

Speckle reducing anisotropic diffusion를 이용한 MRI에서의 뇌 영상분할

윤현주*, 이정민**, 김명희**

*이화여자대학교 컴퓨터그래픽스 및 가상현실 연구센터

**이화여자대학교 컴퓨터학과

arinyun@ewha.ac.kr, tlseo@ewhain.net, mhkim@mm.ewha.ac.kr

The segmentation of brain in MRI using Speckle Reducing Anisotropic Diffusion

Hyun-Joo Yun*, Joung-Min Lee**, Myoung-Hee Kim**

*Center for Computer Graphics and Virtual reality, Ewha Womans University

**Dept. of Computer Science, Ewha Womans University

요 약

본 논문에서는 인체의 머리 부분을 촬영한 자기 공명 촬영 영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging)에서 뇌 영역의 대뇌 피질만을 분할하는 방법에 대해 제시하고자 한다. 뇌의 해부학적 구조를 파악할 경우에 영상 내에 함께 보여지는 두개골과 뇌척수액 등을 제외한 대뇌피질 영역을 분할하면 보다 효과적인 정보 분석 및 진단이 가능하게 된다. 본 논문에서는 3단계 알고리즘을 제시한다. 첫번째 단계에서는 Speckle reducing anisotropic diffusion (SRAD)를 이용하여 영상 내에 존재하는 잡음을 제거하기 위한 필터링이다. 두번째 단계에서는 필터링된 결과를 이용하여 추출된 임계값과 사용자의 인터랙션인 씨드 포인트를 통해 영상분할을 수행하고, 세 번째 단계에서는 후 처리를 통해 분할 결과를 보완한다. 영상분할 결과의 정확성을 측정하기 위하여 현재 병원의 의료진들이 사용하고 있는 Mayo clinic사의 Analyze를 이용하여 분할된 결과와의 오류를 측정하였다. 또한 최종 결과에 대해 ultravis를 이용한 볼륨 렌더링으로 영상분할의 최종 결과를 제시하였다.

1. 서론

한국인에게 많이 발생하는 뇌 질환으로는 뇌졸중, 치매, 간질 등 여러 가지가 있으며, 그 중에서 뇌졸중과 치매는 4대 사인에 속할 만큼 국내*에서 많이 발생하고 있다. 이러한 뇌 관련 질병에 대한 진단 및 시술을 위해서는 질환을 일으키는 병소의 위치를 정확히 파악하는 것이 매우 중요하다.

현재 많이 사용하고 있는 자기 공명 촬영 영상(MRI : Magnetic Resonance Imaging)은 정확한 뇌 질환 부위 판별을 위한 해부학 형태적 정보를 제공하고 있다. 현재 MRI를 이용한 진단에서는 영상에서 육안으로 뇌의 구

조적인 이상을 찾아내어 병소를 확인하고 있다. 그러나 영상 내에는 백질 영역과 회백질, 뇌척수액, 비정상 영역 등으로 구성되어 있다. 이러한 여러 영역들이 존재하고 있는 영상에서 의료진이나 사용자가 관심이 있는 영역들만을 분할할 수 있다면 질환에 대한 진단에도 효과적이고, 볼륨 렌더링이나 다른 모달리티의 정합에도 유용하게 사용될 수 있다. 일반 영상에서의 영상 분할 방법에는 임계값 기반, 경계선 기반, 영역 확장 기반, 형태학적 기반 등의 기초적 수준의 영상 분할과 snake, intelligent scissors 등의 방법 등을 이용한 인터랙티브 영상분할 또는 퍼지 클러스터링 방법, 지식 기반 분류 방법 등의 여러 가지 복합적인 알고리즘들이 개발되었다 [1-4]. 효과적인 영상분할을 위해서는 하나의 방법만을 이용하는 것이 아니라 여러 가지 방법을 복합적으로 이용하는 복합적 영상분할 알고리즘들도 많이 사

* 본 연구는 부분적으로 과학기술부 지정 국가지정연구소 (NRL) 사업, 정보통신부 대학정보통신연구센터 (ITRC) 지원사업에 의해 부분적으로 지원 받았음.

용되고 있다[5, 6]. 또한 의료영상 내에 존재하고 있는 여러 잡음들을 제거하고 영상분할 대상인 영역의 경계선을 강화하는 필터링 과정을 거친 후 영상분할을 수행함으로써 보다 정확한 결과를 추출하는 알고리즘들이 개발되고 있다 [7].

본 논문에서는 MRI 영상에서의 영상분할을 위한 시스템에 대하여 발표하고자 한다. 2장에서는 시스템 설계를 위한 알고리즘이 제시되고 있다. 시스템의 구성은 영상의 잡음을 제거하는 필터링과 임계값과 사용자 인터렉션에 따라 수행되는 영상분할, 그리고 분할 결과에 대한 사용자의 보정 단계로 이루어져 있다. 3장에서는 본 시스템으로 구현된 결과들에 대해 Mayo clinic에서 개발된 영상 분할 소프트웨어인 Analyze로 실험된 결과들과 비교함으로써 시스템의 성능을 평가하고 있다. 그리고 영상분할의 사용 사례 제시 및 결과 분석을 위해 Ultravis를 이용하여 볼륨 렌더링을 수행하여 결과물을 제시하였다. 마지막 4장에서는 연구에 대한 결론 및 향후에 진행될 연구 방향에 대해 소개하였다.

2. MRI에서의 뇌 영상분할

본 논문에서 제시하는 연구 방법에서는 다음의 그림 1과 같은 시스템 흐름을 가진다.

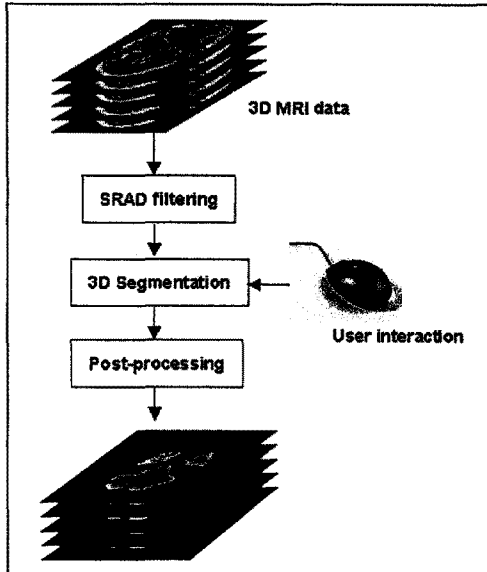


그림 1. 시스템 흐름도

2.1. SRAD를 이용한 영상 필터링

식 (1)의 Fick's law를 이용하여 개발된 Anisotropic Diffusion 필터링은 영역의 경계선을 보존하면서도 동질 영역을 블러링하고, 이미지내의 잡음을 제거하기에 효과적이다. 일반적으로 많이 사용되는 Perona & Malik의 Anisotropic diffusion에서 발전된 Yu & Acton의 SRAD(Speckle reducing anisotropic diffusion)은 이미지 영상의 특성을 계수화 하여 이미지를 필터링하고 있다[8,9]. SRAD는 실제로 초음파 이미지의 스펙클들을 고려하기 위하여 개발되었으나 계수를 달리할 경우 여러 의료영상에서 효과적인 필터링 결과를 보여준다. 이 방법은 영상 내의 잡음의 특성을 계수화하는 것으로 영상 내 물체의 형태를 잘 보존하고, 경계선 부분도 강화할 수 있다. 이는 경계선 부근의 잡음들을 필터링 할 수 없는 Anisotropic diffusion의 단점을 보완한 것이다.

SRAD에 적용되는 부분 미분 방정식은 다음의 식 (2),(3)와 같고, 계수 방정식은 식 (4~8)이다.

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(D \cdot \nabla u) \quad (1)$$

$$\frac{\partial I(x, y; t)}{\partial t} = \text{div}[c(q)\nabla I(x, y; t)], \quad (2)$$

$$I(x, y, 0) = I_0(x, y) \quad \left(\frac{\partial I(x, y; t)}{\partial h} \right)_{\text{an}} = 0 \quad (3)$$

$$c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2(x, y; t) - q_0^2(t)}{q_0^2(t)(1 + q_0^2(t))}} \quad (4)$$

$$\text{or } c(q) = \exp\left\{ - \frac{[q^2(x, y; t) - q_0^2(t)]}{[q_0^2(t)(1 + q_0^2(t))]} \right\} \quad (5)$$

$$q(x, y; t) = \sqrt{\frac{(1/2)(|\nabla I|/I)^2 - (1/4^2)(\nabla^2 I/I)^2}{[1 + (1/4)(\nabla^2 I/I)]}} \quad (7)$$

$$q_0(t) = q_0 e^{[-\rho t]} \quad (8)$$

MRI 영상에 SRAD 필터링을 적용한 결과는 다음의 그림2와 같다.

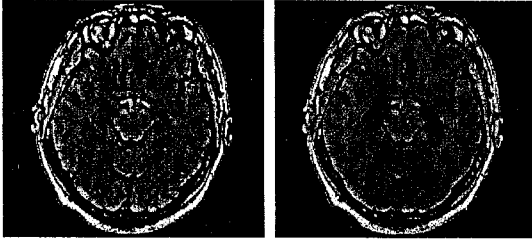


그림2. 원영상과 SRAD 필터링 결과

2.2. 3D 영상분할 및 후처리

다음 단계에서는 필터링된 영상들에 대하여 다음의 식 (9-11)와 같이 Otsu thresholding을 수행한다 [10]. 이를 통하여 1차적인 영상분할을 수행하면 픽셀 값들이 비슷한 여러 영역들이 한꺼번에 분할된다. 하나의 MRI 영상에서는 영상분할 대상인 대뇌피질과 비슷한 픽셀 값의 영역들이 많이 존재한다. 따라서 이 부분에서 사용자가 씨드 포인트를 입력함으로써 영역을 선택하게 된다. 이 때 입력되는 씨드 포인트는 처음 입력된 슬라이스에서 다음 슬라이스로 전달되어 3D 볼륨 전체에 적용된다. 이는 사용자의 부담을 줄여줄 수 있다.

$$\partial^2(T) = \sum_{i=0}^T [i - \mu_1(T)]^2 \cdot P(i) + \sum_{i=T+1}^{255} [i - \mu_2(T)]^2 \cdot P(i) \quad (9)$$

$$\mu_1(T) = \frac{\sum_{i=0}^T i \cdot H(i)}{\sum_{i=0}^T H(i)} \quad \mu_2(T) = \frac{\sum_{i=T+1}^{255} i \cdot H(i)}{\sum_{i=T+1}^{255} H(i)} \quad (10)$$

$$P(i) = \frac{H(i)}{\sum_{i=0}^{255} H(i)} \quad H(i): \text{Histogram} \quad (11)$$



그림3. Otsu thresholding 후 입력된 씨드 포인트를 기반으로 한 영상분할

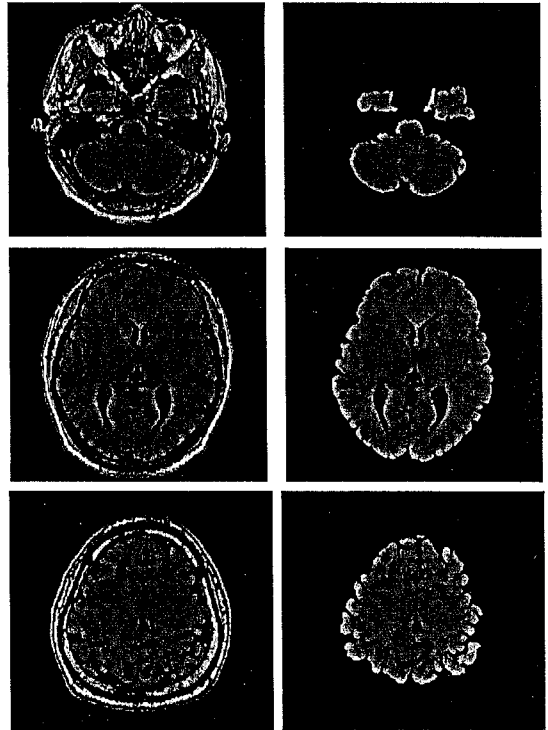
마지막으로 영상 분할된 결과에서 과하게 분할되었거나, 모자란 부분들에 대해 수동으로 후처리를 수행한다.

3. 실험 및 평가

본 연구에서는 먼저 MRI 의료영상 데이터에 대하여 SRAD 필터링을 수행하였다. 그리고 Otsu thresholding에 따라 임계값 기반의 영상 분할을 수행한 후 추출된 영역 들 중에 사용자에게 의해 분할 대상으로 판단된 영역에 씨드 포인트를 입력하여 영상분할을 수행하였다. 이 때 3D 볼륨의 한 슬라이스에서 입력된 씨드 포인트를 다음 슬라이스의 씨드 포인트로 전달함으로써 사용자의 부담을 줄이고자 하였다. 마지막 단계에서는 과학계 분할된 영역과 부족한 영역에 대하여 사용자가 후처리를 수행함으로써 결과를 보정하였다. 본 시스템은 CPU 2.4, 768 RAM, NVIDIA GeForce4 MX440의 개인용 컴퓨터에서 Visual C++ 6.0을 이용하여 제작되었다.

3.1. 실험 결과

본 논문에서 제시한 알고리즘을 이용한 실험의 결과 중 몇 가지 예를 다음의 그림 4로 보이고 있다.



(a) (b)
그림 4. (a) 원영상 (b) 영상분할 결과

3.2. 오류 측정

본 논문에서 제시하고 있는 알고리즘의 결과에 대한 평가 방법으로 의료진의 검증아래 손으로 분할된 결과를 완벽한 분할 결과로 결정하고, 기존에 병원에서 사용하고 있던 Mayo clinic사의 Analyze의 분할 결과와 본 논문의 방법으로 분할한 결과를 비교하였다. 각각 완벽한 수동 분할결과와 차이가 나는 오류 픽셀의 수를 측정하여 아래의 그림 5, 6과 같이 비교하였다. MRI 전체 슬라이스에 대한 오류 픽셀 수와 에러율 등을 측정하여 Analyze와 비교한 결과는 다음의 그림 5, 6, 표1와 같다.

표1. 평균 에러 픽셀 수와 평균 에러 율

	Analyze	The proposed method
Average number of error pixels	841.0	673.4
Error rate	8.76 %	7.09%

3.3. 볼륨 렌더링

본 논문에서는 환자에 대한 3D MRI 데이터 전체를 이용하여 영상분할을 수행하였다. 그림 7과 같이 최종 분할 결과를 볼륨 렌더링 툴인 Ultravis를 이용하여 렌더링 한 후 임상외에 의하여 결과물에 대한 정확성을 평가받았다.

4. 결론 및 향후 연구

이상과 같이 본 논문에서는 뇌질환의 진단에 효율적으로 사용될 수 있는 뇌 영상 프로세싱을 위한 영상분할 시스템을 제시하고 현재 병원 임상실에서 사용 중인 Analyze 시스템과 비교 분석하였다.

이 논문에서 제시된 시스템은 MRI 뇌 영상을 분석하기 위한 영상 분할에 사용될 것이며, 이는 뇌 질환에 대한 해부학적 분석을 용이하게 하여 질병의 진단 및 처치에 보다 효과적으로 사용될 것이다.

본 논문에서는 임계값과 사용자의 인터랙션에 의한 영상분할은 3차원 볼륨을 기반으로 진행하였다. 그러나 SRAD 필터링은 3D 볼륨에서 2차원 슬라이스 영상을 추출하여 수행하였다. 추후에는 3차원 볼륨 영상에 대한 필터링과 영상분할을 연구할 예정이다. 이는 보다

정확한 필터링과 영상분할의 결과가 유추될 것이라 판단되고, 결과를 이용한 질환 진단에서도 보다 효과적인 진단과 처치를 가능하게 할 것으로 기대하고 있다.

[참고 문헌]

- [1]J.R.Parker, " Algorithms for Image Processing and Computer Vision ", Wiley, 1997
- [2]R.Jain, R.Kasturi, B.G.Schunck, " Machine vision
- [3]A. Blake, M. Isard, " Active contours ", Springer, 1998
- [4]E.N.Mortensen, W.A.Barrett , " Interactive Image Segmentation with Intelligent Scissors " , Graphical Models and Image Processing, 1998
- [5]R.P.Schoenmakers, G.G.Wilkinson, T.E.Schouten, Results of a hybrid segmentation method, Image and Signal Processing for Remote Sensing, Proc. SPIE, 1994, vol. 2315, pp.113-127
- [6]T.Kapur, W.Eric L.Grimson, William M. Well, R. Kikinis, "Segmentation of brain tissue from magnetic resonance images", Medical Image Analysis volume 1,number 2, pp 109-127, Oxford University Press, 1996
- [7]M.S.Atkins, B.Mackiewicz. "Fully automatic segmentation of the brain in MRI", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 17 pp.98-107, 1998
- [8]P.Perona, J.Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion ", IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 12, pp.629-639, 1990
- [9]Y.Yu, S.T.Acton, "Speckle Reducing Anisotropic Diffusion", IEEE Transactions On Image Processing, Vol. 11,no11, pp.1260-1270, 2002
- [10]N.Otsu, "A threshold selection method from gray level histograms", IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Vol.9, pp.62-66, 1979

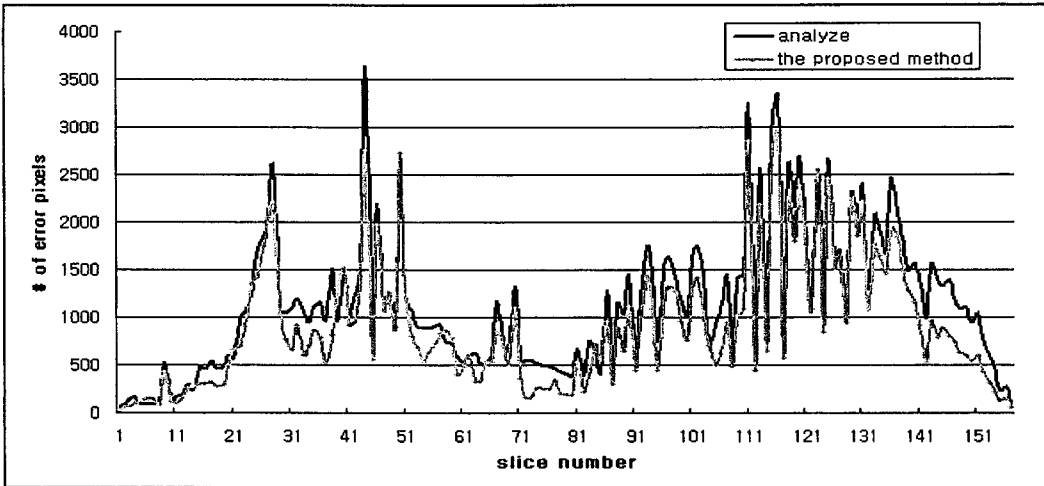


그림 5. Analyze로 분할된 결과와 본 논문의 방법으로 분할된 결과를 수동으로 완벽하게 분할된 결과와 비교하여 계산된 오류 픽셀 수

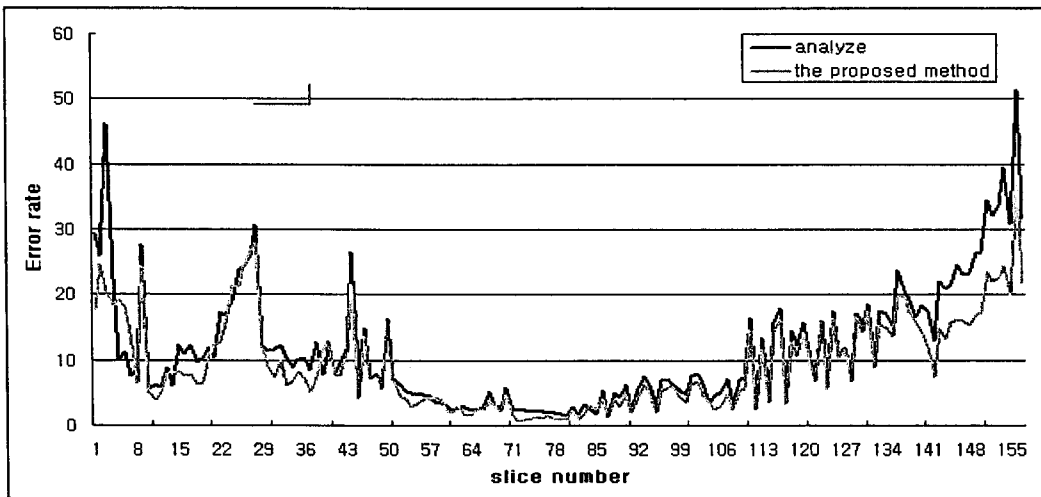


그림 6. Analyze로 분할된 결과와 본 논문의 방법으로 분할된 결과를 수동으로 완벽하게 분할된 결과와 비교하여 계산된 에러율

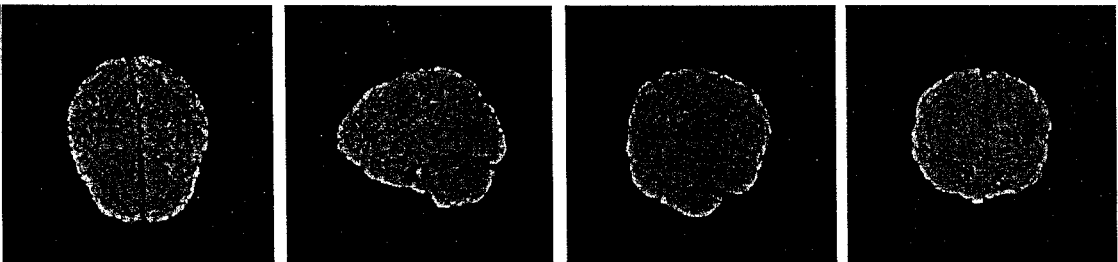


그림 7. 영상분할 후 볼륨 렌더링 결과