двумерные слои плотностей размером 512 x 512 пикселей. Сегментирование проводилось на 291 слое томограммы.

Сегментирование проводилось на CPU Intel® Core™ i7-4710HQ CPU (1.50GHZ, 4 cores, 8 threads) с 16 Gb памяти DDR3.

Тестирование проводилось для контуров, состоящих из различного количества точек, чтобы проверить масштабируемость алгоритма; использовалась компьютерная томограмма брюшной полости, в которой на 291 слое присутствуют сегментируемые сечения почки.

В таблице представлено время работы метода, работающего на основе одного входного контура.

Таблица 1. Время работы алгоритма на основе входного контура

число точек в контуре	последовательная версия, сек.	параллельная версия, сек.
25	82	53
50	100	61
75	134	78
100	173	100

В среднем параллельный алгоритм быстрее последовательного в 1,66 раз.

Сравнение времени последовательной и параллельной реализации метода, работающего на основе препроцессинга опорной модели. В таблице представлено время работы.

Таблица 2. Время работы алгоритма на основе препроцессинга опорной модели

число точек в контуре	последовательная версия, сек.	2 потока, сек.	4 потока, сек.	8 потоков, сек.
25	81	52	38	36
50	99	61	43	40
75	68	48	53	47
100	181	110	65	56

В среднем параллельный алгоритм, работающий в 2 потоках, оказался быстрее последовательной реализации в 1,67 раз, а при работе в 4 потока среднее ускорение достигло 2,50 раз. При параллельной работе в 8 потоков наблюдается незначительное ускорение в связи с тем, что Core i7-4710HQ является четырехъядерным процессором с технологией Hyper-threading.

Качество реконструкции контура алгоритмом по заданному начальному приближению представлено на рисунке ниже. При довольно грубом начальном контуре получено качественное приближение истинного контура почки.



Рис. 2. Результат обработки контура почки (слева направо: приближенный контур; уточненный контур; контур, уточненный на соседнем слое).

4. Заключение

В работе рассмотрена проблема создания параллельных алгоритмов 3D реконструкции внутренних органов по данным томографии. Предложены подходы к построению параллельных вариантов использования метода активного контура. Первый вариант позволяет распараллелить процесс на 2 потока обработки слоев томограммы вверх и вниз от среднего слоя, или на 4 потока в случае симметричных органов. Второй вариант основан на быстром препроцессинге для всех или существенной части слоев томограммы (стартовых слоев), который позволяет построить грубый полигональный контур органа. В этом случае число параллельных потоков может быть равным числу стартовых слоев.

При помощи фреймворка ИТК созданы последовательная реализация, а также параллельная реализация алгоритма активного контура - «Snakes», с помощью которого было произведено сегментирование почки по томограмме. Алгоритм активного контура показал хорошие результаты сегментации компьютерной томограммы, обладающей когерентностью изображений соседних слоев.

Первый вариант распараллеливания дал в среднем для двух потоков ускорение порядка 1.6. Второй вариант распараллеливания показал заметный рост эффективности распараллеливания с ростом числа точек в активном контуре, но для 8 потоков CPU ограничился ускорением в 3.2 раза. Алгоритм включен в ПО для медицинских исследований. Планируется перенос алгоритма полностью на GPU.

Литература

1. Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri Terzopoulos. Snakes: Active contour models // *Int. Journal of Computer Vision*. 1988. Vol. 1, No. 4, P. 321-331.
2. Jinhui Lan, Yiliang Zeng. Multi-threshold image segmentation using maximum fuzzy entropy based on a new 2D histogram // *Int. Journal for Light and Electron Optics*. 2013. Vol. 124, Issue 18, P. 3756-3760.
3. Assaf Cohen , Ehud Rivlin , Ilan Shimshoni , Edmond Sabo. Memory based active contour algorithm using pixel-level classified images for colon crypt segmentation // *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2015. Vol. 43. P. 150-164.
4. Yan Zhou, Wei-Ren Shi, Wei Chen, Yong-lin Chen, Ying Li, Li-Wen Tan, Dai-Qiang Chen. Active contours driven by localizing region and edge-based intensity fitting energy with application to segmentation of the left ventricle in cardiac CT images // *Neurocomputing*. 2015. Vol. 156, P. 199–210.
5. Auzuir Ripardo de Alexandria, Paulo César Cortez. pSnakes: A new radial active contour model and its application in the segmentation of the left ventricle from echocardiographic images // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2014. Vol.116, Is. 3, P. 260-273.
6. Z. Peter, V. Boussone, C. Bergote, F. Peyrin. A constrained region growing approach based on watershed for the segmentation of low contrast structures in bone micro-CT images. // *Pattern Recognition*. 2008. Vol. 41, Is. 7, P. 2358–2368.
7. W. Wieclawek, E. Pietka. Watershed based intelligent scissors // *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2015. Vol.43. P. 122–129
8. Антонов А.С. Параллельное программирование с использованием технологии OpenMP: Учебное пособие. М.: Изд-во МГУ, 2009. 77 с.
9. Hans J. Johnson, Matthew M. McCormick, Luis Ibanez. The ITK Software Guide. URL: <http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf> (дата обращения: 09.10.2015).
10. Ruzica Maksimovic, Srdjan Stankovic, Dragorad Milovanovic. Computed tomography image analyzer: 3D reconstruction and segmentation applying active contour models — “snakes” // *International Journal of Medical Informatics*. 2000. Vol. 58, P. 29-37.
11. Florence Rossant, Isabelle Bloch, Itebeddine Ghorbel, Michel Paques. Parallel Double Snakes. Application to the segmentation of retinal layers in 2D-OCT for pathological subjects. // *Pattern Recognition*. 2015. Vol. 48, P 3857-3870.
12. Laurent Massoptier, Sergio Casciaro. A new fully automatic and robust algorithm for fast segmentation of liver tissue and tumors from CT scans. // *European Journal of Radiology*. 2008. Vol. 18. P. 1658 - 1665

A parallel algorithm for 3D reconstruction of internal organs according to imaging based on the active contour model

E.P. Vasil'ev, A.A. Belokamenskaja, M.M. Novozhilov, V.E. Turlapov

Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod

In this paper we consider the problem of building parallel methods for three-dimensional human organs' geometrical reconstruction based on the active contour method. The idea of computing decomposition is based on opportunity to visit all layers in both directions from the starting layer and use several starting layers that have initial contours generated from the reference body geometrical model. Using ITK library we have implemented parallel kidney segmentation algorithms. The first parallel version gave acceleration of about 1.6 for 2 threads on CPU, and the second - a significant increase in efficiency with an increase in the number of points in the contour, but in the range 3.2 times for 8 threads on CPU. We are planning to transfer the algorithm on the GPU.

Keywords: 3D segmentation, 3D reconstruction, segmentation, tomography active contour method, reference geometrical model.

References

1. Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri Terzopoulos. Snakes: Active contour models // Int. Journal of Computer Vision. 1988. Vol. 1, No. 4, P. 321-331.
2. Jinhui Lan, Yiliang Zeng. Multi-threshold image segmentation using maximum fuzzy entropy based on a new 2D histogram // Int. Journal for Light and Electron Optics. 2013. Vol. 124, Issue 18, P. 3756-3760.
3. Assaf Cohen , Ehud Rivlin , Ilan Shimshoni , Edmond Sabo. Memory based active contour algorithm using pixel-level classified images for colon crypt segmentation // Computerized Medical Imaging and Graphics. 2015. Vol. 43. P. 150-164.
4. Yan Zhou, Wei-Ren Shi, Wei Chen, Yong-lin Chen, Ying Li, Li-Wen Tan, Dai-Qiang Chen. Active contours driven by localizing region and edge-based intensity fitting energy with application to segmentation of the left ventricle in cardiac CT images // Neurocomputing. 2015. Vol. 156, P. 199–210.
5. Auzuir Ripardo de Alexandria, Paulo César Cortez. pSnakes: A new radial active contour model and its application in the segmentation of the left ventricle from echocardiographic images // Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2014. Vol.116, Is. 3, P. 260-273.
6. Z. Peter, V. Boussone, C. Bergote, F. Peyrin. A constrained region growing approach based on watershed for the segmentation of low contrast structures in bone micro-CT images // Pattern Recognition. 2008. Vol. 41, Is. 7, P. 2358–2368.
7. W. Wieclawek, E. Pietka. Watershed based intelligent scissors // Computerized Medical Imaging and Graphics. 2015. Vol.43. P. 122–129.
8. Antonov A.S. Parallel'noe programmirovaniye s ispol'zovaniem tehnologii OpenMP: Uchebnoe posobie.[Parallel programming using OpenMP: tutorial]. Moscow, Publishing of the Lomonosov Moscow State University, 2009. 77 p.
9. Hans J. Johnson, Matthew M. McCormick, Luis Ibanez. The ITK Software Guide. URL: <http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf> (accessed: 09.10.2015)
10. Ruzica Maksimovic , Srdjan Stankovic, Dragorad Milovanovic. Computed tomography image analyzer: 3D reconstruction and segmentation applying active contour models — “snakes” // International Journal of Medical Informatics. 2000. Vol. 58, P. 29-37.

11. Florence Rossant , Isabelle Bloch, Itebeddine Ghorbel, Michel Paques. Parallel Double Snakes. Application to the segmentation of retinal layers in 2D-OCT for pathological subjects. // **Pattern Recognition**. 2015. Vol. 48, P 3857-3870.
12. Laurent Massoptier, Sergio Casciari. A new fully automatic and robust algorithm for fast segmentation of liver tissue and tumors from CT scans. // **European Journal of Radiology**. 2008. Vol. 18. P. 1658 - 1665