

ВЫДЕЛЕНИЕ СОСУДИСТЫХ СТРУКТУР ПУТЕМ НОРМАЛИЗАЦИИ ФОНА ИЗОБРАЖЕНИЙ

Д. А. Гончаров, А. М. Недзьведь, С. В. Абламейко

Белорусский государственный университет

Минск, Беларусь

e-mail: goncharovda@gmail.com

Сосудистые структуры системы кровообращения – одни из самых сложных структур человеческого тела. Современные техники получения изображений компьютерной томографии позволяют получить изображения высокой точности, но в то же время количество артефактов в получившемся изображении также высоко. Эти артефакты могут повлиять на диагноз и скрыть патологию. Идея нашего метода состоит в том, чтобы представить трехмерное изображение компьютерной томографии как комбинацию сосудистых объектов и фона, который имеет нормальное распределение в некоторой локальной окрестности. Предложенный метод может быть применен для шумоподавления, улучшения контрастности в областях поражения без изменения топологии исходных объектов.

Ключевые слова: компьютерная томография; нормализация фона; сосудистые структуры.

VASCULAR STRUCTURES EXACTION BY IMAGE BACKGROUND NORMALIZATION

D. A. Hancharou, A. M. Nedzved, S. V. Ablameyko

Belarusian State University

Minsk, Belarus

The vessel structures of the blood circulatory system are one of the most complex structures of the human body. Modern computed tomography techniques allow acquiring high resolution images, but at the same time, the amount of artifacts in output images is quite high. They may affect diagnostic result and may obscure or simulate pathology. The idea of our method represent a 3D computed tomography image a combination of vascular structure and background that has normal distribution in some neighborhood. The proposed approach can be applied to denoising computed tomography images, enhancing of contrast in lesion areas without changing topology of initial vessel structures

Keywords: computed tomography; background normalization; vascular structures.

ВВЕДЕНИЕ

Сосудистые заболевания являются одной из самых важных проблем сегодня, так как это причина более чем половины смертей в Беларуси в 2015 г. [1]. Этот факт определяет необходимость научных исследований для лучшего понимания сосудистых структур, а также соответственных процессов и заболеваний.

Возникает необходимость точного определения сосудистых структур, присутствующих в изображении. В последние годы появилось большое количество методов и алгоритмов выделения сосудов [2]. Подходы отличаются в предположениях о форме и структуре физических сосудистых объектов [3], математических моделях, описывающих сосуды, свойства изображений, используемые для их определения, а также алгоритмические схемы их выделения [4].

Существует множество различных типов артефактов на изображениях КТ, такие как шумы, артефакты от металлов, движение, рассеивание и др., а также методы их уменьшения [5].

Основная идея нашего метода состоит в том, чтобы представить изображение КТ как комбинацию сосудистого объекта и фона, который имеет нормальное распределение в некоторой окрестности этого объекта. В результате нормализации фона множество особенностей объекта становится более заметным и легче вычислимым. Локально адаптивные нелинейные фильтры уменьшают глобальную разницу между светлыми и темными вокселями, даже если с их помощью получается лучший локальный контраст. Яркость и сдвиг контрастности, полученные из фона локальной окрестности изображения, используются для нормализации всего изображения.

НОРМАЛИЗАЦИЯ ФОНА

В качестве исходных изображений были использованы слои изображения КТ сердца. Каждый слой имел размер 512×512 пикселей, в одной серии содержалось от 200 до 360 слоев.

Результирующее изображение может быть рассмотрено как преобразование исходного:

$$I_r = F(I_o) = F(I_f + I_b), \quad (1)$$

где I_r – результирующее изображение, I_o – исходное изображение, I_f и I_b – объекты и фон исходного изображения соответственно; F представляет собой функцию преобразования при получении изображения. Исходя из свойств изображений, предполагается, что результирующее изображение является линейной комбинацией исходного изображения, сдвигов яркости и контрастности:

$$I_r(x, y, z) = C(x, y, z) * I_o(x, y, z) + L(x, y, z), \quad (2)$$

$$I_o(x, y, z) = \frac{I_r(x, y, z) - L(x, y, z)}{C(x, y, z)}. \quad (3)$$

Оценка восстановления исходного изображения I_o основывается на оценке функций C и L . Довольно сложно предсказать все свойства объектов изображения I_f , но в случае изображений КТ фон I_b может быть статистически смоделирован как нормальное распределение:

$$I_b(x, y, z) \sim N(\mu_b, \sigma_b), \quad (4)$$

где μ_b – математическое ожидание, σ_b – стандартное отклонение в некоторой окрестности вокселя (x, y, z) . Эту модель можно представить в виде:

$$I_b(x, y, z) \sim N(L(x, y, z), C(x, y, z)). \quad (5)$$

Для вычисления изображения фона I_b были сделаны следующие предположения:

1. Все воксели фона должны иметь отличное значение яркости от вокселей объектов для каждого вокселя в некоторой окрестности.
2. Как минимум 50 % вокселей в данной окрестности принадлежит фону.
3. Обе функции C и L – константны.

Первое предположение основывается на том, что принадлежность вокселя к фону может быть определена путем анализа его яркости. Для каждого вокселя (x, y, z) в изображении были вычислены его математическое ожидание $\mu_N(x, y, z)$, а также стандартное отклонение $\sigma_N(x, y, z)$ яркости некоторой окрестности N . Обозначим их $\hat{\mu}_N(x, y, z)$ и $\hat{\sigma}_N(x, y, z)$ соответственно. Тогда воксель (x, y, z) называется вокселем фона, если его яркость близка к среднему значению. Изображение фона может быть получено с помощью расстояния Махаланобиса между (x, y, z) и $\hat{\mu}_N(x, y, z)$:

$$dist_M = \left| \frac{I(x, y, z) - \hat{\mu}_N(x, y, z)}{\hat{\sigma}_N(x, y, z)} \right|. \quad (6)$$

Если значение $dist_M$ меньше порога, тогда считается, что воксель (x, y, z) принадлежит фону.

Размер окрестности был выбран эмпирическим путем, он зависит от максимальной толщины сосудистых структур и может быть найден по формуле:

$$N(p) = \bigcup_{|v-p| < 10 * M_T} v, \quad (7)$$

где $p \in R^3$ – рассматриваемый воксель, $|v-p|$ – Манхэттенское расстояние между p и v , M_T – максимальная толщина сосудов на слое. Пример исходного слоя показан на рис. 1, *а*, произведенная коррекция по сдвигу контрастности и яркости – на рис. 1, *б*.

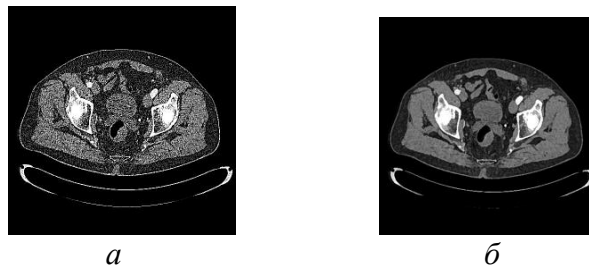


Рис. 1. *а* – оригинальный слой изображения компьютерной томографии;
б – слой после коррекции яркости и сдвига контрастности

ВЫДЕЛЕНИЕ СКЕЛЕТА

Исходными данными являются бинарные слои, которые были созданы после сегментации. Проекция объекта на соседних слоях могут иметь различную структуру, позиции и связность. Основной проблемой выделения скелета является восстановление связности в окрестности.

Фрагмент алгоритма, объединяющий объект по связности, представлен на рис. 2.

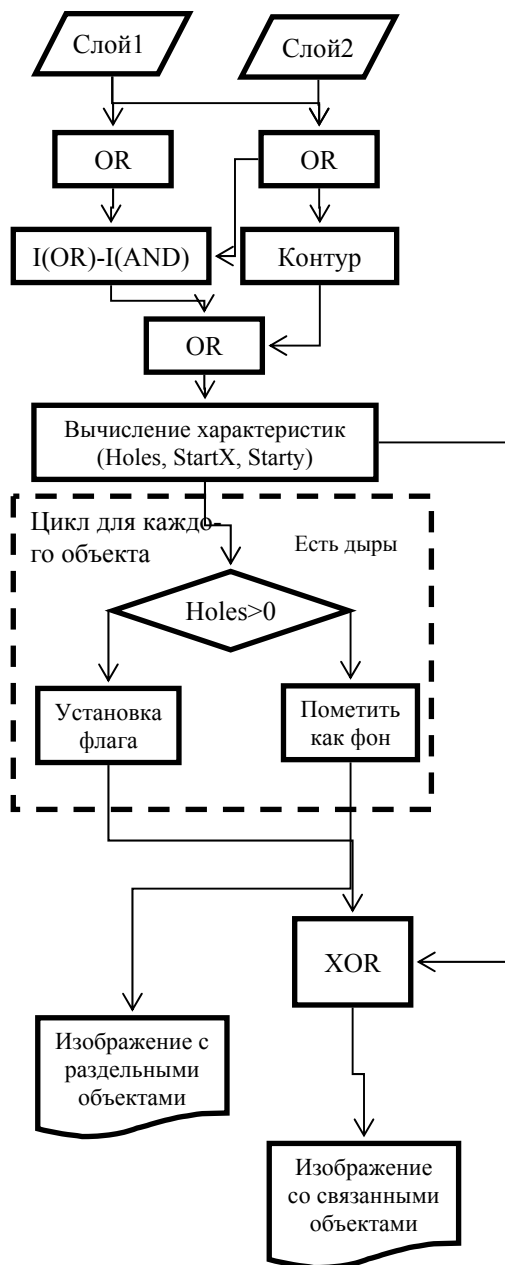
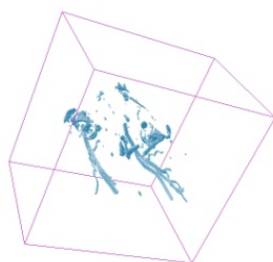


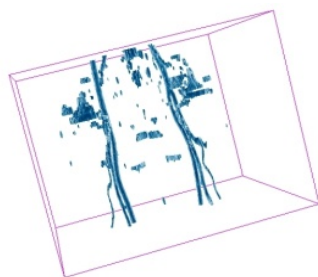
Рис. 2. Фрагмент алгоритма для объединения слоев (Holes – количество дыр, StartX – горизонтальная координата объекта, StartY – вертикальная координата объекта, OR – дизъюнкция, AND – конъюнкция, XOR – исключающая дизъюнкция)

Первым шагом алгоритма является выделение пересекающихся объектов между слоями и их удаление из рассмотрения. Пересекающиеся дубликаты проекций из слоев удаляются. Промежуточное среднее изображение затем получается с помощью дизъюнкции соседних слоев. На данном этапе необходимо установить максимальное расстояние, при котором объекты все еще считаются связанными.

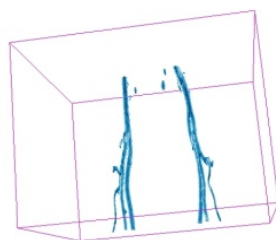
Для определения принадлежности объекту строится выпуклая оболочка объектов на слое и удаляются все дыры в объектах. Для каждой пары объектов также строится выпуклая оболочка. Построение промежуточного слоя реализовано с помощью анализа свойств дистанционных карт [6]. Гребни дистанционной карты соответствуют контурам оптимального промежуточного слоя. Кроме того, они соответствуют линиям водораздела. Принимая во внимание вышесказанное, был использован метод [7] для восстановления поверхности трехмерного объекта из нескольких, в общем случае, непланарных кривых. Результаты показаны на рис. 3 *а, б*.



а



б



в

Рис. 3. Реконструкция 3D-объекта с помощью генерации промежуточного слоя:
а – исходный объект; *б* – восстановленный объект; *в* – отфильтрованный объект
после реконструкции

Результат такой реконструкции может в себя включать множество объектов с шумом. Лишние объекты удаляются с помощью анализа связности трехмерных компонентов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенный метод состоит из двух этапов: нормализация фона и восстановления сосудистых структур.

С помощью первого этапа достигается нормализация сдвигов яркости и контрастности исходного изображения компьютерной томографии. Это позволяет подавить шумы и улучшить контрастность объектов без изменения характеристик исходных физиологических объектов, что является ключевым для второго этапа.

На втором этапе восстанавливаются промежуточные слои высокой точности. Использование слияния на основе дистанционных карт и морфологической коррекции обеспечивает стабильность алгоритма на объектах любой формы.

Метод был протестирован на изображениях со сложными медицинскими объектами. Он продемонстрировал хороший результат во всех случаях. По сравнению с аналогами предложенный метод самодостаточный – он работает только с растровыми слоями изображений и не требует дополнительных трансформаций.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЕ ССЫЛКИ

1. Национальный статистический комитет Республики Беларусь. Демографический ежегодник Республики Беларусь. 2015. С. 327.
2. A review of 3d vessel lumen segmentation techniques / D. Lesge [et al.] // Models, features and extraction schemes. Medical Image Analysis. 2009. № 13(6). P. 819–845.
3. Orkisz M., Florez-Valencia L., Hernandez-Hoyos M. Models, algorithms and applications in vascular image segmentation // Machine Graphics and Vision. 2008. № 17(1/2). P. 5–33.
4. Hancharou D., Nedzved A., Ablameyko S. Skeletonization algorithms of high resolution vascular data // Pattern recognition and Image Recognition Conference Proceedings. Minsk. 2014. P. 76–80.
5. Boas F. E., Fleischman D. CT artifacts: Causes and reduction techniques // Imaging in medicine. 04/2012. № 4(2). P. 229–240.
6. Hancharou D. 3D Distance transform and its application for processing of medical images // J. of Information, Control and Management Systems. 2010. Vol. 8 (2). P. 43–53.

7. Nedzved A., Lukashevich P. V., Goncharov D. A. Restoring form the bulk of medical facilities by remote mapping of cross sections // Proc. of materials of the International Scientific Conference “Artificial Intelligence. Intellectual systems”, Katsiveli. 2010. P. 324–327.