

3 차원 영역확장 알고리즘 기반의 MRI 에서의 뇌 영상 분할 시스템*

이정민*, 윤현주**, 김명희***

*이화여자대학교 컴퓨터학과

**이화여자대학교 컴퓨터 그래픽스 및 가상현실 연구 센터

e-mail : tlseo@ewhain.net, hjyun@igi.re.kr, mhkim@ewha.ac.kr

The segmentation system of brain in MRI based on 3-D region growing algorithm

JoungMin Lee*, HyunJoo Yun**, MyeongHee Kim***

*Dept. of Computer Science, Ewha Womans University

**Center for computer Graphics and Virtual Reality, Ewha Womans University

요 약

본 논문에서는 사용자의 작업을 최소화하고 결과의 정확성을 높일 수 있는 3 차원 영역 분할 알고리즘을 제시하고 있다. 경계선을 강화하고 유사영역을 평탄화하는 SRAD(Speckle Reducing Anisotropic Diffusion) 필터링은 잡음에 의한 3 차원 영역확장의 오류를 줄이고 분할 대상의 경계 부분까지 안정적으로 영역을 확장시켜준다. 3 차원 영역확장 방법은 사용자에게 의해 입력된 시작점을 기반으로 영역의 유사성과 집합성을 판단하는 평가함수(cost Function)를 계산하여 3 차원으로 영역을 확장시킨다. 이러한 방법을 이용할 때 보다 효과적으로 3D MRI 데이터에 대한 영상 분할을 수행할 수 있다. 또한 논문에서 제시한 알고리즘의 검증은 위해서 분할 결과에 대한 의료진의 검증을 수행하였다.

1. 서론

MRI(Magnetic Resonance Imaging) 뇌 영상은 백질, 회백질, 뇌척수액, 비정상 영역, 잡음 등을 포함한 해부학적 영상이다. 이러한 MRI 뇌 영상 판독은 뇌졸중과 같은 뇌 질환의 병소 부위를 판단하는 데 중요한 요소가 된다. 따라서, MRI 뇌 영상에서 뇌 부분 영상만을 추출하는 영상 분할 방법은 빠르고 정확한 병소의 위치 판독을 돕는다. 일반적인 영상분할 방법으로 임계값 기반, 경계선 기반, 형태학적 기반들의 영상 분할 방법, snake 알고리즘을 이용한 윤곽선 추출 방법과 영역확장 방법 등이 개발 되어져 왔다 [1],[2]. 그러나, 아직까지 사람의 수작업이 필요없는 완전한 자동

분할 알고리즘은 개발되지 못하였다. 따라서 이러한 수작업을 최소한으로 하되 정확한 의료 영상 결과를 획득하는 것이 의료 영상 분할 알고리즘 개발의 주목표가 되고 있다.

본 논문에서는 3 차원 영역확장 알고리즘을 기반으로 3 차원 MRI 뇌 영상에서 뇌 부분만을 분할하는 시스템을 개발하였다. 2 차원 영역확장에서는 매 슬라이스마다 분할 되어질 영역의 시작점을 사용자에게 의해 선택해야 하였다. 그러나 3 차원 영역확장에서는 분할 되어질 각 객체의 첫 슬라이스에서 시작점을 입력하도록 하여 사용자의 입력을 최소화 하도록 하였다. 시작점에서 8 개의 이웃점으로 영역은 확장되며 확장되어질 영역에 대한 평가는 Runzhen Huang & Kwan-Liu Ma 가

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

제시한 평가함수를 따른다 [3]. 그러나 Runzhen Huang & Kwan-Liu Ma 가 제시한 3D 영역확장 평가에서는 MRI 영상에서의 잡음에 대한 영향(SNR)을 고려하지 않았다. 따라서, 본 논문에서는 잡음의 영향을 줄여 정확한 영역확장을 평가하기 위한 전 처리로써 Yu & Action 의 SRAD 필터링을 수행한다. SRAD 필터링은 경계선 및 유사 영역을 분리하여 크기 인자(scale-factor)에 의해 평탄화를 조절함으로써 모든 영역에서의 잡음을 제거하며 경계선을 강화하는 효과를 가져온다 [7]. 마지막으로 원하지 않는 객체로 영역이 확장될 경우 이러한 영역확장을 피하기 위한 방법과 확장된 영역 안의 내부 홀을 제거하기 위한 방법들을 제시한다.

2.1 절에서는 본 논문에서 제시된 알고리즘 및 시스템 구성을 단계별로 제시한다. 2.2 절에서는 SRAD 필터링을 이용한 전처리 알고리즘을 알아보며, 2.3 절에서는 3 차원 영역확장 방법에 대해 알아본다. 2.4 절에서는 앞에서 제시된 후처리들에 대해서 알아본다. 3 절에서는 본 논문에서 제시된 알고리즘에 따른 실험 결과를 보이고 4 절에서는 결론 및 향후 연구를 제시한다.

2. 3차원 영역확장을 통한 MRI 뇌 영상 분할
2.1 뇌 영상 분할 알고리즘 및 시스템 구성

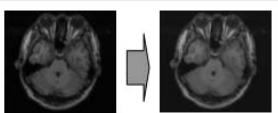
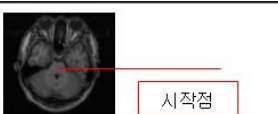
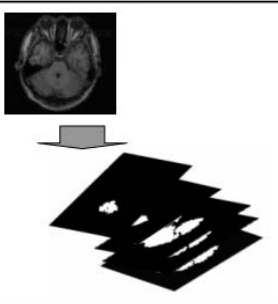
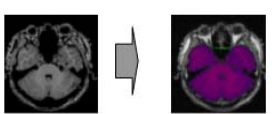
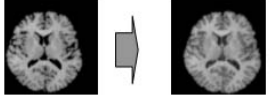
| | | |
|-------|---|----------------------|
| 전 처리 |  | SRAD 필터링 |
| 영상 분할 |  시작점 | 사용자에 의한 시작점 입력 |
| |  | 3-D 영역 확장 |
| 후 처리 |  | 1) 제한선을 통한 영역확장 제한 |
| |  | 2) 역 영역확장을 통한 구멍 채우기 |

그림 1. 처리절차 및 적용 알고리즘

그림 1 은 본 논문에서 제안하는 시스템의 처리 절차 및 적용 알고리즘을 설명한다. 그림 1 의 좌측은 위에서 아래 방향으로 영상 분할 시스템의 단계별 처리절차를 결과 영상 위주로 설명하고 있고, 우측은 각 단계별로 사용된 알고리즘을 나타내고 있다.

2.2 SRAD 필터링을 이용한 전 처리

Perona & Malik 의 Anisotropic diffusion 은 경계선 부근에서 영상의 평탄화가 일어나지 않도록 확산 계수를 추가하여 scale-space 의 파라미터를 조정할 수 있도록 한다. 즉, 경계선 부근에서는 확산 계수의 값이 0 에 가까운 값과 그렇지 않은 부분에서는 1 에 가까운 값을 갖도록 하여 평탄화 작용을 경계선의 검출 여부에 따라 다르게 적용한다. Yu & Action 의 SRAD(Speckle Reducing Anisotropic Diffusion)는 경계선의 잡음을 필터링 할 수 없었던 Anisotropic diffusion 의 단점을 보완하여 다음 식 1 과 같은 확산 함수로 정의된다. 이를 위한 초기 조건은 식 2 와 같으며, 확산 계수 방정식은 식 3, 식 4, 식 5 와 같다 [6],[7].

$$\frac{\partial I(x, y; t)}{\partial t} = \text{div}[c(q)\nabla I(x, y; t)] \quad (\text{식 1})$$

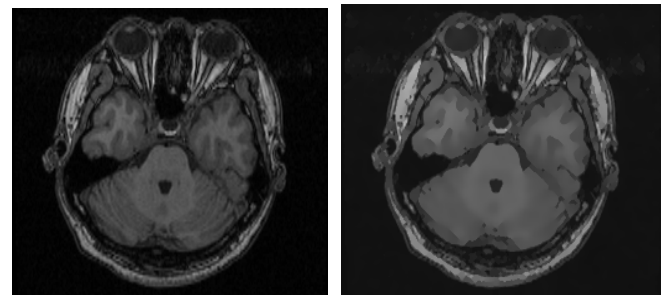
$$I(x, y, 0) = I_0(x, y), \left(\frac{\partial I(x, y; t)}{\partial n} \right) \Big|_{\Omega} = 0 \quad (\text{식 2})$$

$$c(q) = \exp \left\{ \frac{-|q^2(x, y; t) - q_0^2(t)|}{q_0^2(t)(1 + q_0^2(t))} \right\} \quad (\text{식 3})$$

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

$$q_0(t) = q_0 e^{-\rho t} \quad (\text{식 5})$$

그림 2 의 좌측은 MRI 뇌 원 영상이며 우측은 SRAD 필터링을 수행한 결과 영상이다.



(a) (b)
그림 2. MRI 뇌 영상의 SRAD 필터링 결과
(a) 원 영상 (b) SRAD 필터링 영상

2.3 유사성과 집합성 기반의 3차원 영역확장 방법
2.3.1 3차원 영역확장 방법

3 차원 영역확장은 시작 점의 8 개의 이웃 점들을 순회하며 2.3.2 절에서 Runzhen Huang & Kwan-Liu Ma 가 제시한 평가 함수의 값이 1 이하일 때 영역확장의 대상으로 본다. 영역확장의 대상 중 한 점에서 8 개의 이웃을 또 다시 순회하며 영역을 확장시킨다. 평가 함수가 1 이상일 때는 현재점을 Visited Map 에 체크하여 평가 함수를 중복하여 수행하지 않도록 하였다. 이러한 영역확장은 더 이상 순회 되어질 이웃점이 없을

때까지 이루어 지며, 그림 4 는 이러한 영역확장 수행 중, 입력된 원영상과 결과영상 중 한 슬라이스 예이다. 3 차원 영역 확장의 전체 결과는 3 절의 결과에서 보이도록 한다.

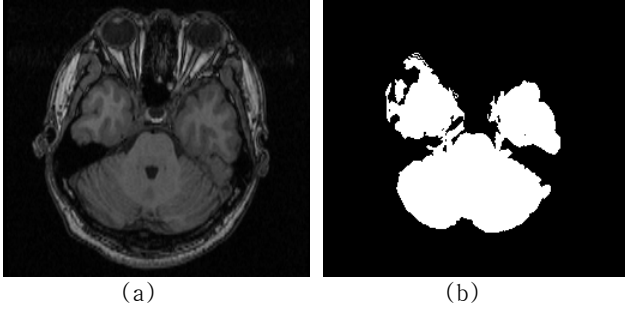


그림 4. 하나의 슬라이스에서 영역확장의 예 (a) 원 영상 (b) 영역확장 결과의 이진화 영상

2.3.2 3차원 영역확장 평가 함수(Cost function)

3 차원 영역확장 되어질 점의 평가함수는 사용자가 입력한 시작점 및 이 점의 픽셀 값과 두 점의 26 개 이웃 픽셀과의 기울기 크기 값으로 적절하게 표현 될 수 있다. 이와 같은 평가함수는 두 점 사이의 유사성과 집합성을 평가하게 되며, Runzhen Huang & Kwan-Liu Ma 가 제시한 영역확장을 위한 평가 함수는 다음 식 6 과 같다 [3-5].

$$f_{cc} = f_{ca}p + f_{cb}(1-p) \quad (식 6)$$

$$p = \frac{\sigma_g}{\sigma_v + \sigma_g} \quad (식 7)$$

식 8 의 f_{ca} 는 시작점과 영역확장 되어질 점의 픽셀 값을 비교하여 영역의 유사성을 측정하며, 식 9 의 f_{cb} 는 각 픽셀과 시작점의 기울기 크기 값을 비교하여 영역의 집합성을 측정한다. 식 6 의 f_{cc} 에서는 식 8 의 f_{ca} 와 식 9 의 f_{cb} 의 비율을 조정하는 가중치 p 값을 식 7 과 같이 추가한다.

$$f_{ca} = \frac{|v - v_x|}{k\sigma_v} \quad (식 8)$$

v 는 영역확장 되어질 점의 픽셀 값이며 v_x 는 시작점의 픽셀 값이다. 상수 k 는 사용자에게 의해 입력 되어지는 0 보다 큰 값으로 k 값을 변화하여 영역확장의 범위를 조정할 수 있다. σ_v 는 시작점에 대한 26 개의 이웃 픽셀과의 픽셀 값에 대한 표준 편차이다.

$$f_{cb} = \frac{|g - g_s|}{k\sigma_g} \quad (식 9)$$

g 는 영역확장 되어질 점의 기울기 값이며, g_s 는 시작점의 기울기 크기 값이다. 상수 k 는 위 식 6 의 k 와 같은 값을 가진다. σ_g 는 시작점의 26 개의 이웃 픽셀의 기울기 크기 값에 대한 표준 편차이다.

영역확장 평가 함수의 값은 시작점의 위치가 변하거나 현재 영역확장 되어질 픽셀의 위치가

변화될 때 마다 다시 계산 되어져야 한다.

2.4 후처리

그림 5(a)와 같이 원하지 않는 객체로 영역이 확장 될 경우 이러한 영역확장을 피하기 위한 후처리 시스템이 필요하다. 본 논문에서는 잘못된 영역이 처음 시작되어질 영역에 그림 5(b)와 같은 제한선을 사용자가 그릴 수 있는 인터페이스를 제공한다. 이러한 제한선은 영역이 확장 되어질 때 visited map 에 체크되어 뇌가 아닌 객체로의 영역확장을 막는다.

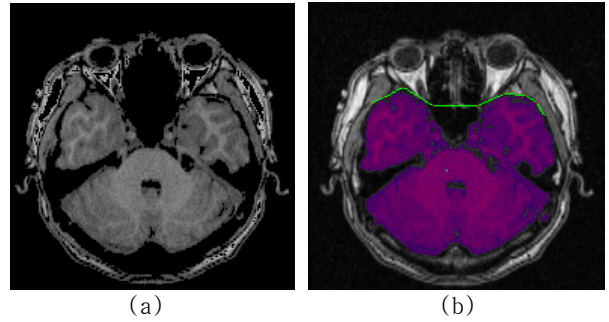


그림 5. 잘못된 영역확장에 대한 후처리 (a) 뇌가 아닌 영역으로 영역확장 된 결과 영상 (b) 영역확장을 제한하기 위한 제한선(녹색선)이 그려진 결과 영상 및 뇌 부분만 영역확장 된 결과(보라색 영역)

영역 확장 후 그림 6(a)와 같이 뇌 영역 내부에 부분 구멍(hole)들이 발생할 수 있다. 따라서 이러한 구멍들을 자동으로 채워주는 후처리 작업이 필요하다. 뇌 부분이 아닌 ($x=0, y=0$)을 시작점으로 하여 visited map 에 체크 되어지지 않은 영역으로 확장하여 나간다. 영역확장이 끝난 영상의 역 영상이 구멍이 채워진 최종 결과 영상이 된다.

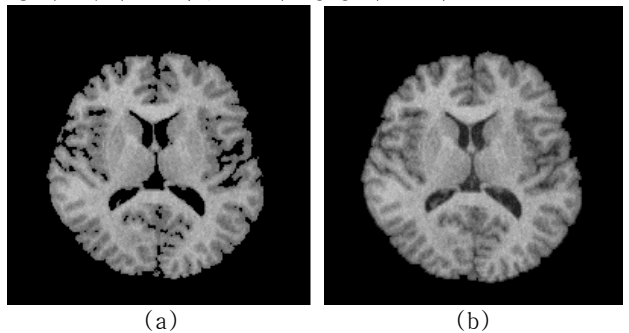


그림 6. 영역확장 후 부분 구멍에 대한 후처리 (a) 영역확장 후 부분 구멍이 존재하는 영상 (b) 부분 구멍을 후처리로 채운 후의 최종 결과 영상

3. 결과

본 논문에서 제시된 MRI 뇌 영상분할 시스템에 대한 유효성을 측정하기 위해서 본 논문에서 제시된 시스템의 분할 결과와 Mayo clinic 사의 Analyzer 의 분할 결과들을 비교하였다. SRAD 필터링의 초기값은 0.1, 반복 횟수는 100 번 수행하였으며, 에러율을 위한 연산자로 MAD (Median Absolute Deviation)를 사용하였다. 그림 7 은 분할 결과 영상을 불륨 렌더링 틀인 Ultravis 를 이용하여 렌더링 한 후의 모습이다.

실험 영상에 대한 분할 에러율은 7.22%로 측정되었다.

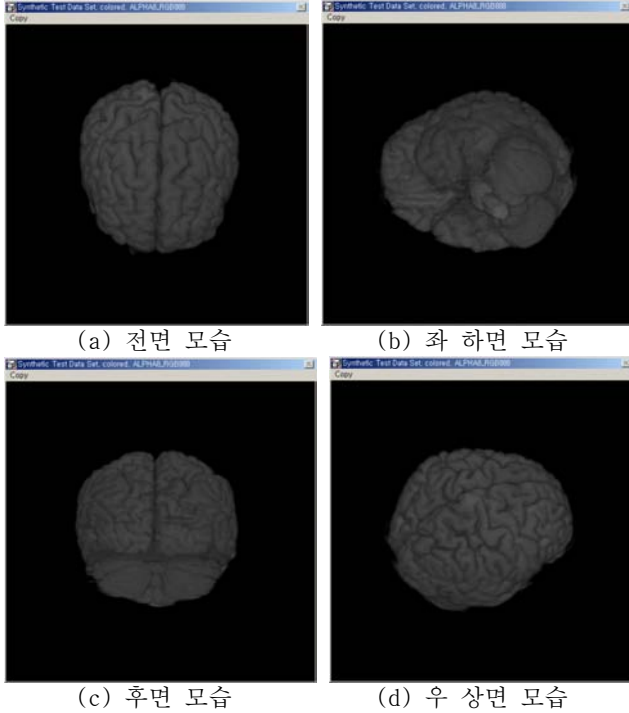


그림 7. 결과 영상을 입력으로 한 볼륨 렌더링 결과

4. 결론 및 향후 연구

본 논문에서는 SRAD 필터링 및 3 차원 영역확장 그리고 후처리 방법을 이용한 효율적이고 정확한 뇌 영상 분할 시스템을 제안하였다. 전처리로서 SRAD 필터링의 수행은 영상 잡음 제거 및 유사영역의 평탄화 효과를 가져왔다. 이러한 효과는 3 차원 영역확장에서 잡음에 의한 에러를 줄일 수 있다. 또한, 3 차원 영역 확장을 위해 사용자로부터 시작점을 입력 받은 후 시작점들로부터 평가 함수를 계산하여 영역을 3 차원으로 확장하였다. 영역확장의 수행 결과 중 원하지 않는 영역으로의 확장을 제거하기 위해서 제한선을 두었으며, 영역확장의 오류처럼 발생하는 내부의 구멍을 채우기 위해서 visited map 을 이용한 역 영역확장을 수행하였다.

3 절에서 보여지는 것처럼 본 논문에서 제시한 알고리즘의 구성들이 MRI 뇌 영상의 병소 부위 판단을 위하여 정확한 결과를 갖는 것을 알 수 있었다. 추후 연구에서 이러한 3 차원 영역 분할에서 시작점의 입력에 따른 영역의 변화 및 에러를 최소화 할 수 있는 시작점의 위치를 찾는 알고리즘 개발이 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

[1]J.R.Parker, "Algorithms for Image Processing and Computer Vision ", Wiley, 1997.
 [2]R.Jain, R.Kasturi, B.G.Schunck, " Machine vision.
 [3]Runzhen Huang, Kwan-Liu Ma "RGVis:Region Growing Based Techniques for Volume Visulization", Proceeding of the 11th Pacific

Conference on computer Graphics and Applications(PG' 03) 2003 IEEE.

[4]A. Rosenfeld and A. Kak. Digital Picture Processing, Volume 2. Academic Press, second edition, 1982.

[5]B. Modayur, J. Prothero, G. Ojemann, K. Maravilla, and J. Brinkley "Visualization-Based Mapping of Language Function in the Brain" , NEUROIMAGE 6, 245- 258 (1997) ARTICLE NO. NI970301.

[6]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.

[7]Y.Yu, S.T.Acton, "Speckle Reducing Anisotropic Diffusion" , IEEE Transactions On Image Processing, Vol. 11,no11, pp.1260-1270, 2002.