

Co-occurrence Matrix를 이용한 CT 영상에서 간 영역의 추출

이성기

경북대학교 컴퓨터학과

(2000년 10월 25일 접수, 2001년 1월 30일 채택)

Extraction of the Liver from Computed Tomography Using Co-occurrence Matrix

Sungkee Lee

Department of Computer Science, Kyungpook National University

(Received October 25, 2000. Accepted January 30, 2001)

요약: 의료영상 처리는 의료 전문가들이 의료영상을 이용한 진단, 치료, 및 연구를 함에 있어 중요한 역할을 하고 있다. 많은 영상 분할 방법들이 의료영상 처리분야에서 성공적으로 사용되고 있다. 본 논문에서는 CT 영상에서 간 영역을 자동으로 추출하는 방법을 제시한다. 본 논문에서는 간 영역을 추출하기 위해 co-occurrence matrix를 적용하였고, 추출된 영역에서 뼈와 근육, 신장 영역을 제거하였다. 제안된 방법은 의료 전문가가 추출한 결과와 비교하여 좋은 결과를 보여주었다.

Abstract: Medical image processing plays an important role in doctors doing diagnosis, treatment, and research. Many segmentation methods have been successfully used in medical image analysis. In this paper, we present the automatic method to extract the liver from Computed Tomography (CT) images. Co-occurrence matrix has been applied to CT images to extract the liver region. Then, we postprocessed the extracted region to remove bone, muscle, kidney regions. We implemented and experimented the proposed method to the patient's images. The experimental results show that our method works very well.

서 론

영상처리 기술은 다양한 분야에서 점점 더 중요시되고 있는데, 특히 전문가들이 진단, 치료, 연구에 사용하는 초음파 (ultrasonography), 전산화 단층 촬영 (computed tomography, CT), 자기공명 (magnetic resonance, MR), 핵의학 (nuclear medicine) 같은 의료 영상처리에서 두드러지고 있다[1,2].

환자의 질환 유무를 판단하는데 사용되는 의료 영상은 촬영하는 방법과 부위에 따라서 매우 다양하므로 모든 영상에 적용되는 시스템을 구축하는 것은 거의 불가능하다. 그래서, 촬영 방법과 부위에 따라 적합한 시스템을 개발하여 사용하고 있다. 의료 영상 중에서 복부 방사선 분야에서 보편적으로 사

용되고 있는 CT 영상은 복강 내부의 장기들에 대한 질환의 관찰이나 진단 등의 여러 가지 목적으로 사용되고 있다.

많은 영상분할(segmentation) 방법들이 의료 영상에 성공적으로 사용되고 있으나, 모든 영상에 적용되는 일반적인 영상분할 방법은 없으며, 주어진 입력 영상의 특징에 따라 다양한 방법을 적용하여 결과를 얻고 있다. 영상의 히스토그램 모양이 쌍봉성(bimodal)인 경우에는 여러 가지 이진화 방법을 통한 영역분할이 가능하다. 그렇지 않은 경우에는 이진화 방법으로 만족할 만한 영상분할 결과를 얻기가 어렵다. 복부 CT 영상에서는 간 영역의 명암 값 분포와 다른 영역들의 명암 값 분포가 차이가 나지 않아 영상의 히스토그램 모양이 단봉성(unimodal)이므로 기존의 이진화 방법은 복부 CT 영상에서 간 영역을 분할하는데 효과적이지 못하며, 간이 다른 기관(organ)과 인접해있거나 근접해있으면서 명암 값이 거의 차이가 나지 않는다는 점과 슬라이스간의 간 영역의 모양과 크기가 서로 연관성이 별로 없고 일정하지 않다는 점이 간 영역을 분할하는데 어려움을 준다.

본 논문은 간 부위를 촬영한 복부 CT 영상을 분석하여 간

<속보논문>

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(97-01-02-01-01-3) 지원으로 수행되었음.

통신저자: 이성기, 경북대학교 컴퓨터 과학과
Tel. (053)950-6375
E-mail. sklee@knu.ac.kr

영역을 자동으로 추출하는 방법을 제시하고, 간의 크기 정보를 알아내어 간의 3차원 가시화와 간 질환 유무를 진단하는데 도움을 주는데 그 목적이 있다. 그리고, 수집에서 수백장에 이르는 영상에서 수 작업으로 간 영역을 찾는 작업을 자동화함으로써 그 시간과 노력을 줄이는데 본 연구의 필요성이 있다. 지금까지 주어진 영상에서 특정 부분을 분리해 내고자 하는 시도는 여러 영상을 대상으로 많이 시도되어 왔으나, CT 영상에서 간 영역을 추출하고자 하는 연구는 주로 정상적인 상태에서 간 영역이 크게 나타나는 영상을 대상으로 하였다.[1] 유승화 등[3]은 씨(seed) 영역을 토대로 명암 값에 따른 영역확장 방법을 사용하여 간을 추출하였다. 그러나, 이 방법은 명암 값의 범위가 일정하지 않은 CT 영상이나 정상이 아닌 간 영상에 대해서는 적용하기 어렵다. 왜냐하면, 간의 명암 값이 차이가 있기 때문에 명암 값을 고정해서 간 영역을 찾는다는 것은 문제가 발생할 가능성이 높기 때문이다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 본 논문에서는 간의 특정 명암 값 정보를 이용하지 않고 간 영역을 자동으로 추출하는 방법을 제시한다.

본 논문에서는 무늬(texture)를 표현하는데 사용되는 co-occurrence matrix를 사용한 국부 이진화 방법을 적용하여 찾고자 하는 영역과 배경 영역의 명암 값의 분포가 차이가 없는 복부 CT 영상을 이진화하고, Hough 변환과 수학적 형태학(mathematical morphology)을 적용하여 근육과 늑골을 제거하며, 타원을 찾는 방법을 이용하여 간 영역과 인접해 있는 신장 영역을 제거하여 간 영역을 추출하는 방법을 제시한다.

간 영역의 추출

의료영상에서 장기를 추출하기 위해서는 영상에서 나타나는 각 장기의 특징적인 정보를 이용해야 한다. 이런 정보에는 해당 장기의 명암, 위치, 모양 등 여러 가지가 있으나, 본 논문

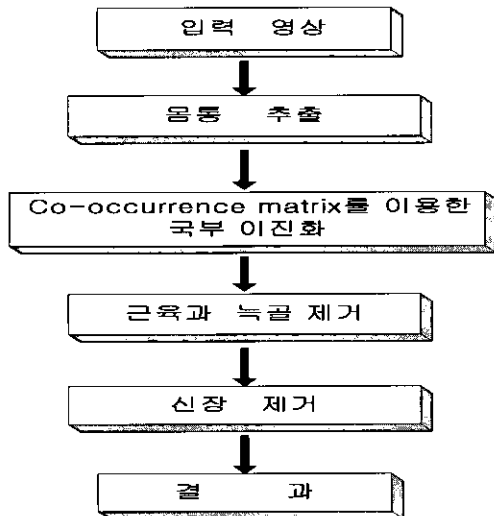


그림 1. 간 영역 추출을 위한 전체적인 과정
Fig. 1. Block diagram for the extraction of the liver region

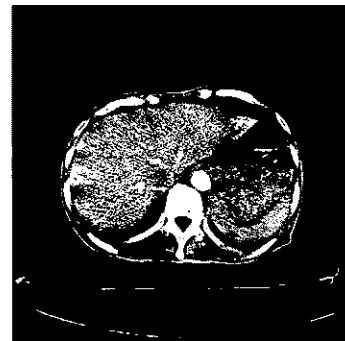
서는 복부 CT 영상에서 간 영역을 추출하기 위하여 간의 위치 정보 및 다른 장기의 명암 값과 위치 정보를 이용하였다. 이와 같은 조건을 기초로 하여 간을 추출하기 위한 전체적인 과정은 그림 1과 같다.

입력 영상은 DICOM 형식으로 된 복부 CT 영상이며, 먼저 배경 영역을 제거하고 몸통 영역을 추출한다. 추출된 몸통 영역에 이진화 과정을 수행하면 간 영역 및 간 영역과 명암 값의 특징이 비슷한 영역들, 즉 근육, 늑골, 신장 등이 추출된다. 다음으로 근육과 늑골을 제거하고 신장 영역을 제거하여 간 후보 영역을 찾는다. 마지막으로 잡음을 제거하는 과정을 거쳐서 간 영역을 추출한다.

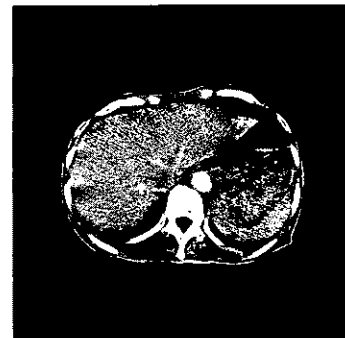
몸통 영역 추출

입력된 영상에서 몸통 영역을 제외한 나머지 배경을 제거하기 위하여 몸통 영역을 추출한다. 입력 영상에서 몸통 바깥 영역은 공기이거나 촬영 시 사용한 침대에 해당하는데 공기 영역은 명암 값이 0이며 나머지 영역은 0이 아닌 값이 된다.

몸통 영역을 추출하기 위하여 전체 영상에서 명암 값이 0이 아닌 화소들로 이루어진 4방향 연결성분(4-connected component)들을 찾는다. 그러면 몇 개의 영역이 찾아지는데 이런 영역들 가운데 가장 큰 영역이 몸통 영역에 해당한다. 그림 2는 배경 영역이 제거되고 추출된 몸통 영역을 나타낸다.



(a) 원 영상
(a) original image



(b) 몸통 영역
(b) body region

그림 2. 몸통 영역 추출
Fig. 2. Extraction of the body region

Co-occurrence Matrix를 사용한 이진화

이진화는 영상을 분할하는데 가장 널리 사용되는 방법 중의 하나이며, 가장 일반적인 이진화 방법은 영상의 히스토그램을 이용하여 임계값(threshold value)을 정하여 관심이 있는 영역을 추출하고 있으나, 찾고자 하는 영역이 매우 작거나 배경 영역(background region)과 찾고자 하는 영역(region of interest)의 명암 값 분포가 유사한 경우에는 히스토그램의 모양이 단봉성(unimodal)이 되므로 이런 영상에서는 적당한 임계값을 선택하기가 어렵다. 이런 종류의 영상 이진화를 위한 임계값 설정에 대하여 많은 연구가 있었는데, 특히 엔트로피(entropy)를 이용하여 임계값을 정하는 연구가 시도되어 좋은 결과를 생성하였다.[4-6]

본 논문의 입력 영상으로 사용되는 복부 CT 영상은 히스토그램의 모양이 단봉성(unimodal)이기 때문에 쌍봉성(bimodal)에 적용하는 방법으로 이진화하여 간 영역을 추출하기는 어렵다. 영상의 히스토그램 모양이 단봉성(unimodal)인 경우에는 히스토그램에서 엔트로피(entropy)를 구하여 이진화하는 방법이 있지만, 이 방법도 복부 CT 영상에는 만족스러운 결과가 생성되지 않는다. 엔트로피(entropy)를 이용하는 방법[4]은 히스토그램을 어떤 명암 값을 경계로 두 부분으로 분리하였을 때, 나누어진 두 부분의 엔트로피(entropy)의 합이 최대가 되는 명암 값을 영상을 이진화 하기 위한 임계값으로 정하는 방법이다. 엔트로피(entropy)의 합이 최대가 된다는 의미는 나누어진 두 부분의 명암 값의 분포가 동일하고 유사하다는 것을 의미한다. 그런데 본 연구에서 사용하는 복부 CT 영상에서는 찾고자 하는 간 영역의 명암 값의 분포와 다른 장기들의 명암 값의 분포가 비슷하기 때문에 간 영역과 다른 장기의 영역이 배경 영역과 관심 영역으로 나누어지는 문제가 발생한다.

본 논문에서는 이런 문제점들을 해결하기 위하여 co-occurrence matrix를 사용한 국부 이진화 방법을 제시한다.[7] 명암 값 co-occurrence matrix는 영상에서 특정한 명암 값들이 반복적으로 나타나는 정도를 표현하는 행렬로서 영상에서 무늬(texture)를 정의하는데 널리 사용되는 방법이다.[8] 영상에서 co-occurrence matrix $C_{\theta,d}(a,b)$ 는 θ 방향으로 거리가 d 인 두 화소의 각각의 명암 값이 a, b 인 경우의 수를 나타낸다.

본 연구에서는 co-occurrence matrix C 의 방향은 0도, 90도, 180도, 270도의 네 방향으로 고정하고 거리는 1로 고정하였으며 최종 행렬은 다음과 같이 4개의 행렬을 더하여서 구하였다.

$$C(a,b) = C_{0,1}(a,b) + C_{90,1}(a,b) + C_{180,1}(a,b) + C_{270,1}(a,b)$$

$C_{\theta,1}$: θ 방향으로 인접한 화소 쌍의 co-occurrence matrix

영상을 이진화 하기 위한 임계값을 t 라 가정하면 co-occurrence matrix를 4개의 서로 다른 구역으로 나눌 수 있으며, 각각의 구역에 대하여 $B_1(t), B_2(t), B_3(t), B_4(t)$ 를

다음과 같이 계산할 수 있다.

$$B_1(t) = \sum_{m=0}^{L-1} \sum_{n=0}^{L-1} C(m,n)$$

$$B_2(t) = \sum_{m=t+1}^{L-1} \sum_{n=t+1}^{L-1} C(m,n)$$

$$B_3(t) = \sum_{m=0}^{L-1} \sum_{n=t+1}^{L-1} C(m,n)$$

$$B_4(t) = \sum_{m=t+1}^{L-1} \sum_{n=0}^{L-1} C(m,n)$$

여기서 $L-1$ 은 주어진 영상에서 화소의 최대 명암 값을 나타내며, t 는 1부터 $L-2$ 사이의 값이 될 수 있다. 임계값 t^* 를 정하기 위하여 Chanda의 논문[4]에 제시된 여러 가지 방법 중에서 복잡성 정도를 측정하는 방법을 적용하여 다음과 같이 구하였다.

$$t^* = \min \{B_3(t) + B_4(t)\}, \text{ for } t=1, 2, \dots, L-2.$$

위의 식에 의한 임계값 t^* 는 영상이 가능한 가장 큰 동질의 영역으로 분할됨을 의미한다.

본 논문에서는 윈도우(window)기반 국부 이진화 방법을 사용하여 영상을 이진화 하였으며, 영역이 분리되는 것을 방지하기 위해 윈도우를 중첩되게 이동시키는 방법을 사용하였다. 전체 영상의 크기를 $M \times N$ 이라 하면 $W \times H$ 크기의 윈도우를 몸통 영역에 대하여 왼쪽에서 오른쪽으로, 위쪽에서 아래로 $\Delta x, \Delta y$ 만큼 이동하면서 윈도우 내에서 co-occurrence matrix를 계산하여 위에서 설명한 방법으로 이진화 하였다. 이진화된 영상에서 최적의 간 영역을 추출하기 위하여 간 위치에 대한 사전 지식을 이용하였다.

그림 3은 co-occurrence matrix를 사용한 방법으로 복부 CT 영상을 이진화한 결과 영상을 나타낸다. 각각의 윈도우 크기는 11×11 이고, Δx 와 Δy 는 각각 3으로 하여 이진화한 결과이다. 그림 4는 엔트로피(entropy)를 이용한 방법으로 그림 3(a)의 영상을 국부 이진화 방법과 전역 이진화 방법으로 이진화한 결과를 나타낸 영상이다. 엔트로피(entropy)를 이용한 이진화 방법은 히스토그램을 임계값 t 를 기준으로 두 부분으로 나눌 때, 나누어진 두 부분의 엔트로피(entropy)의 합이 최대가 되는 t 를 임계값으로 정하여 이진화 하였다.[4-6] 그림에서 보면 알 수 있듯이 간 영역이 단일 영역으로 추출되지 않고 관심 영역과 배경 영역으로 나누어짐을 알 수 있다.

그림 5는 윈도우(window)의 크기를 변화시키면서 co-occurrence matrix를 사용한 방법으로 이진화한 결과이며, 그림 6은 $\Delta x, \Delta y$ 를 변화시키면서 이진화한 결과 영상이다. 그림에서 보는 바와 같이 윈도우 크기를 어느 정도 이상 크게 하면 간 영역이 많이 손실됨을 알 수 있으며, $\Delta x, \Delta y$ 가 작을수록 더 좋은 결과를 얻을 수 있다. 표 1은 Pentium-III 450MHz PC에서 윈도우의 크기와 $\Delta x, \Delta y$ 를 변화시키면서 이진화를

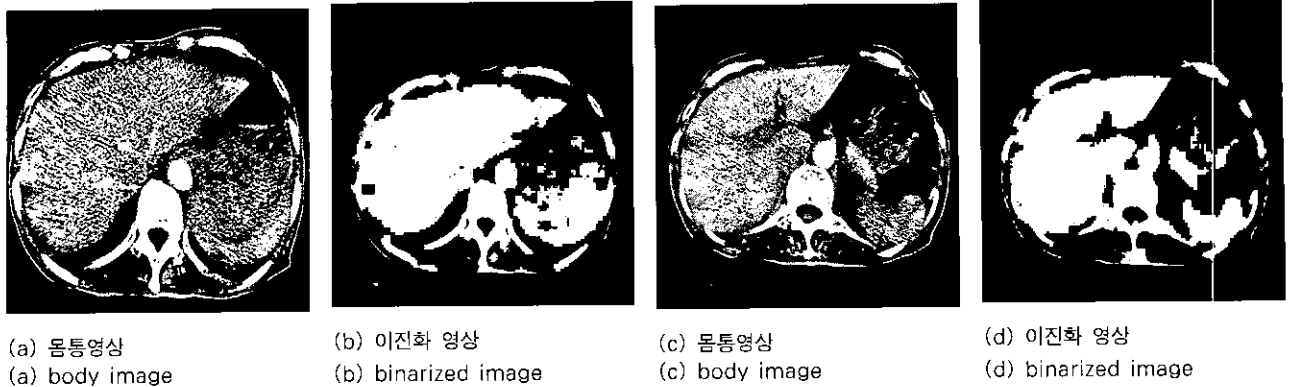


그림 3. Co-occurrence matrix를 이용한 국부 이진화 (윈도우크기: 11x11, $\Delta x, \Delta y$: 3)
 Fig. 3. Local binarization using co-occurrence matrix (window size: 11x11, $\Delta x, \Delta y$: 3)



(a) 국부 이진화 (윈도우크기: 11x11, $\Delta x, \Delta y$: 3)
 (a) local binarization (window size: 11x11, $\Delta x, \Delta y$: 3)
 (b) 전역 이진화 (임계값: 147)
 (b) global binarization (threshold: 147)

그림 4. 엔트로피(entropy)를 이용한 이진화
 Fig. 4. Binarization using entropy

수행하는데 소요된 시간을 나타낸다. $\Delta x, \Delta y$ 가 작을수록 이진화 수행 시간이 많이 걸림을 알 수 있다. 본 논문에서는 이진화 수행 시간과 이진화된 결과를 고려하여 윈도우의 크기와 중첩 정도를 정하였다.

근육과 늑골 제거

복부 CT 영상에서 척추는 모든 슬라이스에서 나타나며 척추의 명암 값과 늑골의 명암 값은 유사하다. 따라서, 척추의 위치를 찾아 척추 영역의 명암 값의 분포를 계산하여 늑골의 명암 값을 결정함으로써 늑골의 정확한 위치를 찾을 수 있다. 척추는 모양이 원 모양에 가깝고 명암 값이 대체로 밝으며 크기가 일정하기 때문에 주어진 영상에서 크기와 모양이 알려진 영역을 추출하는데 사용하는 방법인 Hough 변환을 이용하여 척추의 대략적인 위치를 찾을 수 있다.

입력 영상에서 Sobel 에지 연산자를 이용하여 에지의 세기를 구한다. 복부 CT 영상에서 척추의 경계를 이루는 화소들의 개수는 전체 몸통영역의 크기의 5%정도에 해당하므로, 에지의 세기에 대한 히스토그램을 구하여 상위 5%에 해당되는 에지만을 255로 나머지는 0으로 하여 영상을 이진화 한다. 이진화된 영상에서 명암 값이 255인 화소들이 척추 경계를 구성하는 원의 궤적 위에 있다고 가정하고 Hough 변환을 이용하여 원의 중심을 찾는다. 원의 중심을 찾기 위해 x, y 좌표로 이루어진 2차원 누적 배열을 정의하고, 명암 값이 255인 화소를 중심으로 일정한 반지름을 가지는 원을 그려서 그려진 원 위에 있는 좌표 값에 해당하는 누적 배열에 1씩 증가시킨다. 이 과정

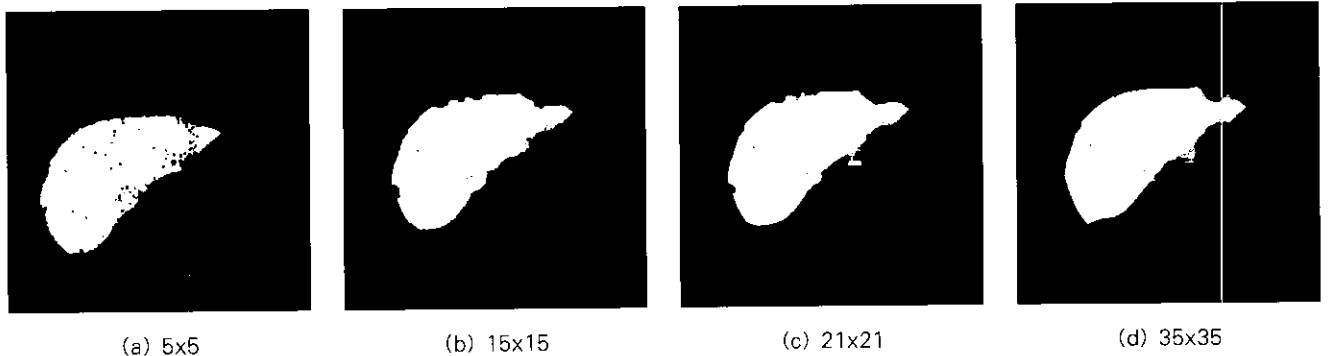


그림 5. 윈도우 크기에 따른 이진화 영상 ($\Delta x, \Delta y$: 1)
 Fig. 5. Binarized images with various window sizes ($\Delta x, \Delta y$: 1)

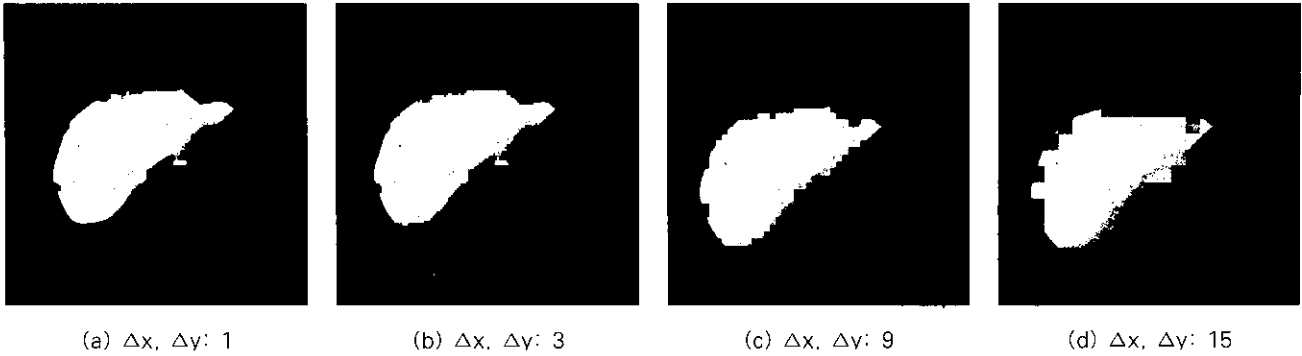


그림 6. $\Delta x, \Delta y$ 의 변화에 따른 이진화 영상 (윈도우 크기 : 21x21)

Fig. 6. Binarized images with various $\Delta x, \Delta y$ (window size : 21x21)

표 1. 윈도우 크기와 $\Delta x, \Delta y$ 에 따른 이진화 수행시간 비교

Table 1. Computing time with various window size and $\Delta x, \Delta y$

w_size $\Delta x, \Delta y$	5×5	11×11	15×15	21×21	35×35
1	3' 58.10"	4' 0.35"	4' 5.13"	4' 11.28"	4' 29.24"
3	29.76"	30.15"	30.26"	30.86"	32.84"
5	10.93"	10.98"	11.04"	11.31"	12.2"
7		5.49"	5.60"	5.65"	6.09"
9		2.91"	2.96"	3.35"	3.57"
11		1:97"	2.03"	2.05"	2.25"
15			1.04"	1.09"	1.15"

을 명암 값이 255인 모든 화소에 대해서 수행하면 누적 배열에서 가장 최대 값을 가지는 좌표가 원의 중심이 된다. 원의 중심에서 영역 확장(region growing) 방법으로 정확한 척추 영역을 찾아서 척추의 명암 값 분포를 구하여 늑골의 명암 값을 결정한다.

늑골의 명암 값이 결정되면 몸통의 경계에서 몸통 중심 방향으로 늑골에 해당되는 명암 값이 나타날 때까지 탐색하여

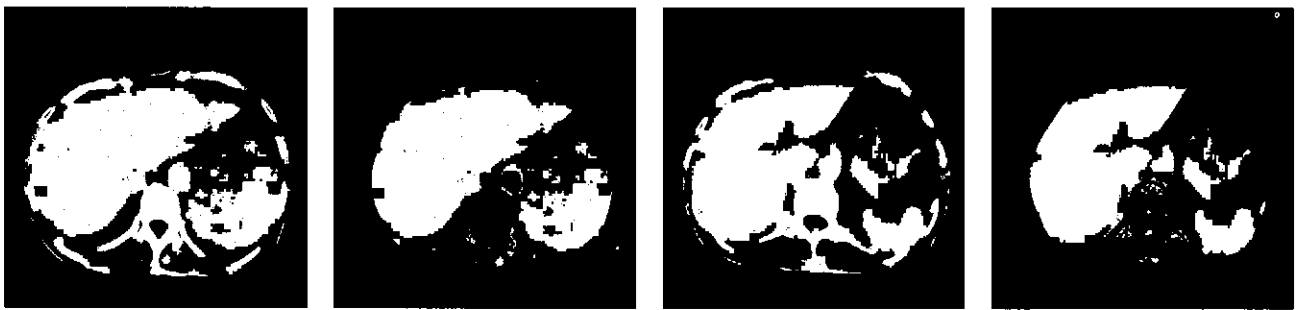
늑골이 몸통의 경계에서 어느 정도의 위치에 있는지를 찾는다. 늑골 바깥 영역은 근육이므로 늑골의 위치를 찾음으로써 근육 영역도 제거할 수 있다. 늑골의 위치를 찾은 후에 몸통영역에 이진화 과정을 수행하여 얻은 영상에서 형태학(morphology)을 이용하여 근육과 늑골을 제거하는데, 형태학에서 사용되는 연산들 중에서 가장 기본적인 연산인 침식연산(erosion)을 이진화된 몸통영상에 적용한다. 침식연산(erosion)은 몸통 경계에서 위치하는 늑골의 평균 깊이의 2배 크기의 지름을 가지는 원 모양의 형태소를 사용한다. 그림 7은 척추, 근육 및 늑골이 제거된 영상을 나타낸다.

신장 제거

복부 CT 영상에서 하단부에 나타나는 신장은 간 영역과 인접하여 있으며 명암 값의 차이도 거의 없고 경계도 모호하기 때문에 간 영역과 분리하기가 매우 어렵다. 본 연구에서는 신장 모양이 타원이고 몸통 영역에서 좌측과 우측 하단에 나타난다는 사전 지식을 이용하여 간 영역과 신장 영역을 분리한다.

이진화된 영상에서 신장 영역과 간 영역이 합쳐진 경우에 몸통 영역의 좌측 하단에 있는 타원 모양을 찾음으로써 신장 영역을 추출하여 간 영역과 분리한다.

일반적인 타원은 다음과 같이 나타낼 수 있다.



(a) 제거 전 (a) before removed (b) 제거 후 (b) after removed (c) 제거 전 (c) before removed (d) 제거 후 (d) after removed

그림 7. 척추, 근육 및 늑골이 제거된 결과

Fig. 7. Results after the spine, muscle, and ribs removed

$$a(x-p)^2 + 2b(x-p)(y-q) + c(y-q)^2 = 1,$$

$$ac - b^2 > 0$$

타원 모양을 찾는 과정은 크게 두 단계로 나누어진다.[10] 첫 번째 단계에서 타원의 중심 (p, q) 를 찾으며, 두 번째 단계에서 나머지 3개의 인자 a, b, c 를 찾는다.

첫 번째 단계에서 타원의 중심을 찾기 위해서 타원의 기하학적 성질을 사용한다. 타원 위에 있는 서로 다른 두개의 점 x_1, x_2 에서 타원에 접하는 접선을 구하여, 두 접선이 만나는 점 t 와 두 점 x_1, x_2 의 중점 m 을 지나는 직선을 구하면 타원의 중심은 이 직선 위에 있게 된다. 각 점에서 타원에 접하는 접선은 그 점 주위에 있는 점을 가지고 최소 자승법(least square method)으로 구할 수 있다. 각 축이 x 좌표와 y 좌표로 이루어진 2차원 히스토그램을 정의해서 위에서 구한 직선 mt 위에 있는 점을 하나씩 증가시킨다. 이 과정을 영상의 모든 화소에 대해 반복하여 히스토그램에 나타내면 히스토그램의 최대 값을 가지는 x, y 값이 타원의 중심이 된다. 두 번째 단계인 나머지 세 개의 인자 a, b, c 를 찾기 위해서 3차원 누적 배열을 정의하고, 첫 번째 단계에서 찾은 타원의 중심에 위치한 타원 위에 있는 서로 다른 세 개의 점 x_1, x_2, x_3 을 선택하여 신장 영역의 조건을 만족하는 a, b, c 값을 누적 배열에 저장하여 누

적 배열에서 최대 값에 해당되는 a, b, c 를 타원의 인자로 결정한다.

본 논문에서는 이진화된 간 후보 영역의 경계 화소들을 지나는 타원들 중에서 몸통 영역 좌측 하단에 위치하며, 장축과 단축의 길이, 장축과 x 축이 이루는 각도 등이 왼쪽 신장의 사전 지식에 맞는 타원을 택하였다. 신장의 크기, 장축과 단축의 길이, 장축과 x 축이 이루는 각도 정보를 이용하기 위하여 타원의 인자 (p, q, a, b, c) 를 (p, q, l_1, l_2, θ) 로 바꾸어 여러 개의 타원들 중에서 신장의 조건에 맞는 타원을 선택하는데 이용하였다. l_1, l_2 는 각각 타원의 장축의 길이, 단축의 길이이며, θ 는 장축이 x 축과 이루는 각도이다.

그림 8은 위의 방법으로 찾은 신장 영역을 나타낸다. 본 실험에서는 타원의 장축의 최대 길이는 몸통 가로 길이의 반, 단축의 최대 길이는 세로 길이의 반 이하이며, 최소 길이는 실험을 통해 최대 길이의 반 이상이 되어야 한다는 조건과, 장축과 x 축이 이루는 각도는 20도 이상이 되어야 한다는 조건을 만족하는 타원을 왼쪽 신장 영역으로 선택하였다. 그림 8에서 보는 바와 같이 타원으로 둘러싸인 영역이 신장 영역이 된다. 이진화된 간 후보 영역에 인접해 있는 신장 영역을 제거하고 간 영역 위치에 대한 사전 지식을 이용하여 간 영역에 포함된 잡음을 제거한다. 그림 9는 침식연산(erosion)과 팽창연산

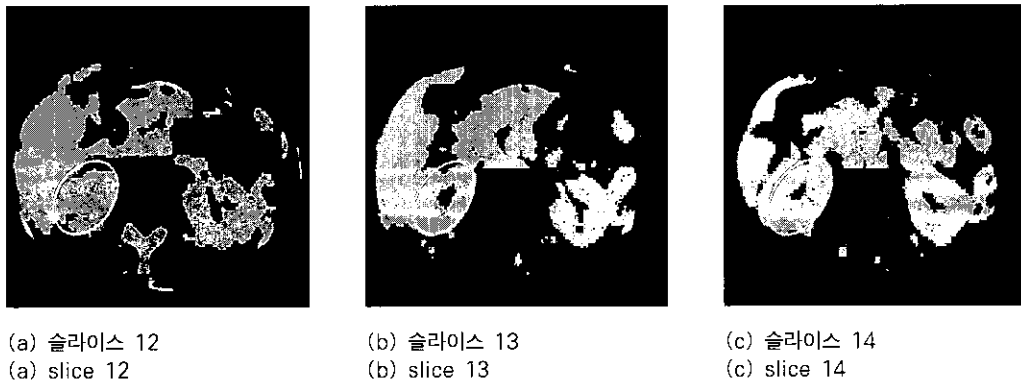


그림 8. 왼쪽 신장 영역
Fig. 8. Left kidney region

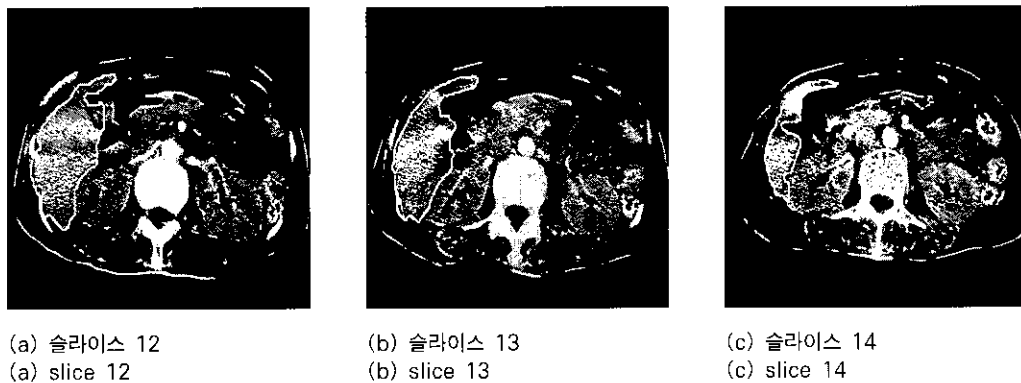


그림 9. 추출된 간 영역
Fig. 9. Extracted liver region

(dilation)에 사용되는 형태소를 지름이 3인 원모양으로 하여 최종적으로 찾은 간 영역을 나타낸다.

실험 결과 및 분석

본 연구에서 추출한 간 영역의 정확성을 평가하기 위하여 같은 영상에 대하여 전문가가 수동으로 추출한 간 영역과 비교하였다. 두 가지 영역 추출 결과를 비교하여 전문가가 추출한 간 영역과 다른 화소의 수(Exclusive-OR)를 오차율로 하여 영역 추출의 정확도를 측정하였다. 그림 10은 본 논문에서 제안한 방법으로 추출한 간 영역과 전문가가 수동으로 추출한 간 영역을 나타낸다. 그림 10(a)에서 (f)로 갈수록 복부 영상의 하단부에 해당한다.

오차율을 계산하는 식은 다음과 같다.

$$Error_Rate = \frac{R_M \oplus R_A}{R_M}$$

R_M : 전문가가 수동으로 추출한 간 영역의 화소 수

R_A : 자동으로 추출한 간 영역의 화소 수

$R_M \oplus R_A$: Exclusive-OR 연산에 의한 서로 다른 화소 수

본 논문에서는 환자 4명의 복부를 촬영한 CT 영상 4 set에

대해서 실험하였다. 복부 CT 영상에서 간 영역이 추출된 그림 10의 최종 결과 영상에서 알 수 있듯이, 이진화한 영상에서 간 영역이 많이 삭감되는 경우가 발생하기 때문에 간의 경계 부분이 부드럽지 못하고 실제 간의 경계보다 더 안쪽에 위치함을 알 수 있다. 또, 여러 번의 침식연산(erosion)과 팽창연산(dilation)을 수행하기 때문에 찾아진 간 영상의 경계 부분이 실제의 간 경계와 오차가 있음을 알 수 있다. 향후에 찾아진 간의 경계 부분과 실제 간의 경계와의 오차를 줄이는 방법에 대한 연구가 필요하다.

표 2는 환자 1에 대한 입력 영상에 대해서 오차율을 나타낸 것이며 슬라이스 번호가 높을수록 간의 하단부에 해당한다. 간의 상단부와 하단부에서 오차율이 크게 나타나는데, 그 이유는 상단부에서는 심장 영역과의 분리가 잘 이루어지지 않기 때문이며 하단부에서는 간 영역이 작기 때문에 차이 나는 화소의 수는 적더라도 오차율이 크게 나타난 것이다. 표 3은 4명의 환자에 대한 실험 결과를 분석한 것을 나타낸 것이다. 오차율은 평균 오차율을 나타내며, 평균 오차율은 각 슬라이스에서의 수동으로 찾은 간 영역의 화소의 수(R_M)와 서로 일치하지 않는 화소의 수($R_M \oplus R_A$)를 모두 합한 화소의 수를 이용하여 구한 오차율이다. 표 3에서 보듯이 85개의 영상에서 오차율은 10% 이하로 나타남을 알 수 있다. 본 논문에서 제안하는 방법은 간의 명암 값의 범위가 일정하지 않은 CT 영상, 특히 병변을 지닌 간에 대해서도 오차율이 10% 이하로 간 영역을 추출

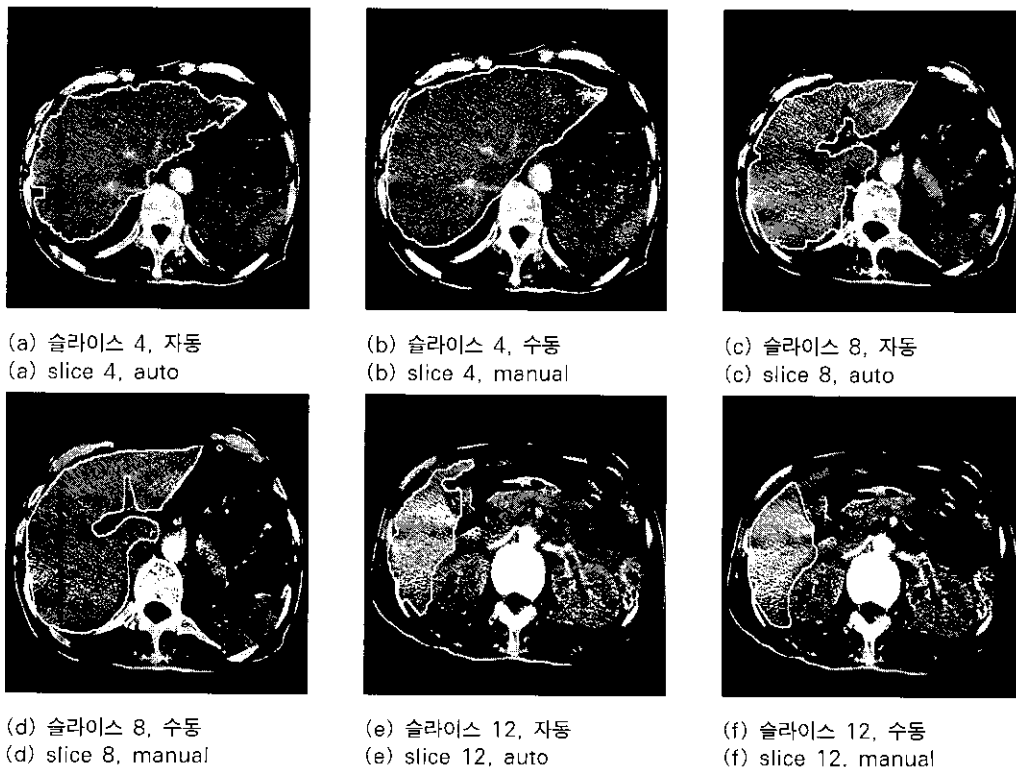


그림 10. 자동과 수동으로 추출한 간 영역

Fig. 10. Automatically and manually extracted liver region

표 2. 환자 1에 대한 각 슬라이스의 결과 분석

Table 2. Analysis of each slice for patient 1

슬라이스	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
오차율(%)	45.9	25.8	14.0	8.0	7.3	6.1	5.5	6.3	7.8	9.6	6.9	7.4	7.5	31.5	60.4
오차(pixel)	2679	2748	2684	2145	1875	1429	1385	1811	1892	2019	1031	993	987	2013	948

표 3. 각 환자들에 대한 결과 분석

Table 3. Analysis of experimental results for each patient

환자 번호	1	2	3	4	계
오차율(%)	8.3	8.9	9.7	8.8	8.92
전체 슬라이스 개수	15	45	9	16	85

할 수 있는 장점이 있다.

결론 및 향후 연구 과제

본 논문에서는 복부 CT 영상의 간 영역을 자동으로 추출하는 방법을 제시하였다. 본 논문에서는 간 영역의 경계가 최대한 잘 보이게 하기 위하여 밝기 스케일링 인자인 윈도우 넓이(window width)와 윈도우 중심(window center)의 값을 결정하여 밝기 스케일링을 하였다. 그러나, 밝기 스케일링을 하더라도 영상에 따라 간의 경계와 근육의 명암 값이 거의 차이가 없는 경우가 있다. 그런 경우에는 이진화를 했을 때에 근육 영역이 간 영역에 포함되기 때문에 이진화를 수행한 후에 근육 부분과 늑골을 제거하였다. 간의 후보 영역을 추출하기 위한 방법으로 co-occurrence matrix를 사용한 국부 이진화 방법을 제시하였다. 이 방법으로 이진화 함으로써 간의 명암 값 범위가 일정하지 않은 영상에 대해서도 간 영역 추출이 가능하게 되었다.

CT 영상에서 간 영역은 인접해 있는 슬라이스들간에 크기, 모양 등의 연관성이 적고 주위 장기들과 명암 값의 차이가 나지 않기 때문에 한 가지 방법으로 영역을 추출하는데 어려움이 있다. 그래서, 본 논문에서는 다른 장기, 특히 신장을 찾아 제거해서 간 영역을 추출하는 방법을 제시하였다. 유승화 등이 제시한 방법[3]과 비교해서 오차율은 높으나, 간의 명암 값 정보를 이용하지 않고 간 영역을 추출할 수 있음으로써 더 광범위한 영상에 적용이 가능하고 정상인 아닌 간 영상에 대해서도 적용하여 간 영역을 얻을 수 있다.

본 논문에서 구현한 간 추출 시스템은 완전 자동으로 간 영역을 추출함으로써 실제로 수십, 수백 장에 이르는 영상을 수작업으로 처리하는데 필요한 많은 시간과 노력을 줄일 수 있으며, 간 영역의 크기를 알 수 있게 됨으로써 간 질환을 진단하는데 많은 도움을 줄 수 있다.

앞으로 보충하고 개선할 점은 다른 장기들, 특히 신장 영역을 찾을 필요 없이 간 영역만을 추출하는 방법에 대한 연구가 필요하며, 전문의가 수동으로 찾은 간 영역과 본 논문에서 자동으로 찾은 간 영역과의 오차율을 줄이는 방법에 대한 연구

가 필요하다.

참고 문헌

1. E. Chen, P. Chung, C. Chen, H. Tsai, and C. Chang, "An Automatic Diagnostic System for CT Liver Image Classification," IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 45, no. 6, June 1998
2. Y. Zhu and H. Yan, "Computerized Tumor Boundary Detection Using a Hopfield Neural Network," IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 16, no. 1, Feb. 1997
3. 유승화, 조준식, 노승무, 신경숙, 박종원, "조영제를 사용한 복부 CT 영상에서 명암 값 확장을 이용한 장기 추출," 제12회 영상처리 및 이해에 관한 워크샵 발표 논문집, pp. 246-251, 2000
4. J.N. Kapur, P. K. Sahoo, and A. K. Wong, "A New Method for Gray-Level Picture Thresholding Using the Entropy of the Histogram," Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 29, pp. 273-285, 1985
5. A.S. Abutaleb, "Automatic Thresholding of Gray-Level Pictures Using Two-Dimensional Entropy," Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 47, pp. 22-32, 1989
6. P.K. Sahoo, D.W. Slaaf, and T.A. Albert, "Threshold Selection Using a Minimal Histogram Entropy Difference," Optical Engineering, vol. 36, no. 7, July 1997
7. B. Chanda and D. Majumder, "A Note on the Use of the Gray-Level Co-occurrence Matrix in Threshold Selection," Signal Processing, vol. 15, no. 2, Sep. 1988
8. R. W. Connors, M. M. Trivedi, and C. A. Harlow, "Segmentation of a High Resolution Urban Scene Using Texture Operators," Computer Vision, Graphics, and Image Processing, vol. 25, pp. 273-310, 1984
9. W. Lie, "An Efficient Threshold Evaluation Algorithm for Image Segmentation Based on Spatial Gray-Level Co-occurrences," Signal Processing, vol. 33, July 1993
10. H.K. Yuen, J. Illingworth, and J. Kittler, "Detecting

Partially Occluded Ellipses Using the Hough Transform, Image and Vision Computing, vol. 7, no. 1, pp. 31-37, Feb. 1989