

## 간과 비장의 체적을 구하기 위한 3차원 영역 확장 기반 자동 영상 분할 알고리즘의 동물팬텀을 이용한 성능검증

\*국립암센터 양성자치료센터, †충남대학교 의과대학 영상의학교실, ‡한국과학기술원 원자력 및 양자공학과

김진성\* · 조준식† · 신경숙† · 김진환† · 전호상‡ · 조규성‡

간경변 및간암 환자의 증가로 간이식술의 필요성이 점점 증가되고 있고, 특히 공여자의 생체 간이식은 간이식술의 주된 분야를 차지하고 있으며 간이식 수술 전 공여자에서 간체적의 정확한 측정은 수술 후 공여자와 수여자의 간기능을 예측 하는데 있어 중요한 자료가 되며, 성공적인 수술과 환자의 예후에 밀접한 영향을 미친다. 그러나 현재 환자의 간체적을 구하는 과정은 환자의 모든 CT 영상위의 간을 수작업을 통해 영상분할한 후에 3차원 간체적을 구하고 있으며 많은 시간과 노력이 필요한 작업이다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 본 논문에서는 자동으로 간과 비장을 문턱값처리, 형태학적 영상처리, 3차원 영역확장법등의 기법을 이용하여 분할하는 알고리즘을 개발하여 체적을 구하는 시간을 단축하였다. 이러한 알고리즘의 정확성을 평가하기 위해서 동물의 실제 간과 비장을 팬텀으로 제작하여 실제 측정된 체적과 알고리즘으로 분할된 영상의 결과를 비교 평가하였다. 문턱치값의 설정에 따라 다른 결과를 보이는 특성이 있지만 자동으로 문턱치를 결정했을 때 비장과 간의 체적측정 오차는 9.27%, -4.52%이었으며, 수동으로 문턱치를 결정했을 때 최소 오차가 각각 0.2%, 0.17%의 결과를 보였다. 이러한 팬텀 연구를 통해 자동 분할 알고리즘으로 얻은 체적의 결과가 정확성과 재현성을 보여주어 추후 간체적을 구하는 보조수단으로 활용될 수 있을 것이라 예상된다.

**중심단어:** 간이식, 체적측정, 팬텀연구, 컴퓨터 보조진단

### 서 론

최근 간경변 및 간암 환자의 증가로 간이식술의 필요성이 점점 증가되고 있고, 특히 공여자의 생체 간이식은 간이식술의 주된 분야를 차지하고 있다. 따라서 간이식 수술 전 공여자에서 간체적의 정확한 측정은 수술 후 공여자와 수여자의 간기능을 예측하는데 있어 중요한 자료가 되며, 성공적인 수술과 환자의 예후에 밀접한 영향을 미친다.<sup>1-5)</sup>

최근에 개발된 다검출식 전산화단층촬영 MDCT (multi-detector computed tomography)은 간 및 비장의 체적을 구하는데 있어 연속적인 1~2 mm 두께의 슬라이스의 단면영상을 얻게 되므로 정확도가 높은 것으로 평가가 되나, MDCT 영상에서 manual 방법으로 간과 비장의 단면을 그려낸 다음, 각 단면과 절편두께를 곱하여 간 및 비장 전체의 체적

을 구하는 반자동화방법에 의존하고 있으므로, 이 방법은 시간이 많이 걸리고 CT 영상에 대한 전문적인 지식이 있는 연구자에 의해서만 가능하기 때문에 환자의 진단 및 치료에 보편적으로 유용되지 않고 있다.<sup>6-10)</sup> 따라서 보다 용이하고, 빠른 시간 내에 정확히 측정할 수 있는 컴퓨터를 이용한 새로운 측정방법의 개발이 필요하며, 간과 비장의 체적을 평가하는데 있어 컴퓨터를 이용한 자동화 영상처리 방법으로 빠른 시간 내 정확히 간과 비장의 추출 및 체적을 구할 수 있는 임상적 이용이 요구된다.

이러한 문제점을 해결하기 위하여 최근 컴퓨터를 이용한 방법이 많이 도입되고 있다. 컴퓨터 보조 검출(computer aided detection) 혹은 컴퓨터 보조 진단(computer aided diagnosis) 기술을 이용하여 의심되는 병변 영역을 먼저 검출하거나 혹은 병변의 특징들을 추출해내어서 진단에 도움을 주는 많은 연구와 상품들이 판매되어 병을 진단하고 예측하는 데 큰 역할을 하고 있으며 active contour model을 이용하는 등의 다양한 기술들이 꾸준히 개발되고 있다.<sup>11,12)</sup>

본 논문에서는 이러한 컴퓨터 보조진단의 기본적인 분야인 의료영상의 자동 분할을 통하여 간 및 비장의 체적을 정확히 구할 수 있는 방법을 새롭게 제안한다. 기존의 CT

본 논문은 2005년도 충남대학교 재직교원 학술연구비의 지원을 받은 것임.

이 논문은 2008년 5월 21일 접수하여 2008년 7월 24일 채택되었음.  
책임저자 : 조준식, (301-721) 대전시 중구 대사동 640

충남대학교병원 영상의학과  
Tel: 042)280-7833, Fax: 042)253-0061  
E-mail: jscho@cnu.ac.kr

영상에서의 장기의 분할은 단순히 transaxial 평면에서 분할하는 알고리즘들이 개발이 되었었는데, 분할하고자 하는 장기와 비슷한 CT감쇠치를 가지는 구조물이나 다른 장기들이 분할하고자 하는 장기와 붙어 있는 경우, 이들을 분할하는데 어려움이 많았다. 이러한 문제점을 coronal 영상에서 자동으로 분할하는 알고리즘을 수행함으로써 다른 외부조직과의 비슷한 밝기 화소값을 가지는 어려움을 해결할 수 있는 것을 확인하였다. 이러한 결과를 바탕으로 자동으로 인체의 장기의 경계면을 분할하는 3차원적인 영상처리 알고리즘을 개발하였다. 그러나 이렇게 개발된 알고리즘이 정확한 장기의 체적을 구할 수 있는지의 여부를 검증하는 작업이 필요하였고 이것은 인체 장기의 정확한 체적 측정이 불가능하므로 동물의 팬텀을 제작하여 연구를 수행하였

다. 본 논문은 미리 제작한 장기의 분할 알고리즘을 미리 체적을 측정하여 결과를 알고 있는 돼지의 간과 비장의 체적이 일치하는지에 대한 여부를 확인하는 과정으로 이루어져있다.

### 재료 및 방법

본 연구에서는 환자의 비장의 체적을 정확히 구할 수가 없으므로 동물을 이용한 간과 비장 팬텀을 제작하여 이에 대한 정확한 체적을 측정하였다. 정확한 체적이 구해진 팬텀은 3차원 의료영상장비인 CT를 통해 영상이 획득된다. 향후 임상적으로 복부 CT를 시행한 환자에서 간과 비장의 체적을 구하기 위해 사용될 같은 CT를 사용하여 영상처리

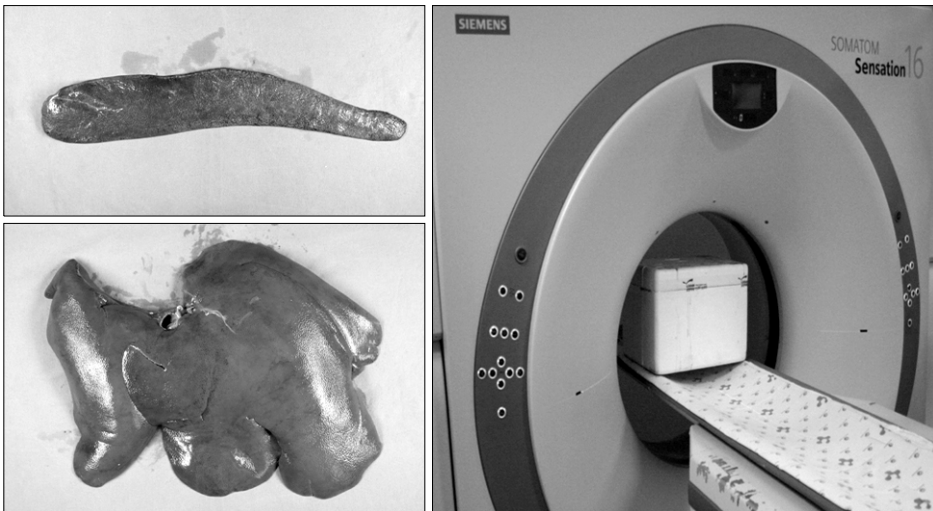


Fig. 1. Spleen phantom and liver phantom, CT images were acquired with these phantom in water-environmental box phantom.

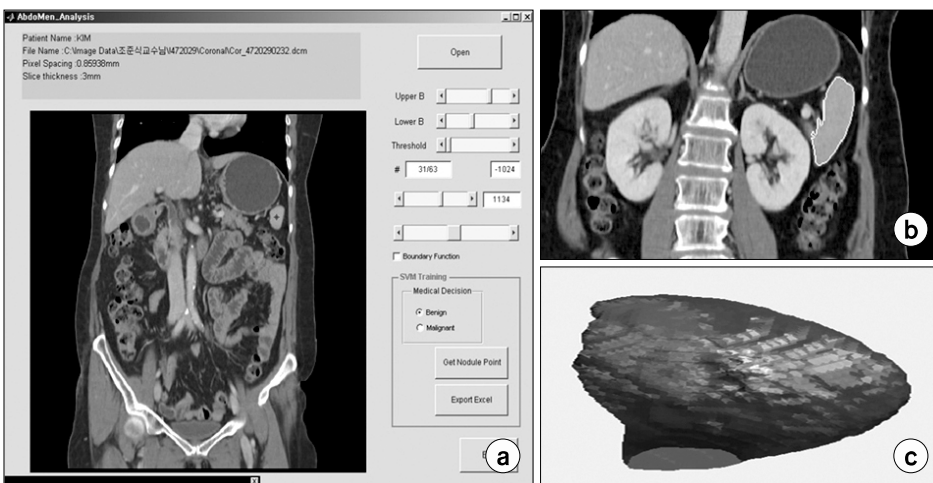


Fig. 2. Graphic user interface (GUI) of proposed algorithm for real patient's CT images. (a) Implemented GUI based on MATLAB 7.1 software (b) spleen area segmented on a coronal CT image (boundary of spleen was lined with white color). (c) 3D visualization of segmented spleen images.

알고리즘의 재현성이 확보될 수 있도록 하였다.

### 1. 간과 비장 팬텀의 제작 및 체적측정

120 kg의 돼지 간과 비장의 CT 스캔에 사용된 기기는 16-slice Multi-detector CT scanner (Somatom Sensation 16; Siemens Medical System, Forchheim, Germany)로 돼지 간과 비장을 각각 34×24×24 cm 크기의 스티로폼 용기에 넣은 다음, 간과 비장이 용기 내에서 물에 잠길 수 있도록 충분한 양의 수돗물을 넣었고, 간과 비장이 용기에 밀착되지 않도록 간과 비장 밑에 물주머니를 보상물로 사용하였다. CT gantry내에 용기를 위치시킨 후, 용기내 물이 흔들리지 않도록 5분 동안 기다린 후에 CT 스캔을 하였다(Fig. 1). 용기에 든 간과 비장을 0.75 mm 슬라이스 두께로 스캔하여 3 mm 두께로 재구성 한 다음, PACS (Marosis TM, Marotech, Seoul, Korea) 모니터 상에서 영상을 분석하였다.

CT 스캔후 돼지 간과 비장의 부피를 구하고자 5 ml 간격으로 눈금이 표시된 1,000 ml 크기의 mass cylinder를 사용

하여 부피측정을 하였고, 비장의 경우 cylinder내 500 mL의 물을 채운 다음 비장을 넣어 비장의 부피만큼 증가된 물의 양으로 부피를 측정하였고, 간의 경우는 부피가 커서 cylinder 내에 한꺼번에 넣을 수 없었으므로 여러 개의 절편으로 나누어 부피를 측정한 다음 전체 간의 부피를 구하였다.

### 2. 간과 비장의 체적 측정을 위한 영상처리 알고리즘

간과 비장의 체적을 구하기 위해서 촬영된 CT 영상을 이용하여 자동으로 영상을 분할하고 또한 3차원 영상데이터에서 자동으로 비장을 분할하고 추출하는 알고리즘이 개발하였고 실제 측정된 체적과의 비교를 통해 알고리즘의 정확한 변수들을 결정하게 된다. 우선 기존의 다양한 알고리즘들은 transaxial 평면에서의 간과 비장을 분할하는 방식을 고수하는 반면 새로이 개발된 알고리즘은 Fig. 2에서 보는 것처럼 coronal 평면에서의 간과 비장을 분할하는 방법을 보이게 된다. 그림에서 보는 것처럼 기존 transaxial 평면에서 쉽게 구분이 가지 않는 조직이 coronal 평면에서는 쉽게 분할이 가능하게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

우선 영상처리 알고리즘의 간략한 흐름도는 Fig. 3와 같다. 일단 하나의 CT 슬라이스 영상의 기본적인 Hounsfield 값을 가지고 비장에 해당하는 threshold (문턱치)값을 히스토그램의 분석을 통하여 이를 바탕으로 비장의 이진화 영상을 만들게 되며 이를 바탕으로 비장의 경계면을 추출을 할 수 있게 된다. 한편 이때 정해지는 문턱치값에 따라서 최종적으로 계산되는 비장의 체적이 달라지게 되는데 이에 대한 정확한 분석이 필요하며 가장 최적의 문턱치값을 찾

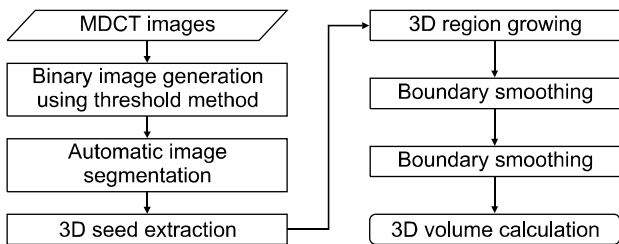


Fig. 3. Overall diagram of proposed automatic segmentation algorithm.

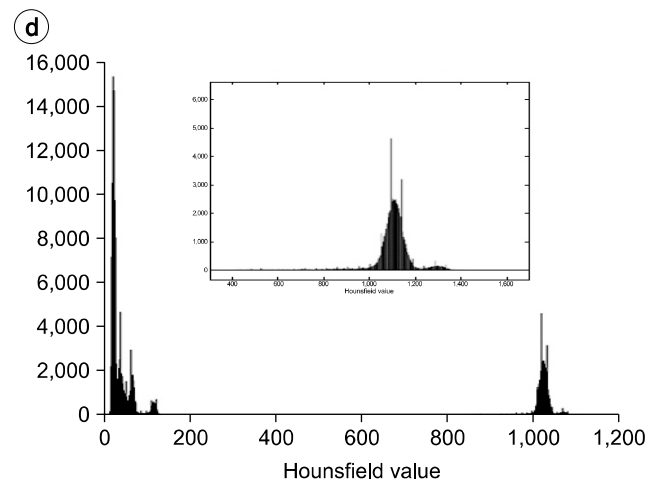
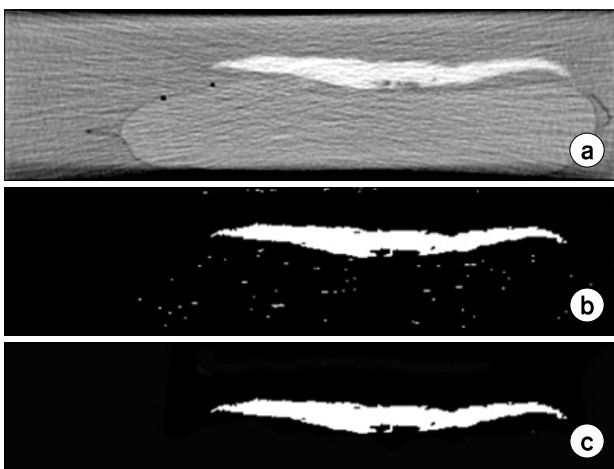


Fig. 4. Image processing procedure for segmentation of spleen phantom. (a) Original CT image of a slice, (b) binary image after thresholding method, (c) final segmentation image through 3D region growing method, (d) image histogram of (a) image.

아내는 것도 중요한 알고리즘의 부분이라고 할 수 있다. 폐지의 간과 비장 팬텀을 이용해 최종적으로 선택된 문턱치값을 비슷한 감쇠계수를 가진 인체의 간과 비장에도 적용했을 때에도 정확한 체적의 계산이 나올 것으로 예상할 수 있다. 간과 비장에 대한 문턱치값은 히스토그램 분석으로 자동으로 계산될 수도 있으며 사용자에게 의해 인위적으로 조절될 수 있도록 하였다(Fig. 4, 5).

3차원 의료 영상의 경우, 실제로 장기가 움직이지 않지만 CT의 연속된 슬라이스에서 분할하려는 장기의 모양 변화를 살펴보면 장기의 모양과 크기가 조금 변하면서 이동하는 것 같이 간주될 수 있다. 이러한 장기의 3차원적인 경계를 문턱치를 사용하여 자동으로 검출하기 위해서는 슬라이스를 아래 위로 이동함에 따라서 적절한 seed의 제공 및 영역확장 방법(region-growing method)이 필요하다. 본 논문에서는 기본적으로 한 슬라이스에서의 비장의 2차원적인 평면의 축의 중심이 3차원의 비장의 중심축이 될 것이라는 가정을 이용하여 CT 슬라이스를 이동해 가면서 각 CT 슬라이스의 이웃하는 CT 슬라이스에서의 중심축의 좌표를 바탕으로 간과 비장의 경계를 정할 seed를 지정하는 방법을 사용하였다. 본 논문에서는 움직임 모델로 많이 사용되고 있는 6개의 매개변수를 가지고 있는 affine 움직임 모델을 이용하여 이전 장의 결과로 얻어진 간과 비장의 모든 화소들과 이전 장의 결과로 얻어진 간과 비장의 2차원 중심축의

좌표를 현재의 창으로 투영한다.<sup>13)</sup> 이와 같은 중심축의 투영은 장기의 z축에 대한 위치변화를 고려하기 때문에 큰 움직임이 없을 것으로 예상되며 이 중심축의 좌표를 이용하여 영역 확장 방법의 seed로 사용할 수 있게 된다(Fig. 6).

한편 투영된 중심축의 좌표를 seed로 사용하고 두 개의 문턱치값 T1, T2를 통하여 영역확장 알고리즘을 적용하게 되며, 이 두 문턱치의 값은 현재 슬라이스 이전의 연속된 2장에서 결정된 장기 윤곽선 내부의 화소값의 히스토그램에서 가장 큰 화소값을 가지는 값을 중심으로 양쪽으로 윤곽선 내부의 전체 화소 수의 90%가 포함되도록 결정하도록 할 수 있게 하며 첫 슬라이스에서 사용하던 방법과 동일하게 수동으로 설정할 수 있도록 하였다.<sup>14)</sup> 투영된 슬라이스에서 분할된 경계면은 간단한 후처리 과정을 통해서 윤곽선이 모난 부분이 없이 둥근 모양을 가지도록 수정하였다.

3차원 의료 영상은 추적이 진행되어가면서 추적하던 장기의 일부가 이전 슬라이스와의 관계성없이 새롭게 출현할 수 있다. 따라서 추적해가는 과정에서 장기의 크기가 갑자기 커진다든지 새로운 영역이 나타나면 올바르게 추적하는 것이 불가능한 특징이 있다. 예를 들어 아래 CT 슬라이스에서 하나의 장기가 표시되었다가 그 다음 슬라이스에서 장기가 두개 혹은 세개의 장기로 나뉘지는 경우가 발생한다. 이러한 문제를 하기 위해서 2차원으로 영역을 확장하는 방법외에 3차원적으로 장기를 추적하는 방법을 제안하였다. 이것은 한 슬라이스에서 결정된 문턱치값 T1, T2를

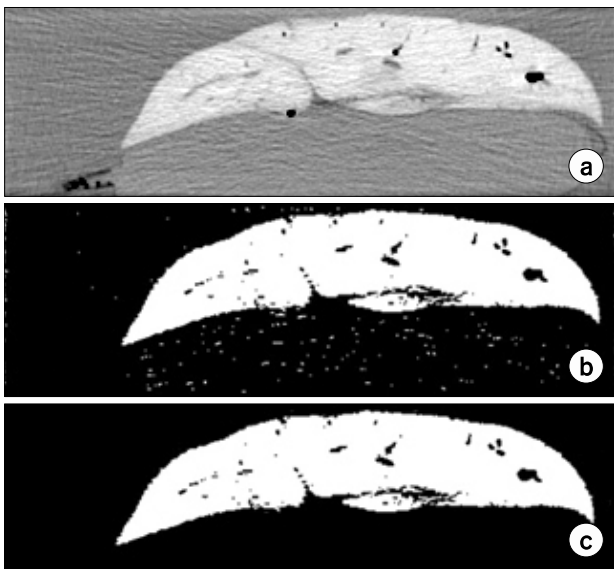


Fig. 5. Image processing procedure for segmentation of liver phantom. (a) Original CT image of a slice, (b) binary image after thresholding method, (c) final segmentation image through 3D region growing method.

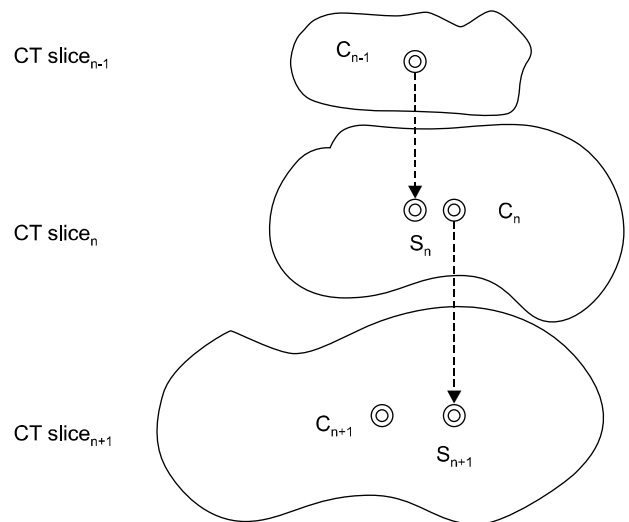


Fig. 6. Usage of seed tracking through CT slices. The center of segmented region of (n-1)th CT slice is used as seed on (n)th CT slice.

가지고 있는 모든 부분을 이진화영상으로 만들어서 저장하고 모든 슬라이스에서의 투영 추적이 끝난 후에 이루어진다. 모든 슬라이스에서의 이진화 영상이 만들어졌으면 이 영상을 3차원적으로 연결하고 연결성을 계산해서 3차원적으로 연결이 되어있는 장기들을 찾아내며 이 과정을 통해서 연결되어있지 않는 부분(노이즈, 기타 장기)들은 제거가 되고 원하는 부분만 남겨지게 된다. 3차원적인 복셀들이 연결된 것을 체크하기 위하여 한 복셀을 중심으로 주위 26개의 복셀들을 검사하였으며 이 모든 복셀과의 연결성이 입증되었을 때 최종적인 3차원적인 구조를 얻게 된다(Fig. 7).

3차원적인 구조가 구해지게 되면 원래 DICOM 영상 헤더에 있는 정보를 바탕으로 각 슬라이스에서의 영역의 넓이를 계산할 수 있고 각 CT를 획득할 때 설정되었던 CT의 슬라이스의 두께를 고려하여 간단하게 장기의 최종적인 3차원적인 체적을 계산하였다.

**결과 및 분석**

팬텀을 제작하여 측정된 돼지의 비장과 간의 무게와 체적은 반복된 실험을 통해 Table 1에 나와있는 것처럼 측정

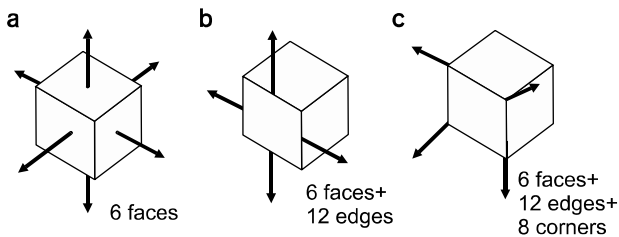


Fig. 7. 3 dimensional connectivity, (a) 6 connectivity - voxels are connected if their faces touch, (b) 18 connectivity: voxels are connected if their faces or edges touch. (c) 26 connectivity: voxels are connected if their faces, edges, or corners touch.

되었다. 비장은 190 ml, 간은 1,702 ml로 측정되었고 이 측정값을 기준으로 개발된 영상처리 알고리즘의 정확도를 평가하고 또한 문턱치값을 정의하기로 하였다.

팬텀의 간과 비장에 대해 몇 슬라이스에 대해서 선택된 경계면을 원래 CT 영상과 함께 Fig. 3, 4에서 나타내고 있다. 이는 육안으로 비교할 때에는 큰 차이가 나지 않으며 비교적 분할의 정도가 좋은 것으로 평가할 수 있다. 하지만 몇 슬라이스에 대해서는 팬텀으로 사용한 용기의 벽에 미세한 공기방울들이 분할에 포함된 것을 확인할 수 있으며, 이러한 부분은 실험의 준비과정에서의 문제라고 할 수 있다. 또한 이와 같은 미세한 공기방울의 체적이 전체적인 체적을 구하는 알고리즘에 영향을 미치지 않는 것으로 예상하였다.

영상처리 알고리즘을 통하여 최종적으로 구해진 체적은 Table 2에 나타내었다. 간과 비장의 체적은 영상처리과정 초기에 정해지는 간, 비장의 문턱치값(T1, T2)에 따라서 다르게 나타나게 되는데 CT 상에서 어둡게 보이는 낮은 CT 감쇠치쪽의 문턱치값에 따라서 전체 체적이 크게 변하는 것을 발견할 수 있었다. 또한 자동으로 문턱치값을 결정하여 진행한 결과 기준이 되는 190 ml, 1,702 ml에 각각 -9.27%, -4.52%로 적은 값을 나타내는 것을 확인하였다. 이것은 히스토그램 상에서 90%의 복셀들을 포함하도록 결정하는 과정에서 고르지 못한 CT 영상으로 인해 실제 간, 비장에 대한 정보를 조금씩 잃어버리게 되었다고 할 수 있을 것이

Table 1. Weight, volume, effective density of phantom for spleen, liver of pig.

	Weight (g)	Volume (ml)	Effective density (g/ml)
Spleen	194	190	1.021
Liver	1,760	1,702	1.034

Table 2. Results of volume calculation algorithm based on threshold values (T1, T2).

T1 (Lower HU)	T2 (Higher HU)	Spleen		Liver	
		V (ml)	Difference with measurement (190 ml)	V (ml)	Difference with measurement (1,702 ml)
15	70	307.906	62.06%	1,797.219	5.59%
16	70	203.135	6.91%	1,704.973	0.17%
17	70	190.377	0.20%	1,668.261	-1.98%
18	70	183.508	-3.42%	1,644.902	-3.35%
19	70	180.394	-5.06%	1,628.26	-4.33%
20	70	178.192	-6.21%	1,614.731	-5.13%
Automatic HU		172.384	-9.27%	1,625.12	-4.52%

다.

문턱치값을 고정하여 적용한 경우에는 측정하는 알고리즘의 반복적인 테스트를 통하여 두개의 문턱치값중 높은 문턱치 T2는 70으로 고정하였고 낮은 T1의 값에 대해서 다르게 나타나는 체적의 결과를 표시하였다. 이를 통해 T1의 값을 17로 하였을 때 비장의 경우는 0.2%의 정확도를 보였고, 간의 경우에는 -1.98%의 오차를 보였다. 한편 간의 경우에는 T1을 16으로 하였을 때 그 오차가 0.17%로 줄어들어 더 정확한 결과를 내었으며 3차원으로 구성한 영상을 Fig. 8에 나타내었다.

본 논문은 비장의 2차원적인 평면의 축의 중심이 3차원 비장의 중심축이 될 것이라는 가정을 이용하여 CT 슬라이스를 이동해 가면서 upper와 lower CT 슬라이스에서의 중심축의 좌표를 바탕으로 간과 비장의 경계를 정할 seed를 선택하는 방법을 사용하였다. 이 방법에서 가장 중요한 부분은 seed point의 위치를 어떠한게 설정하느냐라고 볼 수 있는데 본 연구처럼 phantom에 대해서는 비교적 용이하게 이루어지는 것을 경험하였다. 실제적으로 Fig. 9의 동물의 비장과 간을 찍은 CT영상에서 물과의 Hounsfield Unit 히스토그램을 살펴보면 명확히 구분되는 것을 확인할 수 있

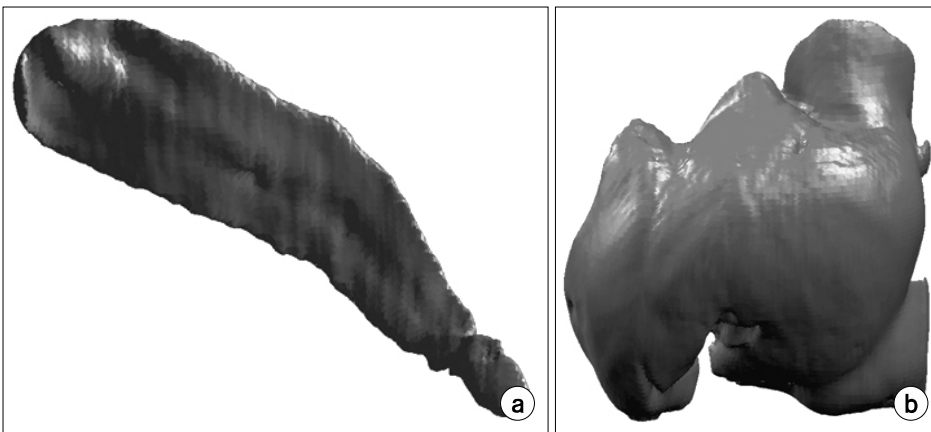


Fig. 8. 3D visualization of segmentation results. (a) Spleen phantom, (b) liver phantom.

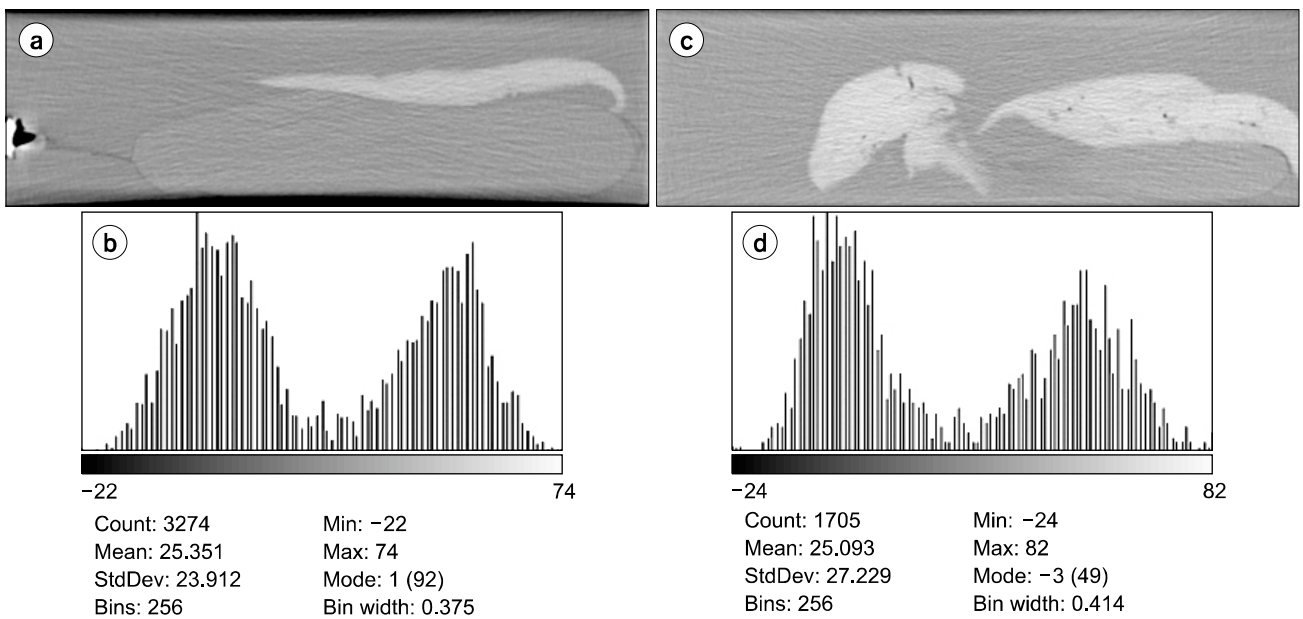


Fig. 9. CT images, HU histogram of spleen and liver animal phantom. (a) Spleen CT image of phantom, (b) HU histogram of (a), (c) CT images of liver phantom. (d) HU histogram of (c) image.

다. 하지만 실제 환자의 데이터에 적용할 경우에 어느정도의 오차가 있을 것이라고 예상한다. 그러나 영상에서의 기본적으로 seed point의 설정은 Hounsfield Unit의 값을 기준으로 적용시켜야하며 환자의 임상데이터의 통계적인 분석을 통해 가장 최적의 값을 설정해야할 것으로 생각되며 이는 추후 연구에서 진행될 예정이다.

이와 같은 결과로 미루어볼 때 자동으로 문턱치값을 결정하여 진행하는 것보다 수동적으로 간 혹은 비장의 문턱치값을 결정하는 것이 좋은 결과를 내는 것을 알 수 있으며 실제 인체에 적용할 때에도 정확한 문턱치값을 고정하여 적용함으로써 환자의 간과 비장의 일관된 분할이 이루어질 것으로 예상할 수 있다. 한편 자동으로 문턱치값을 결정하는 알고리즘을 수정하여 모든 과정이 자동화되도록 하는 과정을 탐색하는 것도 좋은 연구가 될 것으로 생각한다.

### 결 론

본 논문에서는 3차원 의료 영상에서 반자동으로 인체의 장기 중에 하나인 간과 비장을 자동으로 분할하여 정확한 체적을 구하는 알고리즘을 제안하였다. 이러한 알고리즘을 인체에 적용하기에 앞서 실험동물로 돼지의 간과 비장을 이용한 팬텀을 제작하여 정확한 체적을 측정하여 이를 바탕으로 개발된 알고리즘의 검증을 하였다. 의료 영상은 그 특성상 그 경계가 모호하여 자동 분할에 많은 어려움이 있으며 특히 간을 분할하는 알고리즘은 많은 시간과 비용이 요구되고 있다. 본 연구는 기존의 2차원 영역확장법과 함께 3차원 구조의 연결여부를 가지고 3차원적인 간과 비장의 구조를 분할하는 방법을 제안하였고 문턱치의 변화에 따라 체적이 다르게 나타남을 확인하였고 이를 통해 최적의 문턱치값을 결정할 수 있는 토대를 마련하였다. 따라서 동물의 간과 비장 팬텀을 이용해 검증된 간과 비장을 분할하고 분할된 장기의 체적을 구하는 본 논문의 알고리즘을 통해 인체의 간과 비장 영상의 정확한 체적의 예측이 가능해질 것으로 판단된다.

### 참 고 문 헌

1. Hermoye L, Laamari-Azjal I, Cao Z, et al: Liver segmentation in living liver transplant donors: comparison of semi-automatic and manual methods. *Radiology* 234:171-178 (2005)
2. Kawasaki S, Makuuchi M, Matsunami H, et al: Preoperative measurement of segmental liver volume of donors for living related liver transplantation. *Hepatology (Baltimore, Md)* 18:1115-1120 (1993)
3. Kubota K, Makuuchi M, Kusaka K, et al: Measurement of liver volume and hepatic functional reserve as a guide to decision-making in resectional surgery for hepatic tumors. *Hepatology (Baltimore, Md)* 26:1176-1181 (1997)
4. Lin XZ, Chang TM, Tsai HM, Sun YN, Sheu BS, Jen CM: Liver, spleen and tumor volume measured by personal computer. *Hepato-gastroenterology* 46:838-842 (1999)
5. Sakamoto S, Uemoto S, Uryuhara K, et al: Graft size assessment and analysis of donors for living donor liver transplantation using right lobe. *Transplantation* 71:1407-1413 (2001)
6. Bellon E, Feron M, Maes F, et al: Evaluation of manual vs semi-automated delineation of liver lesions on CT images. *European Radiology* 7:432-438 (1997)
7. Chen EL, Chung PC, Chen CL, Tsai HM, Chang CI: An automatic diagnostic system for CT liver image classification. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering* 45:783-794 (1998)
8. Gao L, Heath DG, Fishman EK: Abdominal image segmentation using three-dimensional deformable models. *Investigative Radiology* 33:348-355 (1998)
9. Kashiwagi T, Mitsutani N, Koizumi T, Kimura K: Three-dimensional demonstration of liver and spleen by a computer graphics technique. *Acta Radiol* 29:27-31 (1988)
10. Nawaratne S, Fabiny R, Brien JE, et al: Accuracy of volume measurement using helical CT. *Journal of Computer Assisted Tomography* 21:481-486 (1997)
11. Bae KT, Kim JS, Na YH, Kim KG, Kim JH: Pulmonary nodules: automated detection on CT images with morphologic matching algorithm--preliminary results. *Radiology* 236:286-293 (2005)
12. Kim JS, Kim JH, Cho G, Bae KT: Automated detection of pulmonary nodules on CT images: effect of section thickness and reconstruction interval--initial results. *Radiology* 236:295-299 (2005)
13. Ra SK, JYJLJB: 3D medical image segmentation using region-growing based tracking. *J Biomed Eng Res* 21:239-346 (2000)
14. Seo KS, Park SJ, Park JA: Automatic liver segmentation of a contrast enhanced CT image using a partial histogram threshold algorithm. *J Biomed Eng Res* 25:189-194 (2004)

## **Evaluation of Automatic Image Segmentation for 3D Volume Measurement of Liver and Spleen Based on 3D Region-growing Algorithm using Animal Phantom**

Jin Sung Kim\*, June-Sik Cho<sup>†</sup>, Kyung-Sook Shin<sup>†</sup>, Jin-Hwan Kim<sup>†</sup>, Hosang Jeon<sup>†</sup>, Gyuseong Cho<sup>†</sup>

\*Proton Therapy Center, National Cancer Center, <sup>†</sup>Department of Radiology, Chungnam University College of Medicine, <sup>†</sup>Nuclear & Quantum Engineering, KAIST

Living donor liver transplantation is increasingly performed as an alternative to cadaveric transplantation. Preoperative screening of the donor candidates is very important. The quality, size, and vascular and biliary anatomy of the liver are best assessed with magnetic resonance (MR) imaging or computed tomography (CT). In particular, the volume of the potential graft must be measured to ensure sufficient liver function after surgery. Preoperative liver segmentation has proved useful for measuring the graft volume before living donor liver transplantations in previous studies. In these studies, the liver segments were manually delineated on each image section. The delineated areas were multiplied by the section thickness to obtain volumes and summed to obtain the total volume of the liver segments. This process is tedious and time consuming. To compensate for this problem, automatic segmentation techniques have been proposed with multiplanar CT images. These methods involve the use of sequences of thresholding, morphologic operations (ie, mathematic operations, such as image dilation, erosion, opening, and closing, that are based on shape), and 3D region growing methods. These techniques are complex but require a few computation times. We made a phantom for volume measurement with pig and evaluated actual volume of spleen and liver of phantom. The results represent that our semiautomatic volume measurement algorithm shows a good accuracy and repeatability with actual volume of phantom and possibility for clinical use to assist physician as a measuring tool.

**Key Words:** Liver segmentation, Volume measurement, Phantom, Computed aided detection