특집논문-10-15-6-02

2D 의료영상의 3차원 입체영상 생성

김 만 배[a)‡], 장 성 은[a)], 이 우 근[a)], 최 창 열[a)]

3D Stereoscopic Image Generation of a 2D Medical Image

Man Bae Kim[a)‡], Seong Eun Jang[a)], Woo Keun Lee[a)], and Chang Yeol Choi[a)]

요 약

최근 다양한 3차원 영상처리 기술이 산업체 전반으로 확대되고 있다. 관련 기술중의 하나인 입체변환은 기존의 2D영상에서 입체영상을 생성하는 기술이다. 이 기술은 영화, 방송 콘텐츠에 적용되어 3D 입체로 시청할 수 있는데, 3D 기술의 지속적인 산업체 응용이 요구됨에 따라 입체변환 기술을 새로운 분야로 적용하여 새로운 입체 콘텐츠를 제작하는 것이 필요하다. 이러한 추세에 따라 이 기술을 의료영상에 응용하는 것이 본 논문의 목적이다. 의료 영상은 정확한 판독이 필요하기 때문에 2D 의료영상보다 구체적인 3D 정보를 얻을 수 있는 3D 입체영상에 관심이 높아지고 있다. 본 논문에서는 기존의 2D 의료영상으로부터 입체영상을 생성하는 의료영상 입체변환 방법을 제안한다. 실험 영상으로 CT(Computed Tomograpy) 영상을 사용한다. 제안 방법은 장기의 영역 분할, 에지를 이용한 경계선 추출, 각 장기의 깊이 정보에 따른 명암 분석 등으로 구성된다. 얻어진 데이터를 바탕으로 CT 영상의 깊이맵을 생성한다. 최종적으로 추출된 깊이 맵과 2D 의료영상으로 부터 입체영상을 생성한다.

Abstract

Recently, diverse 3D image processing technologies have been applied in industries. Among them, stereoscopic conversion is a technology to generate a stereoscopic image from a conventional 2D image. The technology can be applied to movie and broadcasting contents and the viewer can watch 3D stereoscopic contents. Further the stereoscopic conversion is required to be applied to other fields. Following such trend, the aim of this paper is to apply the stereoscopic conversion to medical fields. The medical images can deliver more detailed 3D information with a stereoscopic image compared with a 2D plane image. This paper presents a novel methodology for converting a 2D medical image into a 3D stereoscopic image. For this, mean shift segmentation, edge detection, intensity analysis, etc are utilized to generate a final depth map. From an image and the depth map, left and right images are constructed. In the experiment, the proposed method is performed on a medical image such as CT (Computed Tomograpy). The stereoscopic image displayed on a 3D monitor shows a satisfactory performance.

Keywords : CT, 3D, stereoscopic conversion, depth map

Ⅰ. 서 론

기존의 2D 영상을 입체영상으로 변환하는 입체변환(stereoscopic conversion) 기술은 자동, 반자동, 및 수작업으로 구분되는데, 이 기술은 영화 및 기존 2D 영상물을 3D 입체영상으로 변환하는 것이다[1-3]. 이러한 변환 기술은 영

a) 강원대학교 IT대학 컴퓨터정보통신공학과
Kangwon National Univ., Dept. of Computer & Communications
‡ 교신저자 : 김만배 (manbae@kangwon.ac.kr)
※ 본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학 IT연구센터 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2010-(C1090-1011-0003)). 또한 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 광역경제권 선도산업 인재양성사업의 연구결과임.
· 접수일(2010년8월16일),수정일(2010년10월29일),게재확정일(2010년11월2일)

상처리 및 영상분석 기술을 이용하여 적절한 깊이맵(depth map)을 생성하는 것이다. 즉, 2D+Depth 방법으로 깊이맵을 이용하여 좌우 입체영상을 생성한다. 입체변환은 현재 영화, 방송물 등에 국한되어 있는데, 이 기술을 좀 더 확산하여 새로운 분야에도 응용하는 것이 필요하다. 이 추세에 맞추어 입체변환 기술을 의료영상에 적용하는 새로운 기법과 방향을 제시하는 것이 본 논문의 목적이다.

3D 입체영상은 문화산업 분야뿐만 아니라 의료 분야에서도 관심이 높아지고 있다. 의료영상의 판독은 전문의에게 있어서 중요한데, 기존의 2D 영상과 다르게 구체적인 시각정보를 전달하는데 용이하다. 현재에는 2D 의료영상을 판독하거나 특수한 장치를 통해 여러 장의 영상을 촬영하여 3D 영상으로 확인하고 있다. 특수 장치를 사용하지 않고 새로운 방식으로 컴퓨터를 이용한 3D 입체영상을 제작할 수 있으면 시간과 비용이 단축될 것이다.

기존 방법 중의 하나는 CT의 경우 여러 장의 슬라이스 데이터로부터 볼륨 렌더링(volume rendering)기술을 이용하여 3D 데이터를 추출하는 것이 주류를 이루고 있다[4,5]. 따라서 한 장의 영상으로부터 3D 데이터를 얻는 것은 불가능하다.

기존 방법과 달리, 본 논문에서는 한 장의 2D 의료영상으로 부터 3D 입체영상을 제작하는 반자동 기법을 제안한다. 2D 의료영상에서 장기 영역 분리, 에지 픽셀 추출, 장기의 명암을 조사하여 깊이맵을 생성한다. 마지막으로 생성된 깊이맵을 이용하여 3D 입체영상을 생성한다. 실험영상으로는 복부(chest) CT(Computed Tomography) 영상을 사용한다. 복부 CT 영상은 간, 담낭 등 장기 요소들이 있다. 따라서 각 장기의 다양한 깊이를 3D로 관찰할 수 있기 때문에 3D 입체영상의 구현에 적합하다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. Ⅱ장에서 제안하는 CT 영상의 입체변환 기법에 대해 설명한다. Ⅲ장에서는 실험결과를 보여주며, Ⅳ장에서 결론을 맺는다.

Ⅱ. CT 영상의 입체변환

CT 촬영은 컴퓨터 처리로 인해 생성되는 단층촬영법으로 인체 내부에 대한 연속적인 2 차원 영상을 제공한다. 일반 X-선 영상으로 얻기 어려운 인체 내부의 정보를 비교적 정확히 추출해 내기 때문에 현재 의료 분야에서 다양한 질병에 대한 정확한 진단을 위해 사용하고 있다. 그림 1은 실험영상으로 사용할 CT 영상이고, 각 장기의 구조를 보여준다. 장기는 담낭, 간, 척추, 창자, 늑골, 콩팥, 지방 등으로 구성되어 있다.

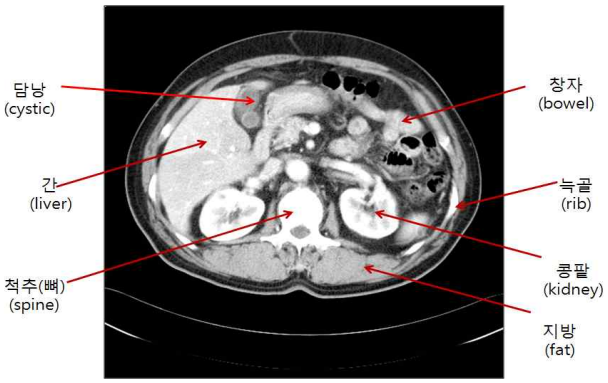


그림 1. CT 영상의 내부 장기
Fig. 1. Internal organ of CT image

그림 2는 본 논문에서 제안하는 CT 영상의 입체변환의

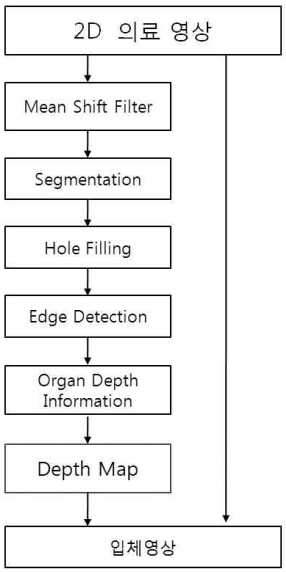


그림 2. CT영상의 입체영상 생성 블록도
Fig. 2. Block diagram of stereoscopic image generation of a CT image

블록도를 보여준다. CT 영상은 [0, 255]의 명암값을 가진다. 먼저 영역분할을 위해서 mean shift 필터 및 영상분할(image segmentation)을 수행한다. 영상분할 후에 영역 내부에 발생하는 홀(hole) 픽셀을 주변 영역값으로 채운다. CT 영상은 많은 노이즈를 포함하고 있다. 따라서 장기 영역 내부에는 노이즈 등 많은 픽셀등이 다른 명암값을 가지고 있기 때문에 홀이 발생하게 된다. 그리고 영역의 경계를 보다 정확히 구분하기 위하여 에지를 추출하여 정확한 영역을 찾는다. 마지막으로 장기의 깊이와 명암과의 관계를 분석한 후에, 깊이맵을 생성하고 좌우 입체영상을 생성한다.

1. 영상 분할

의료영상의 영상분할을 위해 다양한 방법이 제안되어 왔다[6-8]. CT 영상은 일반적으로 명암을 기반으로 영상분할을 수행하는데, 이를 위해 mean shift 영상분할 방법을 활용한다[9]. mean shift는 픽셀의 명암 분포에서 유사한 명암 값을 가지는 영역을 계산하여 같은 공간 구역의 명암을 균일하게 분할하는 알고리즘이다. 기본적으로 mean shift 필터를 수행한 후에, 얻어진 필터 출력 데이터에 공간영역(spatial domain) 및 레인지영역 (range domain)을 설정하고, 영상분할을 하게 된다. 또한 커늘 크기와 마스크 크기는 성능에 영향을 준다. 알고리즘은 mean shift 필터와 필터링된 영상에서 영상을 분할하는 2 단계로 구성되어 있다. 먼저 필터링은 다음 단계로 실행된다.

Step 1: 영상의 각 pixel x_i이 주어지면, 초기화 단계로 스텝 k = 1, $y_{i,1} = x_i$로 한다.

Step 2: 다음 방정식을 이용하여 $y_{i,k+1}$를 계산한다.

$$y_{i,k+1} = \frac{\sum_{i \in H} \sum_{j \in W} x_{i,j} g(\| \frac{y_j - x_{i,j}}{h} \|^2)}{\sum_{i \in H} \sum_{j \in W} g(\| \frac{y_j - x_{i,j}}{h}) \|^2)} \quad (1)$$

여기서 h는 커늘 크기이고, 영상 크기는 W x H이다. 커늘 함수 g(x)는 다음의 Epanechnikov 커늘을 사용한다.

$$g(x) = -k'_E(x) = \begin{cases} 1 & \text{for } 0 \le x \le 1, \\ 0 & \text{for } x \ge 1, \end{cases} \quad (2)$$

Step 3. 필터링된 픽셀값은 $z_i = (x_i^s, y_{i,con}^r)$이고, x_i^s의 출력된 픽셀값은 $y_{i,con}^r$이다.

상기 필터링으로부터 얻은 데이터에서 영역분할은 다음과 같이 수행된다.

Step 1: 2차원의 수렴점인 $y_{i,con}$ 값을 저장한다.

Step 2: 다음 식 (3)처럼 공간영역에서 h_s에 가깝고, 레인지 영역에서는 h_r에 가까운 모든 z_i 값을 그룹핑하여 클러스터 $\{C_p\}_{p=1,\dots,m}$을 구한다. 즉, 이 수렴점의 basins of attraction을 통합한다.

$$\begin{aligned} x_i - h_s < x_i < x_i + h_s \\ y_i - h_r < y_i < y_i + h_r \end{aligned} \quad (3)$$

Step 3: 모든 픽셀들에게 레이블 $L_i = \{p | z_i \in C_p\}$을 할당한다.

실험에서는 h_s는 5, h_r은 20을 사용하였고, 마스크 크기는 영상영역으로 설정했다.

2. 빈 픽셀 채우기

장기 내부의 명암 값이 전부 유사하지 않기 때문에 영상분할 후에 얻어진 영상에는 홀(hole)이 발생한다. 이 홀을 채우기 위해 8-way connectivity 알고리즘을 사용하여 채운다[10]. 이 알고리즘은 홀을 찾아내어 주위의 영역값을 이용하여 홀을 채우는 기법이다. 그림 3에서 홀 영역 R 내에서의 한 픽셀을 Np라 한다. 이 Np를 중심으로 8 방향으로 탐색한다. 거리를 D라 하면, D를 1 씩 증가하며 8 방향으로 탐색을 하는데, 8 방향 중 D가 가장 작은, 즉 Np와 가장

가까운 거리에 있는 픽셀이 P이면, P값을 Np에 할당한다.

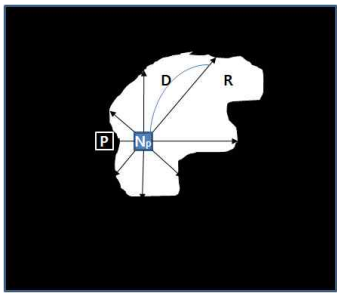


그림 3. 8-way connectivity를 이용한 홀 픽셀 채우기
Fig. 3. Hole filling by 8-way connectivity

3. 외곽선 추출

Mean shift 영역분할의 정확성을 검증하며 동시에 경계를 명확히 분리하기 위해 캐니(Canny) 에지 알고리즘을 사용한다[11]. 영상처리에서 캐니 에지 알고리즘을 이용한 윤곽선 검출은 여러 분야에서 모양, 크기, 위치 정보를 찾기 위해 다양한 방법으로 응용되고 있다. 가우시안 필터링, non-maximal suppression, Sobel 에지연산, hysteresis thresholding의 4단계로 구성되는 알고리즘은 hysteresis thresholding 단계의 상한 임계값 T_{high}과 하한 임계값 T_{low}을 설정하여 에지 정보를 추출한다. T_{low}가 적을수록 핏줄 등의 세세한 부위 까지 에지를 볼 수 있으며 T_{high}가 증가할수록 에지의 성분이 강해져 에지를 나타내는 선이 선명해진다. 얻어진 에지들은 장기 영역 경계의 정확성을 향상시키는데 사용된다.

4. 명암값 분석

CT 영상에서는 CT 영상은 장기에 따라 서로 다른 명암값을 가지고 있다[12]. 이를 바탕으로 각 장기마다 영상의 히스토그램을 분석하여 명암 값에 따른 장기를 분리시킬 수 있다[13].

표 1은 명암 값에 따른 장기들을 분류한 것이다. 140~229까지 주요 장기들의 명암이 분포되어 있음을 확인할 수 있다. 명암은 상대적으로 지방 성분과 담낭, 다른 지방성분, 간, 콩팥, 척추, 기타 뼈의 순으로 밝아진다. 뼈 영역은 254~255의 높은 명암을 가진다.

표 1. 명암 분포에 따른 장기 분류
Table 1. The distribution of intensity for organs

명암 분포	장기
[0, 139]	핏줄, 윤곽선
[140, 179]	지방성분, 담낭
[180, 202]	지방 대부분
[203, 229]	간
[230, 255]	콩팥, 척추, 기타 뼈

5. 깊이맵 생성

장기의 깊이값은 [0, 255]의 범위에서 할당한다. 깊이값이 클수록 앞으로 가까이 보이고 낮을수록 멀어져 보인다. 장기의 깊이는 인체해부학[14]에 근거하여, 척추, 뼈 및 간에는 상대적으로 큰 깊이를 할당하고, 담낭, 콩팥과 뼈, 지방, 그 외 장기의 순서대로 깊이값을 할당하였다. 그림 4는 표 1을 기반으로 만든 깊이값을 보여준다. 각 장기의 내부 깊이를 정확하게 측정하는 것은 어려움이 있기 때문에, 장기별 깊이는 동일 값을 할당한다.

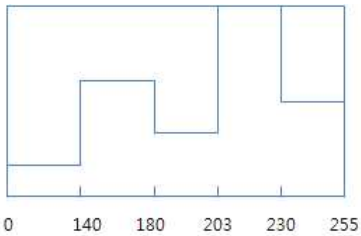


그림 4. 명암 및 대응하는 깊이의 분포
Fig. 4. Depth distribution with respect to pixel intensity

마지막으로 CT 영상과 깊이맵이 주어지면 식 (4)와 (5)를 이용하여 픽셀의 변이(disparity)를 구해 영상을 좌측 및 우측으로 수평으로 이동하여 각각 좌영상과 우영상을 만든다.

$$\begin{aligned} I_L(x-d,y) &= I(x,y) \\ I_R(x+d,y) &= I(x,y) \end{aligned} \tag{4}$$

여기서 I_L과 I_R은 각각 좌·우영상이고, 변이 d는 다음 식

을 이용하여 깊이 D로부터 계산한다.

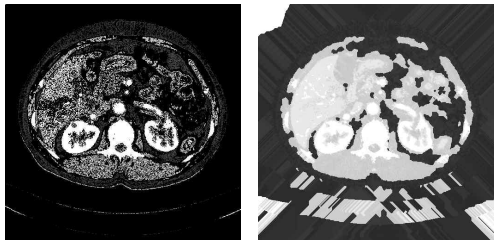
$$d = \tau \times \left(1.0 - \frac{D}{255}\right) \tag{5}$$

여기서 τ는 최대 입체시차이고, 실험에서 사용한 값은 10 (픽셀)이었다. 영상을 변이값에 의해 이동을 하게 되면 홀이 발생한다. 이 홀들은 주변 화소값으로 채우게 된다.

III. 실험 결과

제안한 입체영상 생성 방법을 CT 영상에 적용하였다. 그림 5는 mean shift 영상분할을 적용한 결과 영상이다. 알고리즘에서 커늘 크기 h에 따라, 영상분할 결과는 많은 차이를 보이고 있다. 커늘 크기가 클수록 명암값이 큰 부분만 남겨지고, 마스크 크기가 증가하면 정확한 데이터를 얻을 수 있다.

그림 6의 영역분할 결과는 영역별 명암값의 변화가 심하기 때문에, 분할영역에 포함되지 않은 픽셀들이 존재한다. 이 홀 픽셀들을 채우기 위하여 사용한 8-way connectivity 기법의 결과는 그림 6에서 보여준다.



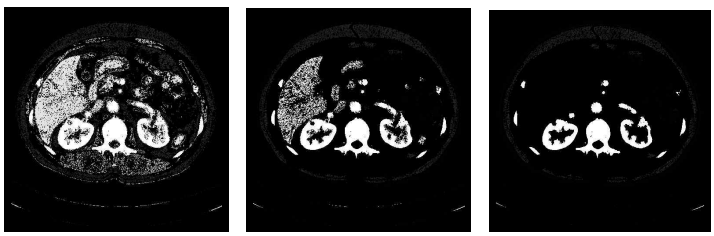
(a) (b)

그림 6. 8-way connectivity를 적용한 결과. (a) mean shift 영역분할 영상, (b) 8-way connectivity를 적용한 후의 영상

Fig. 6. Resulting images after 8-way connectivity. (a) mean shift segmentation and (b) image data from 8-way connectivity

CT 영상에서는 장기들의 경계가 명확하지 않다. 정확한 경계선을 알아내기 위해 Canny 에지를 검출한 결과는 그림 7에서 보여준다. 에지 픽셀들의 분포는 알고리즘에서 상한 및 하한 임계값, T_{low}와 T_{high}에 따라 차이를 보여준다. 특히 T_{high}가 커지면, 영상내의 실핏줄들이 많이 보이게 된다.

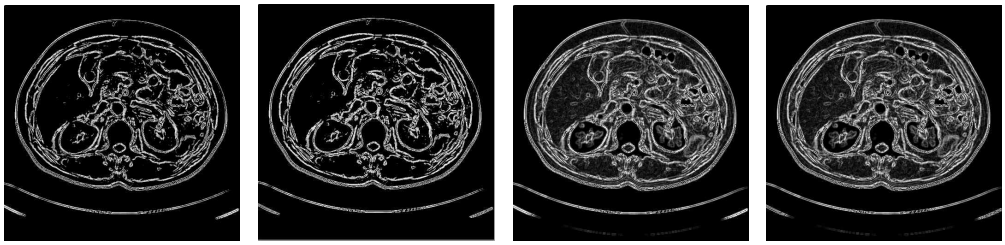
Mean shift 분할 영상과 캐니 에지 정보를 이용하여 경계선을 찾은 결과는 그림 8에서 보여준다. 노란색은 에지 픽



(a) (b) (c)

그림 5. kernel size h 에 따른 segmentation 결과. (a) h = 10, (b) h = 20, (c) h = 30

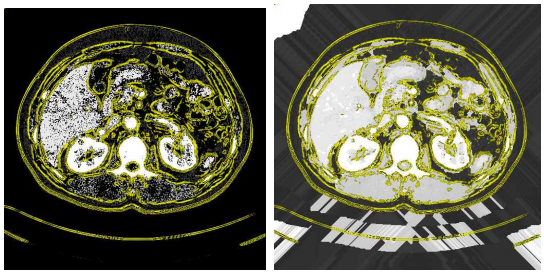
Fig. 5. Segmentation results according to kernel size h. (a) h = 10, (b) h = 20, (c) h = 30



(a) (b) (c) (d)

그림 7. [Tlow, Thigh] 임계값에 따른 에지 영상. (a) [100, 500], (b) [100, 1000], (c) [5, 400], 및 (d) [5, 10000]

Fig. 7. Edge data with varying Tlow and Thigh. (a) [100, 500], (b) [100, 1000], (c) [5, 400] and (d) [5, 10000]



(a) (b)

그림 8. 영상 분할 영상과 에지 정보를 이용하여 찾은 경계선. (a) 8-way connectivity 사용 전, (b) 8-connectivity 사용 후

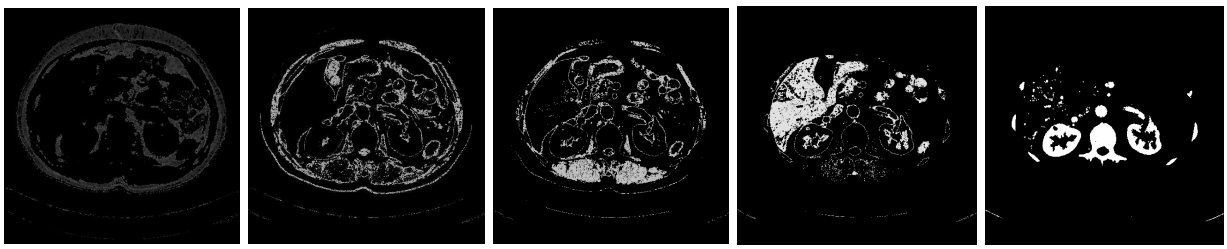
Fig. 8. The segmented image combined with edge data. (a) before 8-way connectivity, (b) after 8-way connectivity

셀들을 보여준다. 그림 8은 mean shift 영상과 에지 영상을 합성한 영상이다. 합성영상에서 알 수 있듯이 캐니 에지 알고리즘이 정확한 영역을 검출하는 것을 알 수 있다.

표 1의 명암 분포에 따른 장기분리 영상 결과는 그림 9에서 보여준다. 각각 다른 명암 범위에 장기가 분리되어 있는 것을 알 수 있다.

표 1의 명암분포에 따른 장기 분리 및 그림 4의 깊이값 할당의 결과는 그림 10에서 보여준다. 깊이 값에 따라서 정렬한 영상이다.

생성된 깊이맵을 바탕으로 좌영상과 우영상을 생성한다. 생성된 좌우영상을 3D 모니터를 통해 보게 되면 입체감 있



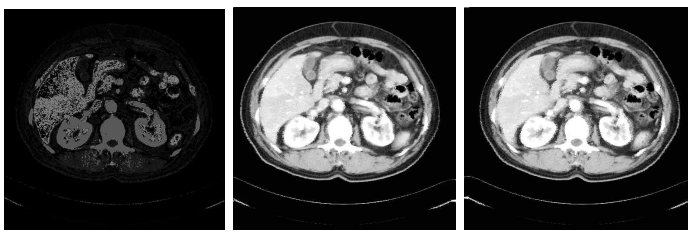
(a) (b) (c) (d) (e)

그림 9. 표 1의 명암에 따른 장기분리 영상. (a) [0,139], (b) [140,179], (c) [180,202], (d) [203,229], 및 (e) [230,255]

Fig. 9. Organ separation according to intensity. (a) [0,139], (b) [140,179], (c) [180,202], (d) [203,229], and (e) [230,255]

그림 10. depth 순서대로 배열한 장기 영상

Fig. 10. Organs in the descending order of depth



(a) (b) (c)

그림 11. 깊이맵 및 좌우 입체영상. (a) 깊이맵, (b) 좌영상, 및 (c)우영상

Fig. 11. Depth map and left/right images. (a) depth map, (b) left image and (c) right image

는 영상을 볼 수 있다. 그림 11은 깊이맵을 이용하여 생성된 좌우 영상이다. 깊이맵의 화질이 낮은 것은 장기내분의 픽셀의 값이 균일화되어 있지 않아서, 깊이값을 할당할 때 정확한 값을 얻지 못하기 때문이다.

Ⅳ. 결 론

기존의 입체변환 기술을 의료영상에 응용하기 위해서 본 논문에서는 2D 의료영상을 3D 입체영상으로 제작하는 기법을 제안하였다. 이를 위해 mean shift 영역분할로 장기영역을 분할하고, 캐니 에지 알고리즘을 사용하여 외곽선을 추출하여 mean shift 알고리즘을 검증하였다. 다음에 장기의 명암 히스토그램 분석하고, 최종적으로 깊이맵을 생성하여 좌우 입체영상을 생성하였다. 제안 방법은 향후 입체변환 기술을 의료영상에 적용할 때 앞으로의 기술적 연구 방향을 제시하였다. CT영상에 적용하여 얻은 입체영상은 장기의 상대적 깊이 차이 때문에 2D 영상보다는 판독에 도움이 된다. 향후 연구는 제안 기법을 동영상 CT 영상 및 다른 의료 영상에도 적용하는 것이다.

참고 문헌

[1] T. Okino, M. Murata, K. Taima, T. Inimura and K. Oketani, "New television with 2D/3D image conversion technologies," SPIE Photonic West, vol. 2653, pp. 96-103, 1995.

[2] M. B. Kim and S. H. Lee, "A new method for the conversion of MPEG encoded data into stereoscopic video," J. of the Society for 3D Broadcasting and Imaging, No. 1, Vol. 1, pp. 48-59, June 2000.

[3] C. Weerasinghe, et. al., "2D-to-psuedo 3D conversion of head-and-shoulder images using feature-based parametric disparity maps," IEEE Conf. on Image Processing, 2001.

[4] William EL, “"Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm"", In proc Computer Graphics, vol. 21, 1987.

[5] K. Bae, M. Giger, C. Chen and C. Kahn, “Automatic segmentation of liver structure in CT images”, Medical Physics, Vol. 20, No. 1, pp. 71-78. 1993.

[6] K. Li, et al., ”Optimal surface segmentation in volumetric images－Graph-Theoretic Approach”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 28, NO. 1, pp119-134 Jan. 2006.

[7] Y. Boykov, et al., “Graph cuts and efficient n-d image segmentation,” Int. J. Computer Vision, Vol. 70, NO. 2, pp. 109-131, Feb. 2006.

[8] V. Lempitsky et al., "Image segmentation by branch-and-mincut", European Conference on Comuter Vision, pp. V15-29, 2008.

[9] Y. Cheng, “Mean shift, mode seeking, and clustering,” IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 17, pp. 790:799, 1995.

[10] M. Sonka, et. al., Image Processing, Analysis, and Machine Vision, Thomson, 2009.

[11] J. F. Canny, “A computational approach to edge detection”, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6), pp. 679-698, 1986.

[12] 김성환, 김선칠, 디지털 의료영상처리, 대학서림, 2006,

[13] 정환, 이완, 김문찬, 디지털 의료영상학, 정문각, 2003.

[14] F. Martini, M. Timmons R and Tallitsch, *Human Anatomy*, Benjamin-Cummings Publishing Company, 2008.

저 자 소 개

김 만 배

- 1983년 : 한양대학교 전자공학과 학사
- 1986년 : University of Washington 전기공학과 공학석사
- 1992년 : University of Washington 전기공학과 공학박사
- 1992년 ~ 1998년 : 삼성종합기술원 수석연구원
- 1998년 ~ 현재 : 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 교수
- 주관심분야 : 3D영상처리 입체변환, 의료융합, 증강현실

저 자 소 개

장 성 은

- 2010년 8월 : 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 학사
- 2010년 9월 ~ 현재 : 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 석사과정
- 주관심분야 : 의료영상처리, 증강현실, 3D모바일통신

이 우 근

- 2011년 2월 : 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 학사
- 주관심분야 : 증강현실, 의료영상처리

최 창 열

- 1979년 : 경북대학교 전자공학과 학사
- 1981년 : 경북대학교 전자공학과 석사
- 1995년 : 서울대학교 컴퓨터공학과 공학박사
- 1984년 ~ 1996년 : ETRI 컴퓨터연구단 책임연구원 / 연구실장
- 1996년 ~ 현재 : 강원대학교 컴퓨터정보통신공학과 교수
- 주관심분야 : 컴퓨터시스템, 3D모바일컴퓨팅, 의료융합