

# Оценка состояния венул по MPT SWI изображениям с применением масок белого и серого вещества

И. Архипов<sup>1</sup>, А. Ятченко<sup>2</sup>, А. Гаврилов<sup>3</sup>, И. Куликов<sup>3</sup>, И. Кротенкова<sup>4</sup>, В. Брюхов<sup>4</sup>, Р. Коновалов<sup>4</sup>, А. Суслин<sup>4</sup>  
<sup>1</sup>РНЦХ РАМН, <sup>2</sup>факультет вычислительной математики и кибернетики, <sup>3</sup>НИИЯФ МГУ им. М.В. Ломоносова, <sup>4</sup>Отделение лучевой диагностики ФГБУ «НЦН» РАМН, Москва, Россия

## Аннотация

В данной статье предлагается метод, позволяющий определить объем венул на SWI изображениях. Метод включает в себя выделение вокселей венул, а также метод постобработки выделенных структур для избавления от шума. Приведен результат работы алгоритма в области интереса – в белом веществе головного мозга.

**Ключевые слова:** MPT, SWI, сегментация сосудов, скелетизация.

## 1. ВВЕДЕНИЕ

SWI (Susceptibility Weighted Imaging), или изображения, взвешенные по магнитной восприимчивости – это относительно новая импульсная последовательность магнитно-резонансной томографии (МРТ), впервые описанная Нааске и коллегами в 2004 г. [4]. В качестве контрастного агента используется магнитная восприимчивость таких веществ, как деоксигемоглобин, железо и кальций. Таким образом, МРТ в режиме SWI позволяет визуализировать следы мелких кровоизлияний по истечении длительного времени, отложения железосодержащих веществ в отдельных структурах головного мозга, а также хорошо контрастировать венозную кровь. Вышеописанные характеристики режима SWI позволяют применять его в диагностике различных неврологических заболеваний [1].

В последнее время широкое распространение приобрели исследования, направленные на оценку венозной системы головного мозга при рассеянном склерозе (РС) [2], [3]. В режиме SWI у пациентов с РС отмечается выраженное снижение контрастности между венозными сосудами и веществом головного мозга. Причина таких изменений до конца неясна, но вероятно, это говорит о снижении концентрации деоксигемоглобина в венозной крови. Таким образом, определение общего объема вен головного мозга может быть маркером в определении обширного гипометаболического статуса пациента.

Для лучшей визуализации венул врачи-диагносты используют технологию проекции минимальной интенсивности, при которой воксели изображений в достаточно толстом слое – 10 – 15 мм проецируются на плоскость по правилу минимального значения. Такие изображения дают хорошее представление о количестве венул в головном мозге, о перфузии тех областей, которые омываются данными сосудами. Пример такого изображения показан на рисунке 1 (а). Режим регистрации МРТ SWI позволяет наблюдать артериальные и венозные сосуды. Артериальные сосуды на таких изображениях регистрируются как светлые продолговатые структуры, а венозные сосуды – как темные продолговатые структуры (рис. 1 (b)).

Однако данный метод дает только качественное представление о состоянии венул. И врачу сложно оценить, попадает ли визуализированная венула в белое или серое вещество мозга. Для количественной оценки состояния пациента требуется оценить объем венозного русла в белом веществе мозга. В данной статье предлагается метод,



Рис. 1: (а) - SWI снимок; (b) - артерии и венулы на фрагменте изображения

позволяющий определить объем венул на SWI изображениях. Метод включает в себя выделение вокселей сосудов при помощи алгоритма, описанного в [8], а также метод постобработки выделенных вокселей для избавления от шума. Приведен результат работы алгоритма в области интереса – в белом веществе головного мозга.

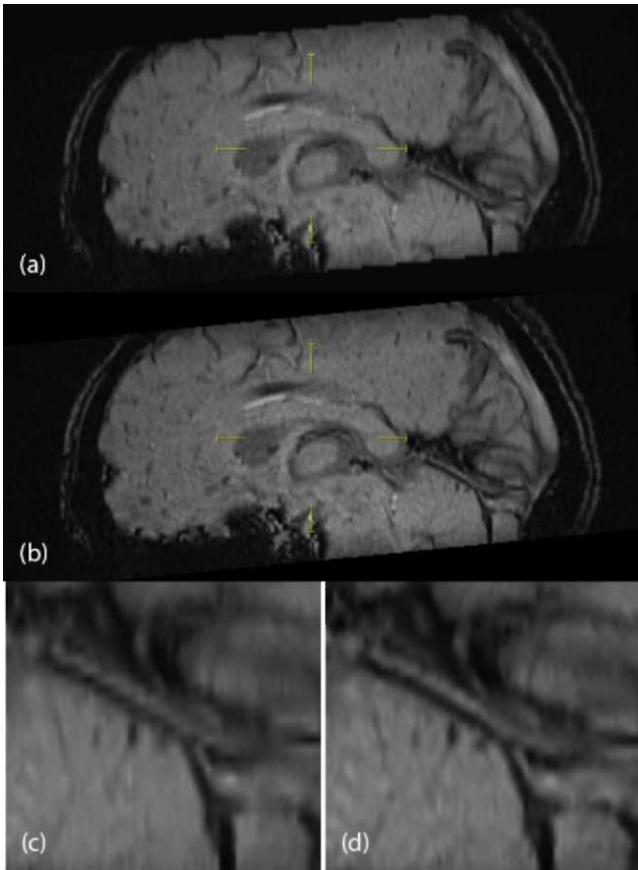
## 2. МЕТОД

МРТ изображения на сегодняшний день редко имеют хорошую разрешающую способность для анализа мелких структур, поскольку врач-диагност всегда стоит перед выбором между качеством получаемых изображений и временем, которое занимает исследование. Исходные срезы, на которых описан метод, имеют разрешение 0.5мм по осям X, Y и 1.2 мм – по оси Z – такое разрешение является компромиссом для рутинного исследования головы на современном томографе.

Структуры, которые следует оценить, имеют размер, сравнимый с разрешением по оси Z, поскольку венулы имеют диаметр 0.5 – 3.5 мм. Для того чтобы такие мелкие структуры не сильно страдали от низкого разрешения по оси Z, исходные данные интерполируются с помощью метода Non-Local upsampling [5], приводят данные к анизотропному кубу с разрешением 0.5 мм по всем осям (рис. 2)

Для сегментации белого вещества головного мозга использовалась реализация в пакете SPM для неврологических исследований. Для этого исходные данные сегментируются по порогу для отсеивания областей, содержащих воздух и кости. Далее полученная область обрабатывается морфологическими операциями. Результат сегментации белого вещества загружается в виде NIFTY данных (пример результата сегментации белого вещества см. на рис. 3)

Для сегментации сосудов используется тот факт, что для областей в окрестности сосудов ярко выражено одно направление в матрице Гессе. Для определения таких вокселей был использован метод, описанный в [8].



**Рис. 2:** (a), (c) – линейная интерполяция;  
(b), (d) – NonLocal upseampling

На рис. 4 отображен результат выделения вокселей в зоне интереса. Для расчета использовались следующие параметры:  $\sigma = 1.0\text{мм}$ ,  $\alpha = 0.5$ ,  $\alpha_2 = 2.0$ .

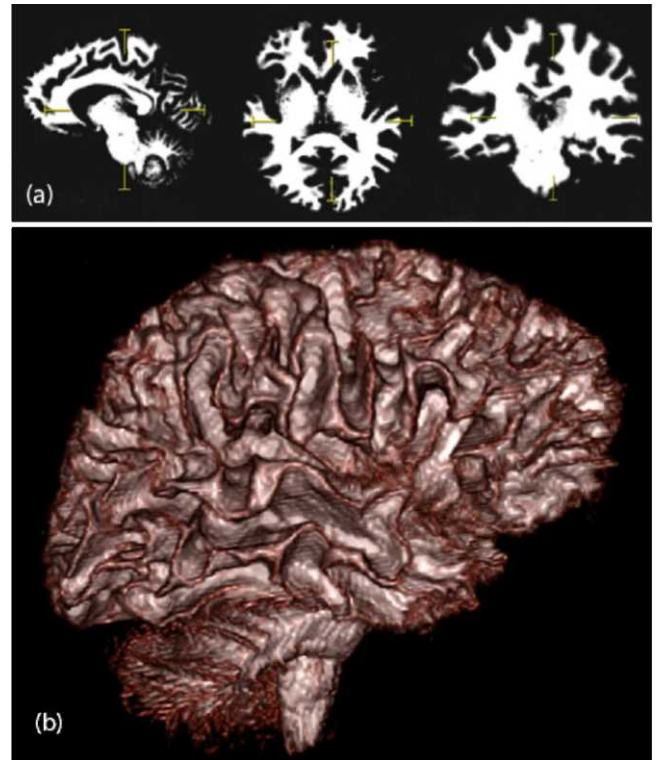
Так как исходное разрешение изображений по оси Z сравнимо с размером структур, которые нам необходимо сегментировать, то при выделении трубчатых структур порог сегментации необходимо выбирать достаточно низким, чтобы не пропустить лишние воксели. В результате, помимо сосудов, в сегментацию попадает достаточно большое количество шума.

Сегментированная область содержит в себе большое количество односвязных областей. После сегментации внутри белого вещества мозга таких областей  $\sim 3000$ . Объем таких структур сильно колеблется от структур в несколько вокселей до структур с объемом 10000 вокселей ( $\sim 1\text{см}^3$ ).

Эксперименты показали, что чистка шума по порогу объема дает неприемлемый результат, поскольку сосудистые структуры могут иметь разрывы. В текущей работе предложен алгоритм, убирающий шум и при этом оставляющий небольшие структуры на концах венул.

### 3. АЛГОРИТМ СОЕДИНЕНИЯ СТРУКТУР

Первым этапом все найденные участки разбиваются по признаку связности. Для того чтобы формализовать дерево сосудов каждый участок скелетонируется. Для скелетизации используется связность по вершинам. Скелетизация в трехмерном пространстве довольно сложная задача. Существует множество алгоритмов скелетизации в двумерном пространстве, однако для 3D их не так много [6], [7], [9]. В данной реализации для определения скелетов выделенных структур используется алгоритм [6]. Скелет каждого односвязного участка представляется в виде направленного простого графа-дерева. Скелет может



**Рис. 3:** (a) – сегментированное белое вещество головного мозга; (b) – 3D визуализация

содержать небольшие отростки, которые появляются из-за неровности поверхности сосуда. Поэтому после скелетизации производится стрижка графа, при которой удаляются все отростки, длина которых меньше определенного порога  $L_{cut}$ . Вершины графов, из которых выходит ровно одно ребро, будем называть крайними, или листьями. После чистки производится соединение отдельных графов в одну структуру. Для этого между некоторыми вершинами конечных ветвей графов добавляются ещё ребра, что позволяет исправить разрывы структуры венозного русла. Для каждого листа графа оценивается, возможно ли определить касательную к участку скелета, соответствующему ребру, выходящему из этой вершины. Для этого введем величину  $L_0$  – это величина длины скелета, при которой мы считаем, что на концах участка мы достоверно можем определить направление участка сосуда. Если длина скелета меньше  $L_0$ , то лист мы добавляем в группу сомнительных листов.

Для определения касательных в начале и конце скелета определяется прямая, соединяющая лист и узел графа, который отстоит на  $L_0$  вокселей по скелету. Далее вводится величина  $L_w$ , которая характеризует, на каком расстоянии от конца скелета мы можем соединять сомнительные участки. Вводится величина  $U$ , которая характеризует, насколько может отклониться касательная к скелету участка при экстраполяции к концу сомнительного участка. Для каждого участка производим поиск ближайшего участка из группы сомнительных. Соединяем концы найденных скелетов, удовлетворяющие условиям выше и помечаем все воксели, которые попадают на прямую как воксели венозного русла. Сомнительные участки, скелеты которых ни с чем не соединены, помечаются как шум и исключаются из сегментации.

Для того чтобы из анализа исключить ложные структуры, участки, объем которых превышает значение  $V_{max}$ , исключаются из анализа. Также исключаются те структуры, касательные к скелету которых направлены вдоль границы исходной области интереса

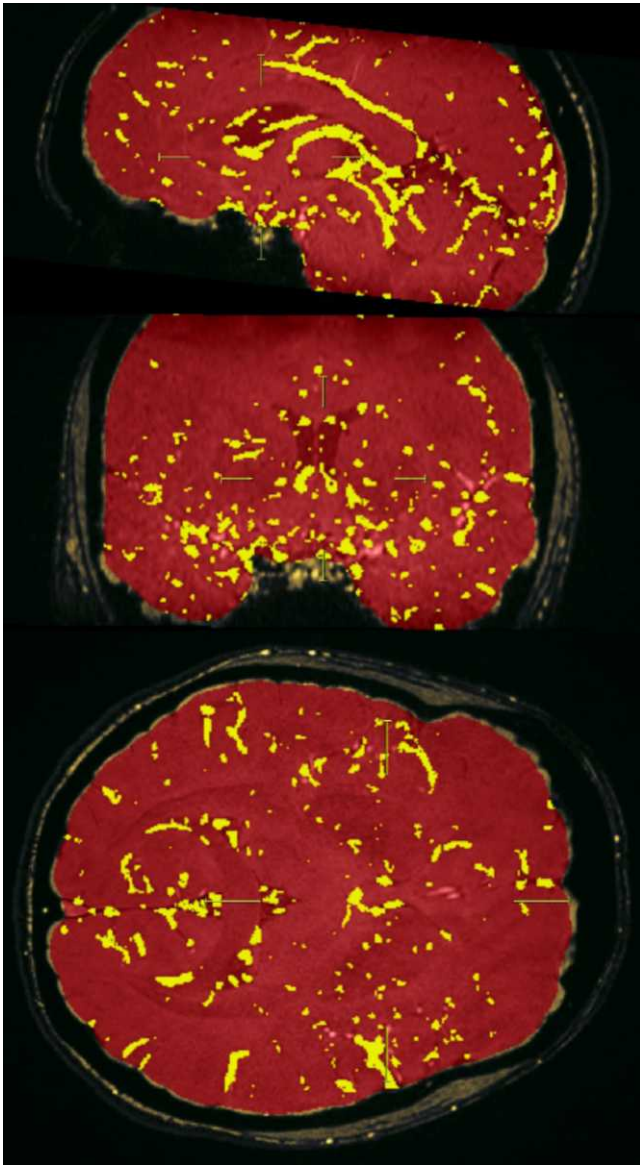


Рис. 4. Результат сегментации венул

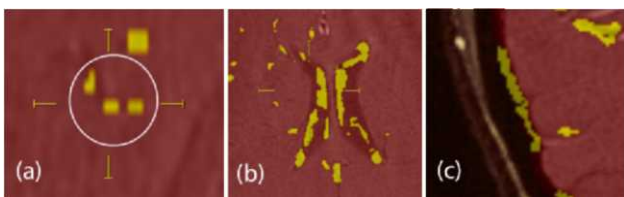


Рис. 5: (a) – разрыв структуры сосуда; (b), (c) – ошибочно сегментированные участки

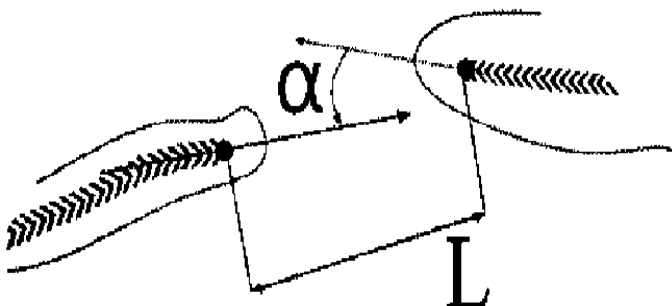


Рис. 6. Разрыв структуры сосуда

Заметим, что использование сегментированных объектов белого и серого вещества как области интереса значительно уменьшает количество ложных структур, которые попадают в результирующий объем венозного русла.

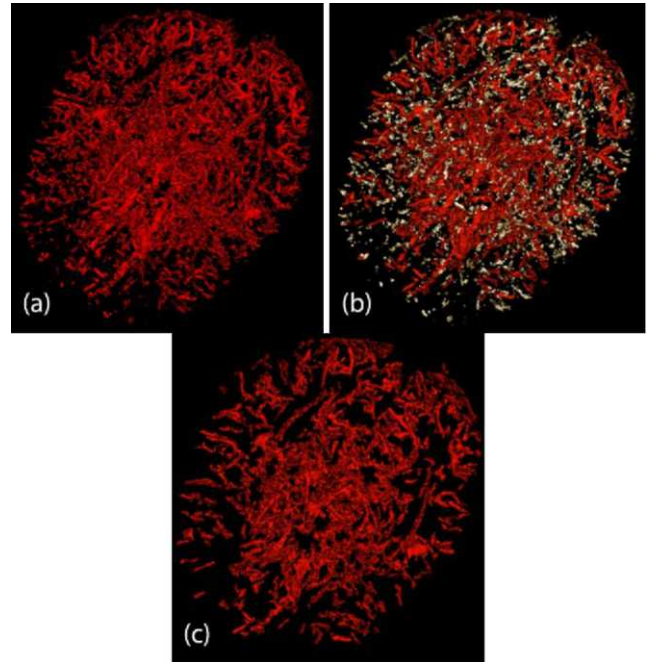


Рис. 7: (a) – сегментированное сосудистое русло; (b) – ярким цветом выделены области, детектированные как шум; (c) – сегментированное сосудистое русло с убранными шумами

#### 4. РЕЗУЛЬТАТЫ

Эксперимент был проведен на МРТ серии, полученной из НИИ неврологии. Серия содержит 72 среза. При помощи SPM пакета для обработки неврологических данных сотрудниками НИИ неврологии была построена маска белого и серого вещества мозга. Маска из SPM экспортируется как файл с данными сегментаций NIFTI. В белом веществе были определены трубчатые структуры. При сегментировании сосудов использовались параметры  $\sigma = 1.0\text{мм}$ ,  $\alpha_1 = 0.5$ ,  $\alpha_2 = 2.0$ . Затем для каждой односвязной области был построен простой граф. Во время предварительной чистки были удалены те области, у которых длина скелета не превосходит пороговой ( $L_{cut} = 5\text{ мм}$ ) и рядом с листьями графа которого нет листьев графов скелетов из соседних областей ( $\sim 15\text{ мм}$ ).

Для чистки сегментированного сосудистого русла от шумов использовались следующие параметры:  $L_0 = 3\text{ мм}$ ,  $L_w = 2.5\text{ мм}$ ,  $U = 35^\circ$  и  $V_{max} = 1.5\text{ см}^3$ .

Результат сегментации венозного русла в белом веществе до и после чистки приведен на рис. 7.

Вклад в объем отсеянных областей составляет величину около  $\sim 25\%$  (с отсеиванием  $14.2\text{ см}^3$ , без отсеивания  $20.5\text{ см}^3$ ); это говорит о том, что пост-обработка сегментированных областей для оценки объема является необходимым шагом. В результате был разработан метод количественной оценки объема вен на SWI МРТ изображениях. Метод был реализован как модуль к рабочей станции MultiVox, применяемой для просмотра, 3D визуализации сегментированных областей.

## 5. ССЫЛКИ

- [1] Gasparotti R., Pinelli L., Liserre R. New MR sequences in daily practice: susceptibility weighted imaging. A pictorial essay // *Insights Imaging* Vol. 2(3), 2011. – P. 335 – 347.
- [2] Ge Y., Zohrabian VM., Robert I. Diminished visibility of cerebral venous vasculature in multiple sclerosis by susceptibility-weighted imaging at 3.0 T. // *Journal of magnetic resonance imaging* Vol. 29(5), 2009. – P. 1190 - 1194,
- [3] Haacke EM., Makki M., Ge Y., Maheshwari M., Sehgal V., Hu J., M Selvan, Z Wu, Z Latif, Y Xuan, O Khan, J Garbern, Robert I. Characterizing iron deposition in multiple sclerosis lesions using susceptibility weighted imaging // *Journal of magnetic resonance imaging*, Vol. 29(3), 2009. – P. 537 - 544,.
- [4] Haacke EM., Xu Y., Cheng YN., JR Reichenbach. Susceptibility weighted imaging (SWI) // *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol.52(3), 2004. – P. 612 - 618.
- [5] Manjon JV., Coupe P., Buades A., Fonov V., Collins DL., Robles M. Non-Local MRI Upsampling // *Medical Image Analysis*, Vol. 14(6), 2010. – P. 784 - 92.
- [6] Manzanera A., Bernard TM. N-dimensional skeletonization: a unified mathematical framework // *J. of Electronic Imaging*, Vol. 11, 2002. – P. 25 - 37.
- [7] Mian P., Gisela K. A revision of a 3D Skeletonization algorithm // *CITR, The University of Auckland, New Zealand, Research Tech. Rep.* 143, 2004.
- [8] Sato Y., Nakajima S., Atsumi H., Koller T., Gerig G., Yoshida S., Kikinis R. 3D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images // *Lecture Notes in Computer Science* Vol. 1205, 1997. – P. 213 – 222.
- [9] Ятченко А.М., Крылов А.С., Гаврилов А.В., Архипов И.В. Построение 3D модели кровеносных сосудов по серии КТ изображений печени // *ГрафиКон'2009*. – М., 2009. – С. 344 - 347.

## Об авторах

Архипов Иван – ведущий программист РНЦХ РАМН.  
E-mail: arkhivania@gmail.com

Ятченко Артем – к.ф.-м.н. н.с. лаб. мат. методов обработки изображений ф-та ВМиК МГУ.  
E-mail: artyom@yatchenko.com.ua

Гаврилов Андрей – к.т.н. зав. лаб. мед. комп. систем отдела микроэлектроники НИИЯФ МГУ.  
email: agavrilov49@gmail.com

Куликов Игорь – программист лаб. мед. комп. систем отдела микроэлектроники НИИЯФ МГУ.  
E-mail: igor@multivox.ru

Кротенкова Ирина – аспирант отделения лучевой диагностики ФГБУ «НЦН» РАМН.  
E-mail: irina.krotenkova@mail.ru

Брюхов В. – к.м.н., н.с. отделения лучевой диагностики ФГБУ «НЦН» РАМН.  
E-mail: in-ray@yandex.ru

Коновалов Родион – с.н.с. отделения лучевой диагностики ФГБУ «НЦН» РАМН.  
E-mail: krn74@mail.ru

Суслин Александр – н.с. отделения лучевой диагностики ФГБУ «НЦН» РАМН.  
E-mail: in-ray@yandex.ru

## ABSTRACT

The method for venule volume determination in the human brain have been proposed. This method uses SWI MRI images. Метод включает в себя выделение вокселей венул, а так же метод постобработки выделенных структур для избавления от шума. Также в статье приведен результат работы алгоритма в области интереса - в белом веществе головного мозга.