

## 영역 확장 기반 추적을 이용한 3차원 의료 영상 분할 기법

고선영 · 이재연 · 임정은 · 나종범

한국과학기술원 전자전산학과 전기 및 전자공학전공

(2000년 1월 26일 접수, 2000년 5월 8일 채택)

### 3D Medical Image Segmentation Using Region-Growing Based Tracking

S. Ko, J. Yi, J. Lim, and J.B. Ra

Div. of Electrical Engineering, Dept. of Electrical Engineering & Computer Science

Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST)

(Received January 26, 2000. Accepted May 8, 2000)

**요약**: 본 논문에서는, 입력으로 주어진 사람이 직접 분할한 1장의 슬라이스의 결과로부터 인접한 슬라이스들에 대해서 자동으로 원하는 장기를 추적하여 분할하는 반 자동 분할 알고리즘을 제안한다. 일반적으로, 영역 확장에 기반한 추적 방법은 객체 투영, 초기 영역(seed) 추출, 그리고 영역 확장에 의한 윤곽선 결정의 세 단계로 이루어진다. 이 때, 의료 영상의 특성 상 장기들 사이의 경계가 모호한 경우 잘못 선택된 초기 영역은 최종 윤곽선이 장기 안쪽으로 파고 들거나 주변 영역으로 퍼져 나가는 결과를 만들 수 있다. 제안한 알고리즘에서는 영상의 특성을 이용하여 분할하려는 장기와 비슷한 밝기 값을 가지는 주변 장기와 붙어 있는 부분에서 주의 깊게 초기 영역을 선택해 줌으로써, 적절한 경계를 얻을 수 있으며, 경사도가 낮은 영역에서 깨끗한 윤곽선을 얻지 못하는 영역 확장 방법의 문제점의 해결을 위하여 Fourier descriptor를 사용한 후처리(post-processing) 방법을 제안하였다. 또한, 양 방향 추적을 통해서 새로운 영역이 나타났을 때에도 놓치지 않고 찾아낼 수 있다. 본 논문에서 제안한 알고리즘을 1mm 간격의 82장의 X선 CT 영상에서 좌우측 신장 분할에 적용한 결과 만족할 만한 분할 결과를 얻었다.

**Abstract**: In this paper, we propose a semi-automatic segmentation algorithm to extract organ in 3D medical data by using a manually segmentation result in a single slice. Generally region growing based tracking method consists of 3 steps: object projection, seed extraction and boundary decision by region growing. But because the boundary between organs in medical data is vague, improper seeds make the boundary dig into the organ or extend to the false region. In the proposed algorithm seeds are carefully extracted to find suitable boundaries between organs after region growing. And the jagged boundary at low gradient region after region growing is corrected by post-processing using Fourier descriptor. Also two-path tracking make it possible to catch up newly appeared areas. The proposed algorithm provides satisfactory results in segmenting 1mm distance kidneys from X-ray CT body image set of 82 slices.

**Key words**: Medical images, 3D segmentation, Seed selection, Tracking, Region-growing, Fourier descriptor, Post-processing, Kidney

## 서 론

최근 의료 영상을 이용한 사전 수술 계획 시스템이나 모의

실험기 등의 개발이 진행되면서 의료 영상의 3차원 도시나 데이터 분석에 관한 연구가 늘고 있으나, 이와 같은 시스템에서는 인체 장기의 분할이 우선적으로 선행되어야 한다. 그러나, 대부분의 의료 영상에서 인접하는 장기들이 비슷한 밝기 화소 값을 가지므로 분할되어야 하는 장기의 경계가 모호하여, thresholding 방법과 같은 화소값 또는 경사도만을 이용한 단순한 분할 방법은 3차원 도시에 적합하지 않은 분할 결과를 만들어 낸다. 또한, 분할을 필요로 하는 장기마다 영상의 특성이 모두 달라, 모든 장기에 적용 가능한 일반적인 완전 자동 분할 알고리즘은 현실적으로 불가능하다. 따라서, 현재는 이러한 특

본 연구는 정보통신부 국제공동연구 지원사업(과제번호: 98-10)의 지원 아래 수행되었음.

통신저자: 나종범, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1 KAIST  
전자전산학과 전기 및 전자공학전공

Tel. (042)869-3434, Fax. (042)869-8360

E-mail. jbra@ee.kaist.ac.kr

성 때문에 대부분의 의료 영상 분할이 많은 수작업에 의존하고 있는 것이 사실이다. 그러나, 대부분의 3차원 의료 영상은 많은 수의 2차원 영상들을 포함하고 있어, 영상 분할에 많은 시간과 비용이 소비되고, 동일한 장기에 대해서도 분할자, 또는 분할 시간에 따라 일관성 없는 결과가 얻어지는 단점이 있다. 이와 같은 이유로, 최근에는 영상 분할을 시도하는 사람의 적은 입력을 바탕으로 컴퓨터의 도움을 받아 반자동으로 영상을 분할하는 방법들이 제안되고 있다. 이와 같은 방법들은, 완전 자동화된 방법으로는 만족스러운 결과를 얻기 힘든 경우에도 사람의 지식을 이용하여 많은 노력이 없이 원하는 장기를 분할할 수 있다는 장점이 있다. 기존에 제안된 반자동 분할 방법은 크게 체적 분할 방법과 추적에 의한 분할 방법으로 구분할 수 있다.

체적 분할 방법[1,2]은, 3차원 영상 데이터 전체를 체적을 가지는 영상 데이터로 간주하여, 체적 데이터를 그대로 사용하여 원하는 장기의 분할을 시도하는 방법이다. 이와 같은 방법들에서는, 사용자가 선택한 영역으로부터 밝기 값이 비슷한 주변 복셀(voxel)들을 병합하여 나감으로써 체적 확장을 시도하는 방법들과, 또는, 사용자가 입력으로 제시하여 준 초기면으로부터 초기면을 이동, 변형시키면서 장기의 경계면에 수렴시키는 방법 등이 사용되었다. 이와 같은 체적 분할 방식들은, 3차원 도시를 위한 데이터가 영상 분할의 결과로 직접 얻어질 뿐 아니라 분할 과정 중에서 3차원 정보를 사용할 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 방대한 양의 3차원 영상 데이터를 한번에 컴퓨터의 메모리에 모두 적재 시켜야하고 계산량 측면에서 그 복잡도가 상당히 높다는 단점을 가질 뿐 아니라, 3차원 좌표 상에서 사용자가 초기 입력을 주기에 아직 어려움이 많다.

반면, 추적에 의한 분할 방법은, 주로 비디오 영상에서 연속적으로 움직이는 물체를 추적하기 위해 적용돼 온 방법으로서, 이전 시간의 결과로부터 움직임 정보 등을 이용하여 현재 시간에서 추적 대상인 물체의 경계를 자동으로 추출한다. 비슷한 방식으로, 3차원 의료 영상 데이터의 경우와 같이, 인접한 슬라이스의 2차원 영상 사이에 존재하는 상관도(correlation)를 이용하여, 여러 장의 2차원 영상을 분할할 때, 이전 장의 분할 결과를 이용해 현재 장의 장기를 추적하는 방법들이 제안되어 왔다. 이와 같은 추적에 의한 분할 방법들은 크게 SNAKE에 기반을 둔 방법들과 영역 확장 방법에 기반을 둔 방법으로 나누어 생각할 수 있다.

SNAKE[3,4]란 객체의 윤곽선을 탄력 있는 고무줄과 같은 것으로 생각하며, 영상의 특성을 표현하는 외부 에너지와 윤곽선의 모양 자체를 부드럽게 표현하는 내부 에너지를 계산하여 최소 에너지를 가지는 윤곽선의 위치로 수렴시켜가는 방법이다. 원래 제안된 방법은, 사용자가 선택한 초기 윤곽선으로부터 에너지를 최소화하는 위치로 윤곽선의 위치와 모양을 변형시켜가는 것으로 제안되었으나, 3차원 의료 영상에서 이전 슬라이스의 분할 결과 윤곽선을 다음 슬라이스의 초기 윤곽선으로 사용하여 3차원 의료 영상의 영상 분할에 적용되었다. 이와 같은 방법들은, 미리 수학적으로 정의되어 있는 에너지 함수의

값이 최소가 되는 윤곽선을 찾아낸다는 점에서 조직적인 접근 방법을 가진다는 장점이 있으나, 이전 슬라이스로부터 투영되어 현재 슬라이스에서 초기 윤곽선으로 사용되는 윤곽선에 따라서 올바른 결과로 수렴하지 못하거나 윤곽선을 표현하는 매개 변수(parameters)들에 매우 민감하다는 단점이 있다.

반면, 영역 확장(region-growing) 방법[5,6,7]은, 적절한 방법으로 초기 영역을 설정한 후에, 이들 초기 영역으로부터 원하는 영역의 특징값(feature)들을 계산하여 주변의 연결성을 사용하여 차례로 병합해 가는 방법이다. 영역 확장 방법에 기반을 둔 방법들은 크게, 영상의 단순화, 초기 영역의 선택, 영역 확장의 세 단계를 거쳐 영상을 분할하며, 정해진 기준에 의해 분명히 목표 영역에 속하는 화소들을 초기 영역으로 결정 한 후, 분명하지 않은 화소들은 연결성과 화소값 등 특징값들을 동시에 고려하여 그 소속을 결정한다. 이와 같은 방법들은 초기 영역에 SNAKE 기반의 방법만큼 크게 민감하지 않을 뿐 아니라, 영역을 화소 단위로 병합하므로 매개 변수를 필요로 하지 않는다는 장점이 있는 반면에, 영역과 영역 사이의 밝기 값이 비슷하여 경계가 불분명한 경우, SNAKE에서와 같이 내부에너지로 윤곽선의 모양을 부드럽게 만들 수 있는 방법이 없어, 다른 방법에 비해 깨끗하지 못한 결과 영상을 얻게 된다는 단점이 있다.

본 논문에서는, 영역 확장 방법[5,6,7]을 기반으로 하여 원하는 장기를 추적하는 방법을 제안한다. 우선 움직임 추정 모델을 사용하여 이전 슬라이스의 결과를 현재 슬라이스에 투영시키며, 투영된 결과와 영상의 밝기 값을 사용하여 객체가 될 초기 영역, 객체와 다른 밝기 값을 가지는 배경이 될 초기 영역과 객체와 비슷한 밝기 값을 가지는 배경이 될 초기 영역의 세 가지 초기 영역을 결정한다. 결정된 초기 영역으로부터, 영역 확장 방법을 사용하여 장기의 윤곽선을 얻는다. 아울러, 영역 확장에 기반을 둔 방법들이, 밝기 값이 비슷하여 경계가 불분명한 경우 깨끗하지 못한 윤곽선을 얻게 되는 단점을 보완하기 위하여, 경사도 값이 작은 윤곽선 영역에서 Fourier descriptor를 사용하여 후처리(post-processing) 하는 방법을 제안한다.

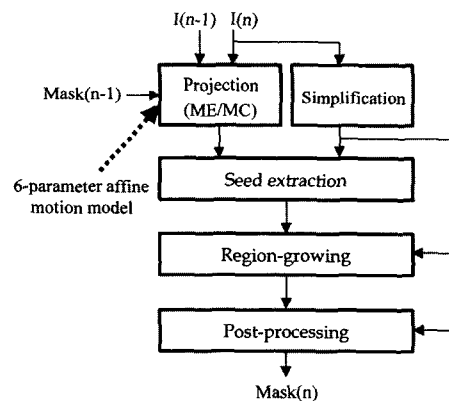


그림. 1. 전체 구조도  
Fig. 1. Overall scheme

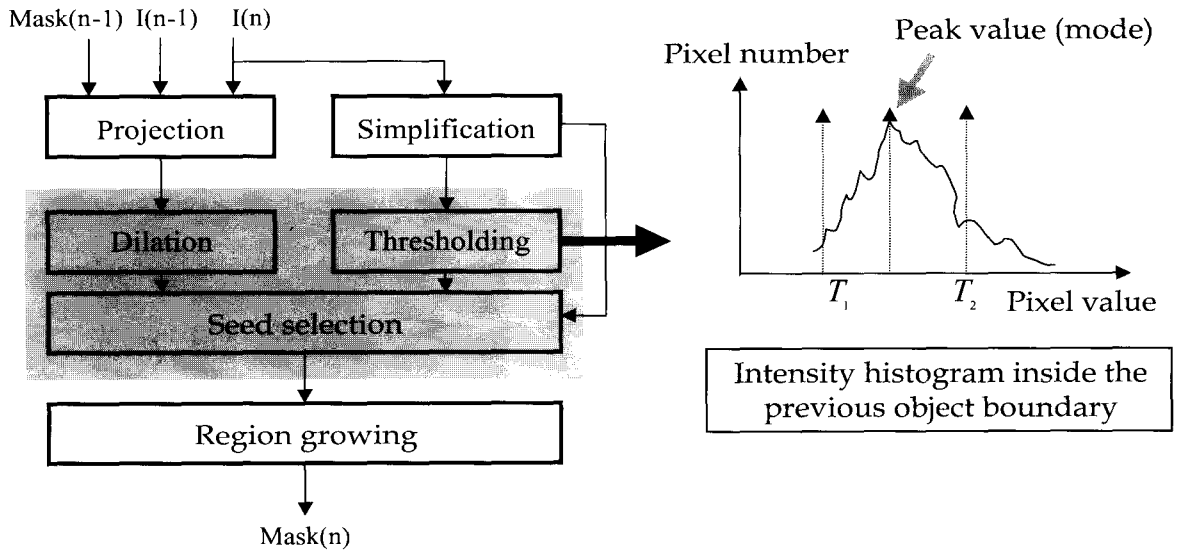


그림. 2. Seed 선택 방법  
Fig. 2. Seed selection procedure

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 영역 확장 방법을 기반으로 하여 초기 영역을 선택하는 방법을 설명하며, 3장에서 초기 영역으로부터 영역 확장 하여 얻어진 윤곽선을 Fourier descriptor를 사용하여 후처리 하는 방법을 설명한다. 다음, 4장에서 제안한 방법을 양방향을 적용하여 3차원 객체에서 좀 더 좋은 결과를 얻을 수 있는 방법을 설명하며, 5장에서 실험 결과를 보이고, 마지막으로 6장에서 본 논문의 결론을 맺는다.

### 초기 영역 선택 방법

#### 1. 제안하는 알고리즘의 전체 구조

그림 1은 이전 슬라이스 영상에서의 분할 결과와 현재 슬라이스의 영상 밝기값을 이용해 현재 슬라이스에서 원하는 장기를 추출하는 제안한 알고리즘의 전체 구조도를 보이고 있다. 제안하는 알고리즘은, 우선, 이전 슬라이스의 분할 결과를 움직임 추정 모델을 사용하여 현재 슬라이스로 투영시켜 현재 장에서 대략적인 장기의 윤곽선(boundary)을 구한다. 제안하는 알고리즘에서는 영상의 특성을 고려하여, 투영 결과와 현재 슬라이스에서 밝기 값으로 이전화한 결과를 사용하여 분할하려는 장기와 주변 장기 사이에 불확실 영역을 최소화 하여 영역 확장을 했을 때 적절하게 경계가 형성되도록 초기 영역을 선택한다. 그러나, 영역 확장 방법의 특성 상, 초기 영역이 적절하게 선택이 되었다 할지라도 경사도가 낮은 영역에서는 깨끗하지 못한 경계를 형성하므로, 이러한 부분은 제안하는 후처리 방법으로 조정한다.

제안하는 방법은, SNAKE와 같이 경사도에 의해 윤곽선을 조정해 주는 방식에서 발생하는 오차 누적을 방지하고 장기 모양이 크게 변하는 경우에도 추적을 효율적으로 수행한다.

#### 2. 객체 투영

3차원 의료 영상의 경우, 실제로 장기가 움직이지는 않지만, 연속된 장에서 장기의 모양 변화를 살펴 보면 장기의 모양과 크기가 크게 변하지 않고 이동하는 것과 같이 간주할 수 있으므로 움직임 모델을 적용한다. 본 논문에서는, 6개의 매개변수를 가지는 affine 움직임 모델을 이용하여 이전 장의 결과로 얻어진 장기 내부의 모든 화소들을 현재 장으로 투영한다. 수식 (1)은 affine 움직임 모델을 나타낸다.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ a_4 & a_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_3 \\ a_6 \end{bmatrix}, \quad (x', y') \in Mask(n-1) \quad (1)$$

$(x, y)$ 는 현재 장의 화소의 좌표를 나타내고,  $(x', y')$ 은 이전 장의 결과의 내부  $Mask(n-1)$ 에 속하는 화소의 좌표를 나타낸다. 이 때, affine 모델의 매개변수,  $\{a_i\}$ ,  $(1 \leq i \leq 6)$ 는 수치 해석 방법을 통해서 구할 수 있으며, 구한 움직임 모델을 이용하여 이전 영상 결과를 현재 슬라이스에 투영한다. 이와 같이 객체 투영을 이용해 구한 현재 슬라이스에서의 대략적인 윤곽선은 인체 장기의 z축에 대한 위치 변화와 크기 변화를 고려했기 때문에, 움직임 추정 없이 투영한 결과보다 좀 더 실제 윤곽선에 근접한 경계를 찾을 수 있다.

#### 3. 초기 영역 선택

신체 내부의 장기를 분할할 때, 잘못 선택된 초기 영역은 영역 확장 방법을 거친 최종 결과에 큰 영향을 미칠 수 있다. 특히, 비슷한 밝기 값을 가지는 주변 장기와 인접한 경우, 밝기 값의 유사도를 이용하는 영역 확장 방법을 사용하면, 분할

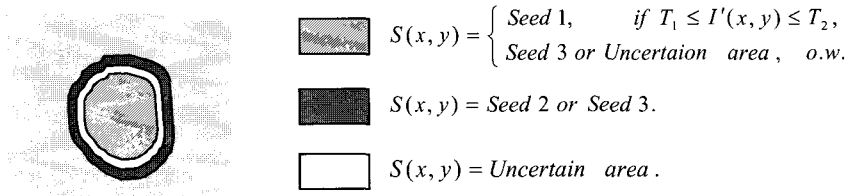


그림 3. 초기 영역 선택  
Fig. 3. Initial seed extraction

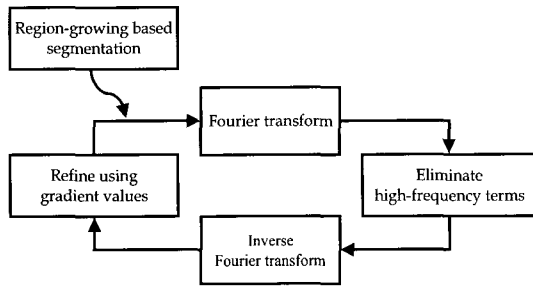


그림 4. 후처리 과정  
Fig. 4. Post-processing

하려고 하는 장기의 실제 윤곽선보다 안쪽으로 깊이 파고 들어가, 또는, 반대로 주변 장기에까지 확대되는 경우가 발생한다. 본 논문에서는 그림 2와 그림 3처럼 이전 슬라이스의 분할 결과를 이용하여 효과적으로 초기 영역을 선택하는 방법을 제안한다. 그림 2와 그림 3에서 제안한 초기 영역 선택 방법은 다음과 같다.

우선, 현재 슬라이스로 투영된 객체 mask를 적당히 두 번에 걸쳐 binary dilation을 사용하여 그 크기를 키워 준다. 그림 3에서 내부의 빛금 친 영역이 현재 슬라이스에 투영된 결과이며, 흰 색과 어두운 회색으로 표시된 영역이, 각각, binary dilation을 1회, 2회 적용하여 얻은 영역이다. 이 때, 흰 색으로 표시되어 있는 영역은 불확실 영역으로 간주하여, 이 영역 안에서는 어떤 초기 영역도 선택하지 않는다. 한편, 나머지 두 영역에서는, 밝기 정보 값을 사용하여 이진화하여, 투영된 영역 내부에서 객체가 될 초기 영역, 밝기 값이 유사하나 투영된 영역 바깥에 있어 배경이 될 초기 영역, 밝기 값이 객체의 밝기

값과 차이가 커 배경 영역이 될 초기 영역의 3종류의 영역을 선택한다. 밝기 값의 유사도를 판단하기 위해서, 두 개의 문턱치  $T_1$ 과  $T_2$ 를 사용하며, 이 두 문턱치의 값은, 현재 슬라이스 바로 이전의 연속된 3장에서 결정된 장기 윤곽선 내부의 화소 값의 히스토그램에서 가장 큰 화소 값을 가지는 값(mode value)을 중심으로 양쪽으로 윤곽선 내부의 전체 화소 수의 90%가 포함되도록 각각 lower bound  $T_1$ , upper bound  $T_2$ 를 결정한다.

투영된 영역에서 거리가 먼 외부의 영역에서, 현재 추적 중인 인체 장기와 밝기 값이 유사한 영역을 배경 영역이 될 초기 영역으로 미리 선택하여 놓음으로써, 인접한 장기가 밝기 값이 유사하더라도 안정적인(robust) 영역 확장 결과를 얻을 수 있게 된다.

### 후처리 방법 및 양방향 추적

#### 1. 후처리 방법 (Post-processing)

초기 영역을 주의 깊게 선택한 경우에도, 영역 확장 방법을 사용하면 밝기 값이 유사한 장기가 인접하여 경사도 값이 낮은 경우, 영역 확장 방법의 결과로 얻어지는 윤곽선이 깨끗하지 못하게 얻어지는 경우가 발생한다. 본 논문에서 사용한 것과 같은 추적 방법의 경우, 한 슬라이스에서의 부정확한 결과는 슬라이스를 지나면서 오차가 계속 누적되어 심각한 오류를 발생시킬 수 있다. 따라서, 본 논문에서는, 이와 같이 경사도 값이 작은 부분에서 영역 확장의 결과가 부정확하게 얻어졌을 가능성이 있는 부분에서, 전체 윤곽선의 특징과 밝기 경사도 값을 이용하여 후처리하는 방법을 제안하였으며, 이는, 인체 내

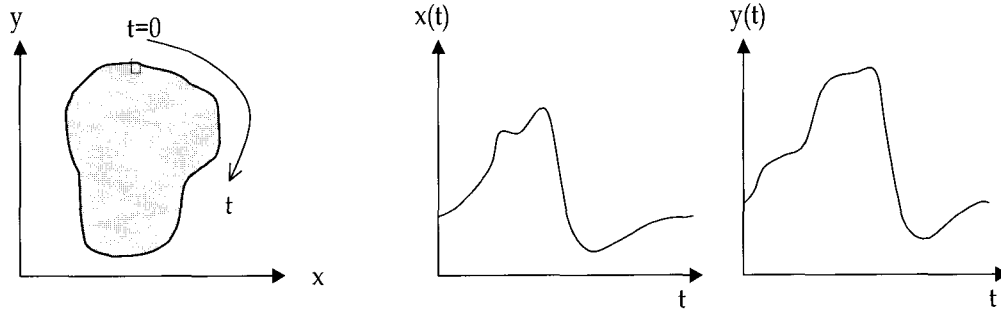


그림 5. 2차원 윤곽선 신호를 2개의 1차원 신호로 변환  
Fig. 5. Conversion of 2-D signal to 1-D signal

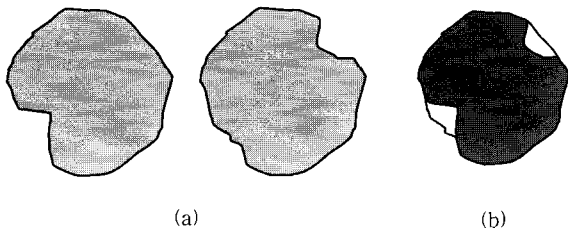


그림 6. 양방향 추적 결과의 이용. (a) 서로 다른 양방향 추적 결과. (b) 공통된 객체 영역(dark gray)과 통합된 배경 영역(gray), 불확실 영역(white)

Fig. 6. Usage of two-path tracking results. (a) Different two-path tracking results. (b) Common object region (dark gray), background region (gray), and uncertain area (white)

부의 장기는 대략적으로 모난 부분이 없이 둥근 모양을 가진다는 관찰에 기반을 둔다.

그림 4에서, 제안하는 윤곽선 후처리 방법을 보이고 있다. 얻어진 영역 확장의 결과로부터 윤곽선을 추출한 후, 추출된 윤곽선의 좌표로부터 주파수 성분을 계산한다. 계산된 주파수 성분 값으로부터 고주파 성분을 제거하여 윤곽선의 잡음 성분

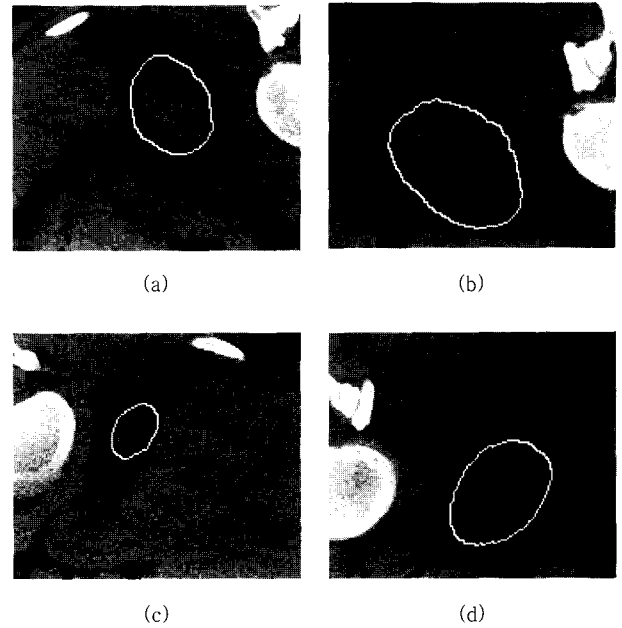


그림 7. 실험에 사용한 초기 영역 분할. (a) 왼쪽 신장 #0, (b) #69, and (c) 오른쪽 신장 #0, (d) #81

Fig. 7. Initial segmentation used in the experiment. (a) Left kidney #0, (b) #69, and (c) Right kidney #0, (d) #81

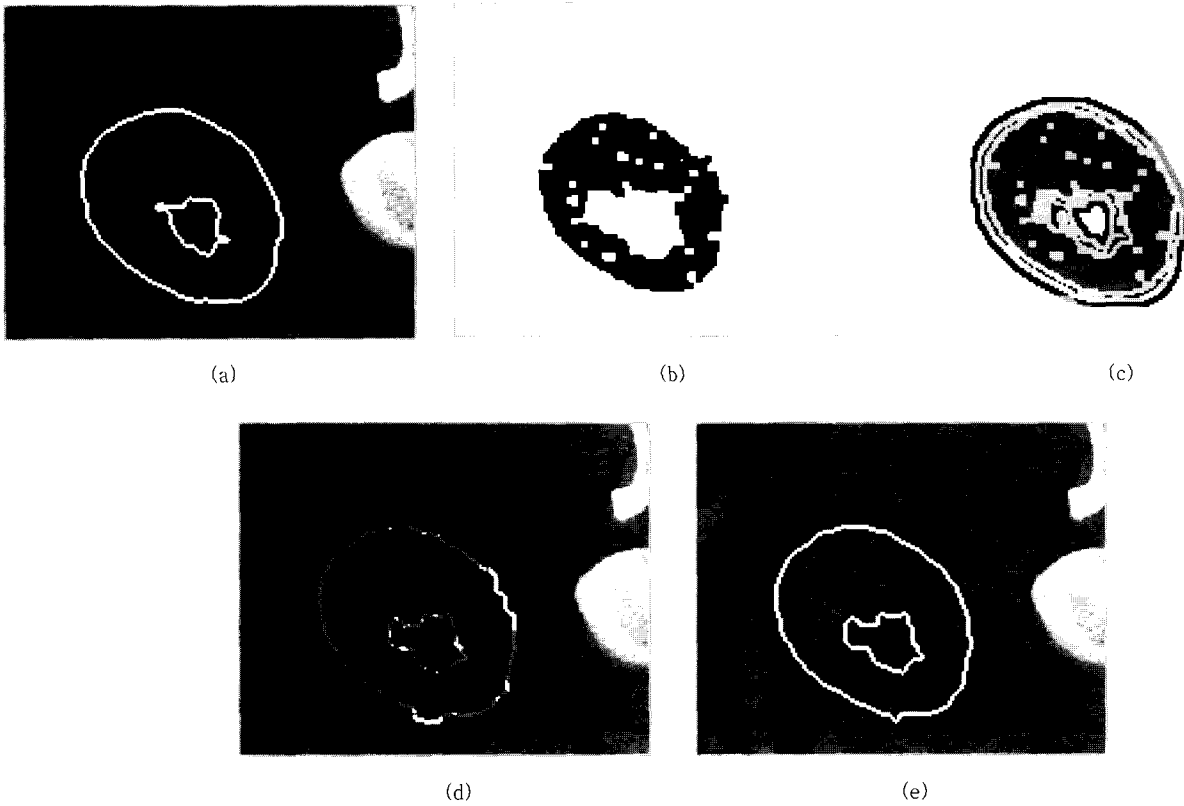


그림 8. 각 단계에서의 결과 영상. (a) 투영된 윤곽선. (b) 이진화된 영상. (c) 추출된 초기 영역. (d) 영역 확장 결과. (e) 후처리 결과  
Fig. 8. Result images in the intermediate step. (a) Projected contour. (b) Binary image. (c) Extracted seed area. (d) Region growing results. (e) Post-processing

을 제거한 후, 경사도 값을 고려하여, 원래의 윤곽선에서의 경사도 값이 충분히 큰 점의 경우, 원래의 윤곽선 좌표를 사용하고, 경사도 값이 작아 확실한 윤곽선임을 보장할 수 없는 경우에는 고주파 성분을 제거한 윤곽선의 좌표를 사용하여 수정한다. 이 때, 윤곽선의 좌표로부터 주파수 성분을 계산하기 위해서, Fourier descriptor를 사용하였으며, 폐곡선의 경우 다음 수식 (2)에서와 같이 나타내어진다.

$$v(t) = \begin{pmatrix} x(t) \\ y(t) \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_0 \\ c_0 \end{bmatrix} + \sum_{n=1}^N \begin{bmatrix} a_n & b_n \\ c_n & d_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\frac{2n\pi t}{T}) \\ \sin(\frac{2n\pi t}{T}) \end{bmatrix} \quad (2)$$

여기서  $v(t) = (x(t), y(t))$ 는 윤곽선 위의 각 점을 나타내며,  $x(t), y(t)$ 는 그림 5에서 보이는 바와 같이 1차원 신호로 추출된 윤곽선 좌표를 의미한다,  $\{a_n, b_n\}$ 과  $\{c_n, d_n\}$ 은 각각  $x(t), y(t)$ 를 표현하는 Fourier 계수이며,  $n$ 의 값이 클수록 고주파 성분을,  $n$ 의 값이 작을수록 저주파 성분의 크기를 표시한다.  $t$ 에 의해서 기술되는 윤곽선 위의 점들  $\{x(t)\}, \{y(t)\}$ 를 사용하여 Fourier descriptor를 계산하는 방법은 수식 (2)의 역변환을 사용하여 쉽게 구할 수 있다.

제한한 윤곽선의 후처리 방법을 이용함으로써, 경사도 값이 작아 올바른 결과임을 보장할 수 없는 경우에는 윤곽선의 저주파 성분으로 표현되는 전체의 특징으로부터 외삽(extrapolation)하여 깨끗한 경계선을 얻고, 경사도 값이 커서 영역 확장의 결과가 올바르게 얻어지는 경우의 윤곽선 좌표를 유지한다. 이 방법은 단순한 low-pass filtering 방법으로는 보존할 수 없는 세부 사항들을 보존해 줌으로써 윤곽선을 더욱 분명하게 만들어 준다.

2. 양방향 추적

3차원 의료 영상은, 시간에 따라 흘러가는 2차원 비디오 영상과는 다르게, 추적이 진행되어가면서 객체의 일부가 이전 슬라이스와의 관계성 없이 새롭게 출현할 수 있다. 따라서, 추적해 가는 과정에서 장기의 크기가 갑자기 커진다든지 새로운 영역이 나타나면 올바로 추적하는 것이 불가능하다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 본 논문에서는 양방향 추적 방법을 사용한다. 즉, 분할하고자 하는 장기의 양 끝의 두 슬라이스에 대하여 분할 결과를 제시하며, 각각을 사용하여 서로 다른 방향으로 추적하여 두 개의 서로 다른 추적 결과를 얻는다. 이렇게 얻어진 두 개의 서로 다른 결과를 비교하여, 그림 6에서와 같이, 두 결과에서 모두 객체로 결정된 영역의 윤곽선과, 두 결과에서 모두 배경 영역으로 결정된 영역의 윤곽선에서 각각

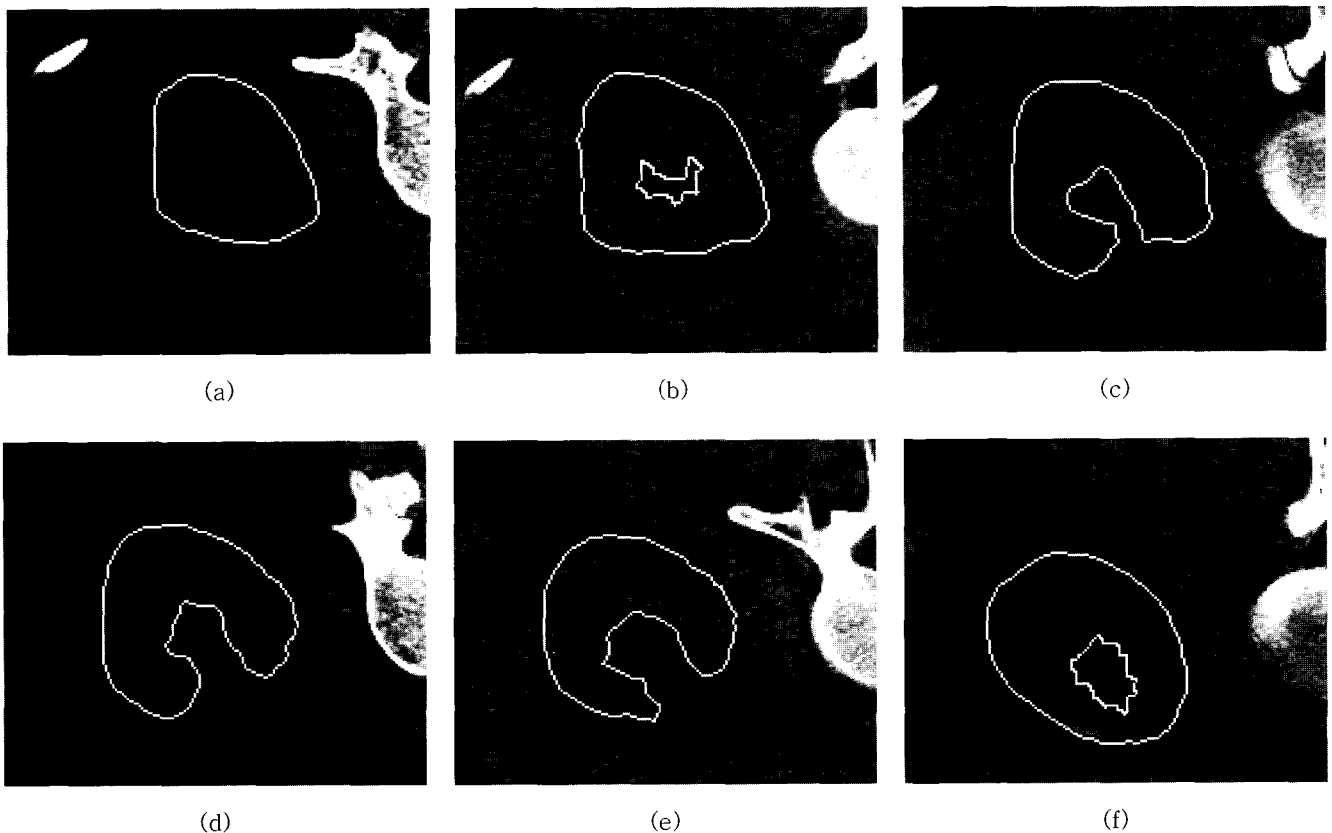


그림 9. 왼쪽 신장의 분할 결과. (a) #10, (b) #20, (c) #30, (d) #40, (e) #50, and (f) #60  
 Fig. 9. Segmentation results of left kidney. (a) #10, (b) #20, (c) #30, (d) #40, (e) #50, and (f) #60

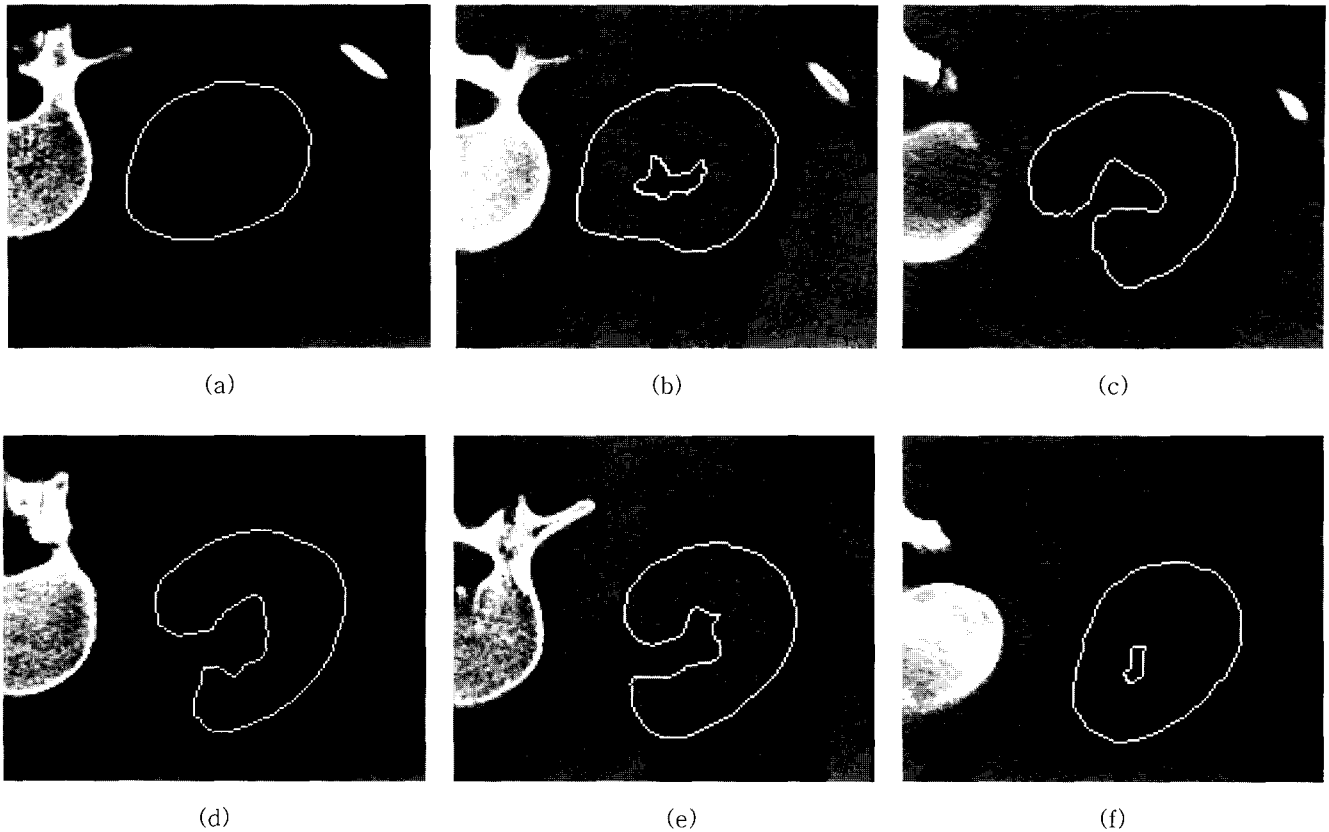


그림 10. 오른쪽 신장의 분할 결과 (a) #20, (b) #30, (c) #40, (d) #50, (e) #60, and (f) #70  
 Fig. 10. Segmentation results of right kidney. (a) #20, (b) #30, (c) #40, (d) #50, (e) #60, and (f) #70

초기 영역을 다시 선택하여, 흰색으로 표시된 불확실 영역에서 최종적으로 다시 영역 확장 방법을 사용하여 최종 결과를 얻는다.

**모의 실험 결과**

모의 실험에서는 제안한 알고리즘을 1mm 간격으로 촬영한 CT 영상에서의 신장 분할에 적용해 보았다. CT 영상에서 허파나 뼈 등의 인체 장기는 기타 다른 장기들과의 밝기 값의 차이가 커 thresholding과 같은 단순한 방법만으로 분할이 가능하지만, 신장 분할의 경우, 비슷한 밝기 값을 가지는 인접한 장기가 많아 단순한 방법으로는 분할이 용이하지 않다. 본 논문에서는, 12bit 원영상을 Level 76, Width 400의 값(Hounsfield value)으로 windowing하여 8bit 영상을 만들어 사용하였으며, 70장의 왼쪽 신장과 82장의 오른쪽 신장을 분할하기 위해서 각각 첫 번째 슬라이스와 마지막 슬라이스를 사람이 직접 영상 분할하여 사용하였다. 모의 실험에 사용한 첫 번째 슬라이스와 마지막 슬라이스의 분할된 영상을 그림 7에서 보이고 있다.

그림 8에서 이전 슬라이스의 결과를 이용하여 현재 슬라이스에서 장기를 분할하는 과정의 각 단계별 영상을 보여준다. 그림 8(a)는 이전 슬라이스의 분할 결과를 움직임을 추정하여

현재 슬라이스로 투영시킨 윤곽선을 보이며, 그림 8(b)에서 히스토그램을 분석하여 추출해 낸 두 개의 문턱치를 사용하여 이진화된 영상을 나타내고 있다. 이렇게 이진화된 영상으로부터 앞에서 설명한 바와 같은 제안한 초기 영역 선택 방법을 사용하여 선택한 초기 영역을 그림 8(c)에서 보여 주고 있으며, 이로부터 영역 확장하여 얻어낸 분할 결과를 그림 8(d)에 보인다. 한편, 그림 8(d)에서 경계도 값이 낮은 부분에서 분명하지 못한 분할 결과를 언더라도, 제안한 후처리 방법에 의해

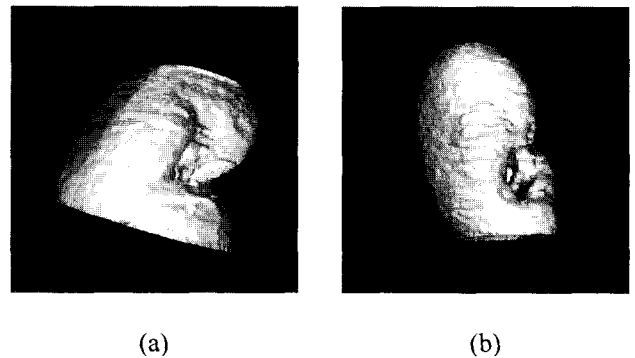


그림 11. 3차원으로 재구성한 분할 결과 (a) 왼쪽 신장, (b) 오른쪽 신장  
 Fig. 11. Recomposed result to 3D. (a) Left kidney. (b) Right kidney

서 적응적으로 윤곽선을 후처리 하는 것을 그림 8(e)에서 보여 준다. 그림 9과 10은 70장의 왼쪽 신장과 82장의 오른쪽 신장을 추적한 결과를 각각 보여 주며, 그림 11은 분할한 결과를 surface rendering을 사용하여 3차원으로 도시한 결과이다.

실험 결과에서 볼 수 있듯이, 영역 확장 방법을 사용하여 신장의 모양이 크게 변해도 비교적 잘 추적해 가는 것을 볼 수가 있으며, 신장 영역과 밝기 값이 비슷한 근육 영역과 인접한 부분에서도 매끄럽게 분할 되어 있음을 확인할 수 있다.

## 결 론

본 논문에서는, 3차원 의료 영상에서 반자동으로 인체 내부의 장기를 분할하는 방법을 제안하였다. 의료 영상은 그 특성상 경계가 모호하여 자동 분할에 많은 어려움이 있으며 많은 부분이 수작업에 의해 이루어지고 있어 많은 시간과 비용을 요구한다. 따라서, 본 논문에서는  $z$ 방향과  $xy$ 방향 상관성을 이용해 한 장의 분할 결과가 주어지면 인접한 다른 슬라이스에 대해서 자동으로 추적하여 분할하는 반자동 추적 방법을 사용하였다.

서론 부분에서 지적한 바와 같이, 영역 확장 방법에 기반을 둔 영상 분할 알고리즘의 경우, 초기 영역의 선택 방법에 따라서 최종 영상 분할의 성능이 크게 좌우될 뿐 아니라, 경사도 값이 작은 영역에서는 얻어진 윤곽선이 잡음 성분에 민감하게 반응하여 깨끗하지 못함을 단점으로 지적할 수 있다. 본 논문에서 제안하는 알고리즘은, 영역 확장 방법을 기반으로 하고 있으나, 이전 슬라이스에서의 결과와 현재 슬라이스에서의 밝기 정보 값을 사용한 적응적인 초기 영역 추출 방법을 사용함으로써, 비슷한 밝기 값을 가지는 장기와 인접하여 경사도가 약해진 부분에서도 경계를 잘 찾아낼 수 있을 뿐 아니라, 영상의 경사도 값과 Fourier descriptor를 사용한 후처리 방법을 제안함으로써, 기존의 영역 확장 방법의 단점을 효과적으로 보완하고 있다. 아울러, 본 논문에서 제안하는 방법은 슬라이스 단위의 접근 방식을 취하고 있어 볼륨 전체를 메모리에 전부 읽어 놓을 필요가 없어 메모리 효율 측면에서 바람직한 장점을 가지고 있다. SUNW, UltraSPARC-II 시스템에서, 제안하는 알고리즘을 X-ray CT 영상에서 왼쪽 신장과 오른쪽 신장

을 분할하는 데 적용한 결과, 70~80장의 슬라이스들에서 2~3분 이내의 비교적 빠른 시간 내에 신장의 경계를 적절하게 추출하였으며, 간혹 신장이 근육과 인접한 장에서도 오차의 누적 없이 그 경계를 효율적으로 구분해 내는 것을 확인하였다.

## 참 고 문 헌

1. T. S. Newman, N. Tang, S. Bachararch, and P. Choyke, "A volumetric segmentation technique for diagnosis and surgical planning in lower torso CT images," International Conference on Pattern Recognition, Vol. 3, pp. 553-557, 1996
2. R. E. Muzzolini, Y. H. Yang, and R. Pierson, "Three dimensional segmentation of volume data," International Conference on Image Processing, Vol. 3, pp. 488-492, 1994
3. M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," International Journal of Computer Vision, Vol. 1, pp. 312-331, 1998
4. J. Gao, A. Kosaka, and A. Kak, "Deformable model for human organ extraction," International Conference on Image Processing, Vol. 3, pp. 323-327, 1998
5. L. S. Hibbard, "Maximum a posteriori segmentation for medical visualization," Workshop on Biomedical Image Analysis, pp. 93-98, 1998
6. A. Charkaborty, L. H. Staib, and J. S. Duncan, "Deformable boundary finding in medical images by integrating gradient and region information," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 15, No. 6, pp. 859-870, Dec. 1996
7. Y. H. Gu, V. Gui, and T. Tjahjadi, "Joint segmentation and B-spline object contour modeling for object tracking and motion compensation in image sequence," International Conference on Image Processing, Vol. 3, pp. 492-495, 1997