

# CT 영상에서 간 체적측정을 위한 간 영역 자동분할 알고리즘

임성재\*, 정용연\*\*, 호요성\*  
\*광주과학기술원, \*\*전남대학교 의과대학

## Automatic Liver Segmentation For Volume Measurement

Seong-Jae Lim\*, Yong-Yeon Jeong\*\*, Yo-Sung Ho\*  
\*Gwangju Institute of Science and Technology (GIST)  
\*\*Chonnam National University Medical School  
\*{sijlim, hoyo}@gist.ac.kr, \*\* yjeong@chonnam.ac.kr

**Abstract:** 본 논문은 연속된 CT 영상에서 간 체적을 자동으로 측정하기 위한 간 영역분할 알고리즘을 제안한다. 여러 복부 CT 영상에서 간 영역과 주위 근육 영역들의 명암 값 분포를 분석하고, 일반적인 간의 위치 및 모양 정보와 같은 의학적 사전 지식을 이용하여 영상 단순화를 수행한다. 이렇게 단순화된 영상에 수리 형태학 필터를 적용하여 간이 아닌 주변 근육과 기관들을 제거하고, 영역 레이블링과 k-means 클러스터링 알고리즘을 이용하여 탐색 영역과 초기 간 경계를 설정한다. 마지막으로 탐색 영역 내에서 간 영역이 갖는 지역적 특징을 이용하여 패턴을 설정하고 경사도 방향, 경사 크기 및 이웃 화소들의 명암 값 분포를 고려한 비용 함수를 계산하여 초기 간 경계를 변형시키면서 정확한 간 경계를 찾는다. 이렇게 분할된 간 경계는 다음 CT의 초기 간 경계로 사용된다. 순차적 CT 영상에서 간 영역분할이 끝나면 체적측정 방정식을 이용하여 자동적으로 간 체적을 측정한다. 이렇게 측정된 결과를 방사선 전문의가 수작업으로 분할하여 체적을 측정한 결과와 비교하였고, 97% 이상의 정확도를 나타내었다.

**Keywords:** liver segmentation, morphological filter, deformable contouring, volume measurement

영상 데이터 처리 등의 이유로 효율적이고 정확하지 못한 판독 결과를 나타낼 수 있다. 그러므로, 최근에는 방사선과 의사들이 질환의 진단을 정확하고 일관적이며 효율적으로 진행할 수 있도록 보조하는 컴퓨터 보조 진단(computer-aided diagnosis, CAD) 시스템과 의료영상에서 관심영역을 분석하여 수술을 도와주는 컴퓨터 보조 수술(computer-aided surgery, CAS) 시스템이 개발되고 있다.

그러나 유방(breast)이나 폐(lung)의 CAD/CAS는 많은 연구가 이루어졌으나 간 CT의 연구는 미흡하다 [2-3]. 간 CT의 연구가 미미한 이유는 CAD/CAS 시스템에서 필수적이며, 가장 기초 단계인 간 영역의 자동분할이 어렵기 때문이다. 즉, CT에서 간 영역은 근접해 있는 주변의 다양한 기관과 경계가 모호하고, 명암 값이 유사하며, 사람마다 간의 형태가 일정하지 않기 때문이다. 또한, 간 CT가 갖는 PVE(partial volume effects) 특징이 이웃한 기관과의 경계를 더욱 모호하게 하기 때문이다.

본 논문은 복부 CT 영상에서 간에 대한 의학적 사전 지식과 반복적 수리 형태학 필터에 기반을 둔 윤곽선 변형 기법을 이용하여 간 영역을 자동으로 분할하고 간 체적을 측정하는 알고리즘을 제안한다.

### I. 서론

간암(liver cancer)은 세계적으로 가장 흔한 악성 종양중의 하나로 동양에서는 간 세포암이, 서양에서는 전이암이 흔하다. 현재 가장 확실한 간암 진단법은 침생검법이지만 인체 침습 기법이기 때문에 일반적으로 추천되지는 않는다. 그러므로 컴퓨터 단층 촬영(computed tomography, CT)과 자기 공명 영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 간암 진단을 위한 정확한 비침습 방법으로 사용되고 있다 [1]. 그러나, 이러한 의료영상은 방사선과 의사에 의해 판독되므로 주관적인 탐색 방법, 영상의 구조적 잡음, 수많은 양의

### II. 간 영역분할 기법

간은 주로 근육과 위 기관에 근접해 있으며, 그들과 명암 값이 유사하여 기존의 직접적인 간 추출 기법들은 fault positive/negative 오류를 발생시킨다. 이러한 문제를 해결하기 위해 영상 단순화 과정, 반복적 형태학 필터를 이용한 탐색 영역 검출 및 초기 간 경계 검출 과정, 레이블링 기반 탐색 알고리즘을 이용한 윤곽선 기반 분할 과정으로 구성된 자동 간 영역분할을 제안한다.

그림 1 은 제안된 알고리즘의 전체 블록도이다. 입력 영상은 512x512 크기의 8 비트 명암 값을 갖는 복

부 CT 영상이며, 조영제가 삽입된 문맥기의 영상이다.

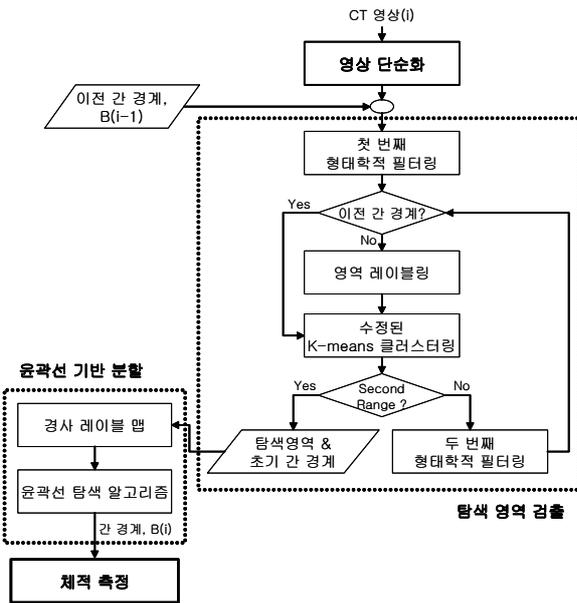


그림 1. 알고리즘 블록도

1. 영상 단순화

간 영역은 일반적으로 복부 CT 영상의 좌측에 위치하고 있으며 간 영역이 갖는 일반적인 평균과 표준편차가 사람마다 큰 차이가 없이 균질성을 보인다. 그래서, 간의 모양, 위치 및 휘도 정보 같은 간 CT가 갖는 의학적 사전 지식을 이용하여 영상을 단순화한다.

먼저, 512x512 크기의 복부 CT 영상을 겹치지 않는 64x64 크기의 블록들로 나누고, 관심영역을 그림 2와 같이 설정한다. 이렇게 설정된 관심영역에 수동 분할한 여러 샘플들의 명암 값 분포를 분석하여 결정된 간 영역의 평균과 표준편차를 이용하여 다중 레벨 이치화를 수행한다 [4]. 그림 3은 간과 근육 영역의 명암 값 분포를 나타낸다.

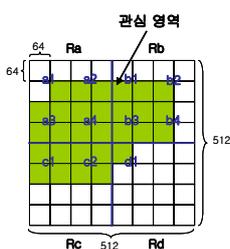


그림 2. 관심 영역

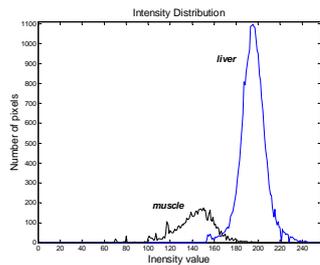


그림 3. 명암 값 분포

2. 탐색 영역 검출

정확한 간 경계를 찾기 위해 단순화된 영상에 수리 형태학적(mathematical morphology) 필터를 이용하여 탐색 영역을 검출한다. 이것은 수리 형태학이 객체 지향적인, 즉 분할 지향적인 특징인 크기, 모양, 대조(contrast), 연결성 등을 효율적으로 처리할 수 있기 때문이다. 영역 검출을 위해 영상  $f(x,y)$ 에 대해 다중 크기 구조요소(multiscale structuring element)

$B_n(l,m)$  으로 침식과 팽창 연산을 수행한다. 식 (1), (2)는 침식과 팽창 연산을 나타내고, 식 (3), (4)는 다중 크기 구조요소를 이용한 침식과 팽창 연산을 나타낸다.

$$(f \otimes B_n)(x, y) = \min\{f(x+l, y+m) | (l,m) \in B_n\} \quad (1)$$

$$(f \oplus B_n)(x, y) = \max\{f(x-l, y-m) | (l,m) \in B_n\} \quad (2)$$

$$(f \otimes mB_n)(x, y) = \underbrace{\{(((f \otimes B_n) \otimes B_n) \dots \otimes B_n)(x, y)\}}_{m \text{ times}} \quad (3)$$

$$(f \oplus mB_n)(x, y) = \underbrace{\{(((f \oplus B_n) \oplus B_n) \dots \oplus B_n)(x, y)\}}_{m \text{ times}} \quad (4)$$

즉, 5x5와 3x3 크기의 다중 크기 구조요소를 사용하여 m번의 연산을 수행한다.

첫 번째 탐색 영역을 설정하기 위해 적당한 차수의 다중 크기 형태학적 열림(opening) 연산을 수행하여 이치화 영상에서 간 주변의 흩어진 다른 기관들과 조직들을 제거하고, 영역 레이블링과 k-means 클러스터링을 사용하여 간의 크기를 유지하며 1차 간 영역을 검출한다. 마지막으로 식 (5)와 같이 다른 차수의 침식연산과 팽창연산을 수행하므로 첫 번째 탐색 영역을 설정한다.

$$(f \circ iB_n)(x, y) = ((f \otimes iB_n) \oplus (i+j)B_n)(x, y) \quad (5)$$

두 번째 탐색 영역은 첫 번째 탐색 영역에서 검출된 간 영역에 해당되는 원 영상에 다중 크기 형태학적 닫힘(closing) 연산과 영역 레이블링, k-means 클러스터링을 수행하여 2차 간 영역을 검출한다. 이는 첫 번째 탐색 영역을 찾는 과정에서 손실된 간 영역을 복구하기 위한 것으로 식 (6)과 같이 다른 차수의 팽창과 침식 연산을 수행하므로 두 번째 탐색 영역을 설정한다.

$$(f \bullet iB_n)(x, y) = ((f \oplus iB_n) \otimes (i+j)B_n)(x, y) \quad (6)$$

최종 탐색 영역은 첫 번째 탐색영역에서 두 번째 탐색 영역을 뺀 영역이 되고, 간 경계는 이 탐색 영역 내에 존재하게 된다. 또한, 윤곽선 탐색 알고리즘의 기반이 될 초기 간 경계는 이전 초기 간 경계가 없을 경우, 두 번째 탐색 영역을 원래의 간 영역 크기로 확장한 것이 된다 [5-6].

3. 윤곽선 기반 간 분할

탐색 영역 검출 과정에서의 초기 간 경계를 레이블링 기반 탐색 알고리즘을 이용하여 정제화 시켜 정확한 간 영역을 분할한다. 이를 위해, 경사(gradient) 레이블 맵을 만든다. 실험에 사용된 CT 영상의 슬라이스 두께가 5mm이기 때문에 PVE가 경계 주변에서 나타난다. 이는 객체의 경계부분에서 점진적인 명암 값 변화를 보임으로 탐색 영역 내에서 각 객체에 대한 isolable 윤곽선을 나타내는 레이블 영상과 같게 된다. 레이블 영상에서 isolable 윤곽선을 강조하기 위해 형태학적 경사 연산을 식 (7)과 같이 수행한다. 경사 연산은 레이블 영상에서 객체의 경계부분, 즉 윤곽선 부분을 경사 크기로 강조함으로써 경사 레이블 맵을 구성한다.

$$G(f) = \{(f \oplus B_n) - (f \otimes B_n)\} \quad (7)$$

경사 레이블 맵에서 간 영역이 갖는 명암 값 분포의 특성을 이용하여 간 경계의 특징을 다음과 같이 세 가지로 구분 지을 수 있다.

- 특징 1 : 간이 낮은 명암 값을 갖는 공기 부분과 접해있는 경우
- 특징 2 : 높은 명암 값을 갖는 갈비뼈와 신장과 접해있는 경우
- 특징 3 : 비교적 낮은 명암 값으로 분포된 위와 접해있는 경우

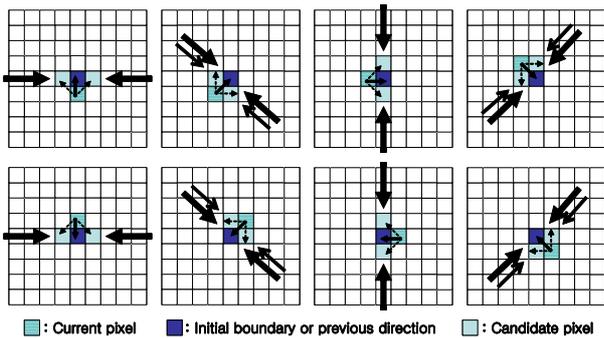


그림 4. 탐색 패턴

윤곽선 변형 기법은 경사 레이블 맵에서 초기 간 경계의 최하단부부터 시계방향으로 최적의 경로를 찾아 나간다. 현재의 화소에서 진행할 수 있는 세 화소를 그림 4의 작은 화살표와 같이 후보 화소로 설정한다. 이때, 현재 화소가 초기 간 경계 위에 있을 경우, 다음 진행 방향은 초기 간 경계에 의해 결정되고, 그렇지 않을 경우에는 이전 진행 방향에 의해 결정된다. 인체의 장기인 간의 표면이 평탄하기 때문에 다음 진행 방향이 결정된 화소의 인접 두 화소가 후보 화소로 설정되고, 각 후보 화소에서 9x9 윈도우 내의 굵은 화살표로 표시된 주위 화소들을 고려하여 부분 비용 함수를 계산함으로써 가장 적은 비용을 갖는 경로를 찾는다.

부분 비용 함수는 식 (8)과 같이 세가지 특징을 갖는 함수로 구성된다.

$$l(p, q) = w_D \cdot f_D(p, q) + w_B \cdot f_B(q) + w_I \cdot f_I(q) \quad (8)$$

여기서, 각  $w$ 는 특징 함수들의 가중치며,  $p, q$ 는 경사 레이블 맵에서 두 이웃하는 화소를 나타내고  $l(p, q)$ 는  $p$ 에서  $q$ 로 진행하는 경로의 부분 비용이다 [6-7].

$f_D(p, q)$ 는 두 화소 사이의 경사 방향 함수이며,  $f_B(q)$ 는 초기 경계에 대한 후보 화소의 상태 즉, 경계의 내부 혹은 외부에 위치하는 경우 경계 쪽으로 유도하기 위한 가중 함수이고,  $f_I(q)$ 는 화소의 탐색 패턴 성향을 나타내는 함수이다. 후보 화소의 9x9 윈도우 내의 주위 화소들의 명암 값 분포를 조사함으로써 현재의 후보 화소가 간 경계의 어떤 특징에 해당하는지를 나타내는 함수이다.

### III. 간 체적측정

순차적 CT 영상의 간 영역분할이 끝나면 분할된 간 영역들을 이용하여 간 체적측정을 한다. 이때, CT 슬라이스의 두께와 간격 정보 그리고, 화소의 크기를 이용하여 식 (6)과 같이 체적을 측정한다.

$$V = \sum_{i=1}^{N-1} (((L_p * X * Y) \text{ of } S_i + (L_p * X * Y) \text{ of } S_{i+1}) / 2) * D \quad (6)$$

여기서,  $N$ 은 분할된 간 영역을 포함한 슬라이스의 수,  $S_i$ 는 슬라이스의 번호,  $D$ 는 슬라이스의 간격,  $L_p$ 는 분할된 간 영역내의 화소 수,  $X, Y$ 는 화소의 크기를 나타낸다.

### IV. 실험 결과 및 분석

다양한 모양과 불규칙적인 질감을 갖는 7명의 환자 샘플에 대해 실험을 하였고, 실험에 사용된 모든 샘플은 조영제가 삽입된 문맥기의 CT 영상이다. 다음 그림은 각 실험 과정의 결과를 보여준다.

그림 5는 영상 단순화 과정의 다중 레벨 이치화 영상을 나타낸다. 이치화를 위한 이치화 값은 간 레벨, 중간 레벨, 근육 레벨의 3가지 레벨의 값을 여러 샘플들의 명암 값 분포를 분석하여 결정하였고, 이치화를 통해 갈비뼈, 위 기관 등 다른 조직이나 기관을 상당히 제거할 수 있음을 알 수 있다. 그림 6은 수리 형태학적 필터를 적용하여 간 영역을 유지하면서 주위 다른 기관이나 조직을 제거한 결과이다. 영역 레이블링과 클러스터링 알고리즘을 통해 후보 간 영역을 설정한다. 그림 7은 서로 다른 차수의 형태학적 필터를 반복적으로 수행하여 탐색 영역을 검출한 결과이며, 이전 간 경계가 없을 경우 두 번째 탐색 영역의 확장으로 그림 8과 같이 윤곽선 변형 알고리즘의 지표를 위한 초기 간 경계를 검출한다.

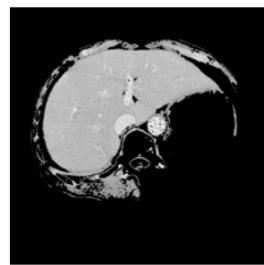


그림 5. 이치화 영상



그림 6. 형태학적 필터링

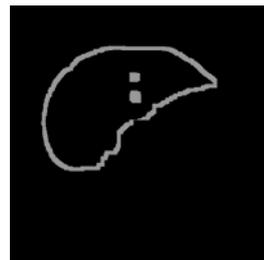


그림 7. 탐색 영역

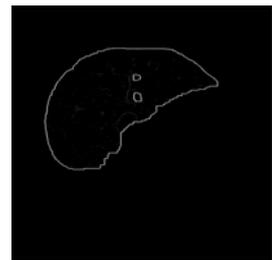


그림 8. 초기 간 경계

그림 9는 경사 크기로 가중된 경사 레이블 맵을 나타내고, 그림 10은 경사 레이블 맵에서 레이블링 기반 탐색 알고리즘을 수행한 결과 얻은 최종 간 경계를 나타낸다. 그림 11은 다른 샘플들의 실험 결과이다. 표 1은 이렇게 분할된 간 영역을 통해 측정된 간 체적과 방사선과 전문의에 의해 수동으로 분할되어 측정된 체적의 비교를 나타낸다.

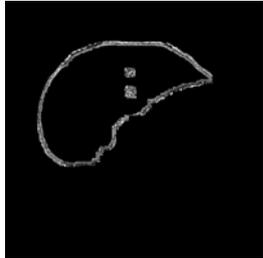


그림 9. 경사 레이블 맵



그림 10. 결과 영상

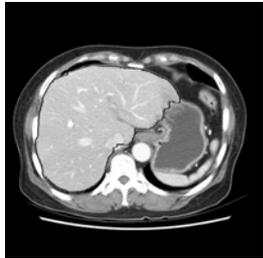


그림 11. 다른 샘플들의 실험 결과

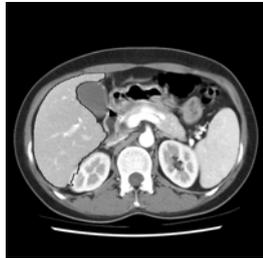


표 1. 자동분할과 수동 분할의 체적측정 비교(L)

	자동분할	수동분할	오류
환자 1	1.135722	1.141217	0.004815
환자 2	0.893127	0.859121	-0.039582
환자 3	1.053151	1.131573	0.069303

제안된 알고리즘은 전문의에 의해 수동 분할된 결과와 exclusive-or 방법으로 간 영역분할 결과를 비교 평가하였고, 그 결과를 기반으로 간 체적을 측정하여 비교하였다. 제안한 알고리즘은 평균 97% 이상의 정확성을 보였으며 이는 간 병변 진단 및 간 이식 수술을 위해 응용될 수 있는 효율적인 알고리즘임을 나타낸다.

### V. 결론

본 논문에서는 사전 지식과 형태학적 필터링의 반복적 사용을 기반한 윤곽선 변형 기법을 사용하여 간 영역을 자동으로 분할하고 체적을 측정하는 알고리즘을 제안하였다. 제안된 알고리즘은 관심 영역 내에서 여러 간 샘플들의 명암 값 분포를 분석함으로써 영상을 단순화하였다. 또한, 영역 레이블링과 클러스터링을 수반한 다중 크기 구조요소를 적용한 형태학적 필터를 이용하여 윤곽선 변형 알고리즘을 위한 초기 간 경계와 탐색 영역을 검출하였다. 마지막으로 경사 레이블 맵에서 레이블

블링 기반 탐색 알고리즘을 사용하여 최종 간 경계를 검출하였다. PVE(partial volume effect)를 고려한 탐색 알고리즘은 경사 크기, 경사 방향, 그리고 명암 값 분포의 패턴 등을 계산하여 최적의 경로를 찾는다. 분할된 간 영역을 이용하여 간 체적을 측정하고 그 결과는 전문의가 수동 분할한 결과와 비교 평가하였다. 제안한 알고리즘은 거의 오차가 없었으며, 이는 컴퓨터 보조 진단 (CAD) 및 컴퓨터 보조 수술 (CAS) 시스템의 초기 단계로서 효율적인 간 영역분할 알고리즘이라는 것을 나타내었다.

### 감사의 글

본 연구는 광주과학기술원(GIST)과 광주과학기술원 실감방송 연구센터(RBRC)를 통한 대학IT연구센터(ITRC), 그리고 교육부 두뇌한국21(BK21) 정보기술사업단의 지원에 의한 것입니다.

### 참고문헌

- [1] E. L. Chen, P. C. Chung, C. L. Chen, H. M. Tsai, C. I. Chang, "An Automatic Diagnosis System for CT Liver Image Classification," *AIEEE Trans. on Biomedical Eng.*, vol. 45, no. 6, pp. 783-794, 2002.
- [2] W. J. Kuo, R. F. Chang, W. K. Moon, C. C. Lee and D. R. Chen, "Computer-aided Diagnosis of Breast Tumors with Different US Systems", *Academic Radiology*, vol. 9, no. 7, July 2002.
- [3] B. V. Ginneken, B. M. Romeny and M. A. Viergever, "Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiography: A Survey," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 20, no. 12, pp. 1228-1241, 2001.
- [4] S. J. Lim, Y. Y. Jeong and Y. S. Ho, "Automatic Segmentation of the Liver in CT Images Using the Watershed Algorithm Based on Morphological Filtering," *Proc. of the SPIE*, vol. 5370, pp. 1658-1666, Feb. 2004.
- [5] P. Salembier, "Morphological Multi-scale Segmentation for Image Coding," *Signal Processing*, vol. 38, pp. 359-386, 1994.
- [6] 임성재, 정용연, 호요성, "레이블링 기반 탐색 알고리즘을 이용한 CT 영상에서 간 영역분할 기법," *2004년도 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집*, 27 권, 1 호, pp. 1403-1406, 2004.
- [7] E. N. Mortensen, W. A. Brrett, "Interactive segmentation with intelligent scissors," *Graphical Models and Image Processing*, vol. 60, 1998.