

EBT 영상에서 임계치 설정법에 의한 심장의 3차원 표현

원철호, 구성모*, 김명남**, 조진호
경북대학교 공과대학 전자공학과
*두원공업전문대학 전자통신과
**경북대학교병원 의공학과

3-Dimensional Representation of Heart by Thresholding in EBT Images

C. H. Won, S. M. Koo*, M. N. Kim**, and J. H. Cho

Department of Electronic Engineering, Kyungpook National University

*Department of Radio Communication, Doowon Technical College

**Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital

ABSTRACT

In this paper, we visualized 3-dimensional volume of heart using volume method by thresholding in EBT slices data. Volume rendering is the method that acquire the color by casting a pixel ray to volume data. The gray level of heart region is so high that we decide heart region by thresholding method. When a pixel ray is cast to volume data, the region that is higher than threshold value becomes heart region. We effectively rendered the heart volume and showed the 3-dimensional heart volume..

서론

무침습적으로 심장 질환의 진단을 위하여 필요한 정보를 획득함에 있어 초음파, CT 등에 의한 촬영이 일반화되어 있다. 초음파 영상의 경우 인체에 무해하고 조영제를 사용하지 않고 연부 조직의 영상화가 가능하지만 분해능이 떨어지며 스펙클 잡음으로 인한 화질의 열화로 인하여 정확한 정보를 획득함에 어려움이 있다¹⁾.

하지만, 최근에 심장 질환 진단기로서 임상적으로 이용되고 있는 EBT(electron beam tomography, cine CT) 영상장비는 특유의 높은 시간(temporal) 및 공간(spatial) 해상도로 인하여 심장 영상에 적합하다. 심전도(electrcardiogram)의 트리거링에 의하여 심장과 같이 운동하는 장기의 경우에도 연속적인 단층 영상을 획득할 수 있다²⁾. 따라서, 획득된 단층 영상을 3차원으로 재구성함으로써 심장의 체적 정보 및 운동 양태를 관찰할 수 있게 된다. 단층 영상의 3차원 재구성은 진단의학 영상의 분석을 위하여 필수적이므로 이를 위한 많은 연구들^{3),4)}이 이루어져 왔으며, 폴리곤을 기반으로 하는 방법과 체적 렌더링

(volume rendering)^{6),7)}을 이용하는 방법이 있다.

먼저, 폴리곤을 기반으로 하는 방법은 심장영역의 외곽선의 특징점을 추출하여 이들을 연결함으로써 삼각형 형태의 폴리곤을 연결하여 3차원 표면을 생성하는 방법이다. 그러나, 이 방법은 객체의 표면을 폴리곤으로 근사화하기 때문에 심장의 체적을 정확하게 표현할 수 없게 된다.

본 논문에서는 임계치 설정에 의한 체적 렌더링 기법을 이용하여 EBT 단층 영상으로부터 심장의 3차원 체적을 표현하였다. 체적 렌더링은 시점으로부터 3차원 체적 데이터로 픽셀 레이를 투사(casting)하여 각 지점에서 데이터의 휘도 준위값을 획득하게 된다. 체적 데이터를 투과하는 픽셀 레이가 심장 표면 영역에 도달하면 표면 법선 벡터와 광원 벡터를 계산하여 색상을 결정하게 된다. 조영제(contrast agent) 투여 후 획득되는 EBT 영상은 심장 영역의 휘도 준위가 높게 나타나므로, 픽셀 레이를 투사하여 체적 데이터의 휘도 준위의 값이 임계치보다 높을 때 심장 영역으로 결정하는 임계치 설정법(thresholding)을 이용하였다.

연속하는 단층 영상으로부터 임계치 설정법에 의한 체적 렌더링으로써 심장의 3차원 체적을 효과적으로 시각화할 수 있었으며, 이를 결과에 보였다.

본론

1) EBT 영상

회전 x선관을 이용하는 일반적인 CT와는 달리 EBT 스캐너는 전자총에서 생성된 전자 빔을 환자를 둘러싸고 있는 반원형의 저지물(targets)에 스위프함으로써 x선을 발생시킨다. 기계적인 운동이 없으므로 영상의 획득시간을 50-100ms/영상 정도로 감소시킬 수 있다. EBT 영상은 흡기시 숨을 멈춘 상태에서 획득되며, 심전도 신호 RR 간격에서 획득된 실제적인 체적 데이터는 1-3mm 슬라이스 간격이며 영상은 512×512의 공간 해상도를 가지게 된다.

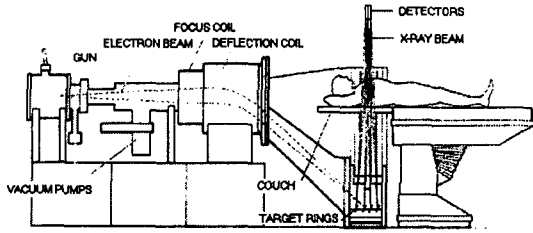


그림 1. EBT 영상장비의 구성도
Fig. 1. View of EBT scanner.

2) 심장의 3차원 시각화

심장을 화면상에 나타내기 위하여 시점으로부터 3차원 체적 데이터로 픽셀 레이를 투사하여 각 지점에서 이미지 평면상에 표시하기 위한 색상(color)을 획득한다.

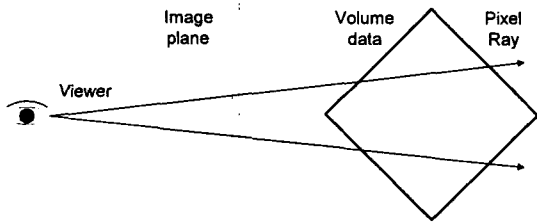


그림 2. 투시변환에 의한 물체의 표현
Fig. 2. Visualization by perspective transform.

시점에서 대상 물체를 관측할 때 이미지 평면상에 물체가 표현된다. 투영 변환에 의해 픽셀 레이는 관측자로부터 이미지 평면을 거쳐 3차원 데이터를 통과하여 각 지점에서 계산된 음영(shade)값을 평면상에 나타내게 된다. 체적 데이터로 투과되는 픽셀 레이에 음영처리를 한다.

음영처리(shading)는 기본적으로 대상 객체의 법선과 광원을 고려하며, x_i 위치에서의 음영값은 광원 벡터와 표면 법선 벡터의 곱으로 이루어진다.

$$c(x_i) = N(x_i) \cdot L \tag{1}$$

여기서, L 은 광원 법선 벡터이고, $N(x_i)$ 은 표면 법선 벡터로서 다음 식과 같다.

$$N(x_i) = \frac{\nabla f(x_i)}{|\nabla f(x_i)|} \tag{2}$$

여기서, 기울기 벡터(gradient vector) $\nabla f(x_i)$ 는 x 축, y 축 및 z 축 좌표 각각에서의 두 복셀간의 차로써 아래의 식과 같이 나타난다. 계산된 값은 각 복셀의 공간상의 기울기를 나타내며 법선 성분을 의미하게 된다.

$$\nabla f(x_i, y_j, z_k) \approx \left\{ \begin{aligned} &\frac{1}{2} [f(x_{i+1}, y_j, z_k) - f(x_{i-1}, y_j, z_k)], \\ &\frac{1}{2} [f(x_i, y_{j+1}, z_k) - f(x_i, y_{j-1}, z_k)], \\ &\frac{1}{2} [f(x_i, y_j, z_{k+1}) - f(x_i, y_j, z_{k-1})] \end{aligned} \right\} \tag{3}$$

여기서, $f(x_i, y_j, z_k)$ 는 3차원 복셀 데이터의 값이다.

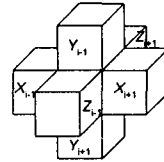


그림 3. 공간상에서 x, y 및 z 축 방향의 복셀
Fig. 3. Voxels of x, y , and z axis.

이미지 평면상에 표현되는 영상의 높이와 폭에 대한 픽셀 레이를 체적 데이터로 투사하며 레이의 길이는 체적 데이터를 충분히 포함시킬 수 있어야 한다. 이때 체적 데이터의 임의의 지점에서 복셀값을 얻기 위한 리샘플링(resampling)과 보간(interpolation)이 필요하다. 보간된 복셀지점에서의 표면 법선 벡터와 광선 벡터로부터 이미지 평면상에 표현될 색상을 획득하게 된다.

```
for(  $y_i = 1$  to  $ImgH$  )
for(  $x_j = 1$  to  $ImgW$  )
for(  $z_k = 1$  to  $RayLength$  ) {
[  $x_o, y_o, z_o$  ] Resampling of [  $x_i, y_j, z_k$  ]
 $f(x_o, y_o, z_o) \rightarrow ImagePixel[ x_i, y_i ]$ 
}
```

체적 데이터로부터 리샘플링 후 보간된 값은 아래식과 같은 선형보간법에 의해 구해진다.

$$f(x_o, y_o, z_o) = \begin{aligned} &x1 \cdot (1 - \nabla x) \cdot (1 - \nabla y) \cdot (1 - \nabla z) + \\ &x2 \cdot (\nabla x) \cdot (1 - \nabla y) \cdot (1 - \nabla z) + \\ &x3 \cdot (1 - \nabla x) \cdot (1 - \nabla y) \cdot (\nabla z) + \\ &x4 \cdot (\nabla x) \cdot (1 - \nabla y) \cdot (\nabla z) + \\ &x5 \cdot (1 - \nabla x) \cdot (\nabla y) \cdot (1 - \nabla z) + \\ &x6 \cdot (\nabla x) \cdot (\nabla y) \cdot (1 - \nabla z) + \\ &x7 \cdot (1 - \nabla x) \cdot (\nabla y) \cdot (\nabla z) + \\ &x8 \cdot (\nabla x) \cdot (\nabla y) \cdot (\nabla z) \end{aligned} \tag{4}$$

여기서, $x1, \dots, x8$ 은 픽셀 레이 투사하는 데이터 체적내 임의의 지점 외곽의 8복셀이고, $\nabla x, \nabla y, \nabla z$ 는 각각 임의의 지점과 기준점 $x1$ 과의 거리가 된다. 구해진 $f(x_o, y_o, z_o)$ 가 설정된 임계치 이상의 휘도 준위값을 가질 때 이 지점을 심장의 표면 영역으로 결정하고 이미지 평면상에 나타낼 색상을 계산한다. 다음 흐름도에 체적 렌더링의 과정을 보였다.

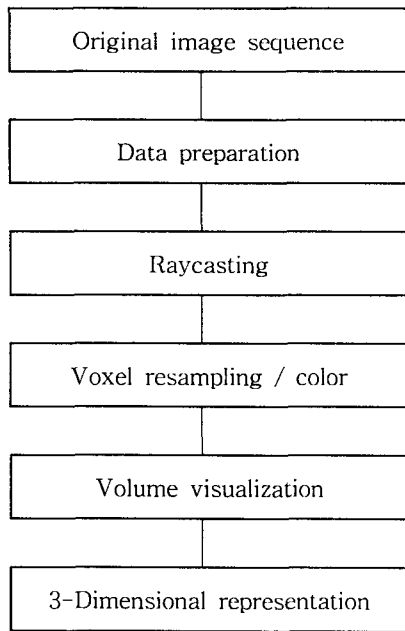
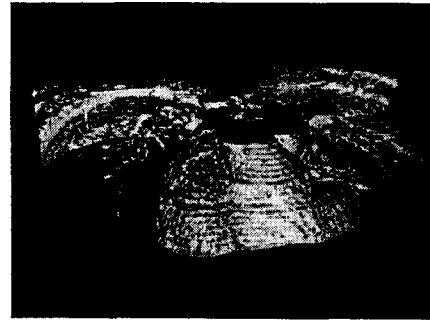


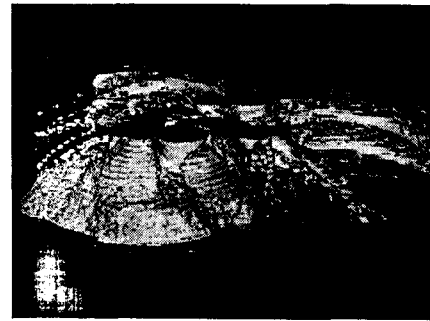
그림 4. 체적 렌더링의 흐름도
Fig. 4. Flowchart of volume rendering.

조영제를 투입한 후에 휘도 준위가 높게 보이는 영역이 심장 영역이 되므로 임계치 설정법에 의하여 체적 데이터가 임계치 이상의 값을 가질 때 이 지점을 체적 렌더링하였다. 여기서 임계치는 256 휘도 준위 중에서 70으로 설정하였다.

아래 그림에 EBT 체적 데이터를 각각의 관측 각도에 따라 렌더링한 영상을 보였다.



(a)



(b)



(c)

그림 6. 3차원 영상(수직/수평 관측각) : (a) 20°/160°; (b) 20°/200°; (c) 20°/180°

Fig. 6. Result image(vertical/horizontal viewing angle) : (a) 20°/160°; (b) 20°/200°; (c) 20°/180°.

실험 결과 및 토의

실험을 위한 데이터는 Imatron, Inc.사의 EBCT scanner로부터 획득하였으며, 이를 256×256화소 8비트로 양자화한 영상을 사용하였다. 심전도 신호의 RR 인터발 80% 지점에서 트리거링하여 3mm 슬라이스 간격으로 20 프레임의 영상을 획득하여 각각 1, 5, 10 및 15번째 슬라이스를 그림 5에 보였다.

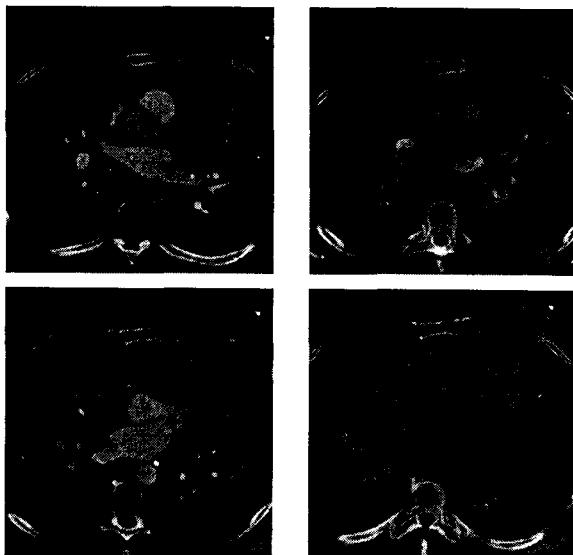


그림 5. EBT 슬라이스
Fig. 5. Original EBT slice.

결론 및 토의

본 논문에서는 임계치 설정에 의한 체적 렌더링 기법을 이용하여 EBT 단층 영상으로부터 3차원 체

적을 표현하였다. 체적 렌더링은 시점으로부터 3차원 체적 데이터로 픽셀 레이를 투사하여 각 지점에서 이미지 평면상에 표시하기 위한 색상을 획득하였다. 투사된 픽셀 레이는 체적 데이터를 통과하면서 심장 표면영역에 도달하면 표면 법선 벡터와 광원 벡터를 고려하여 그 지점에서의 색상을 결정하게 된다. 임계치 설정법을 이용하요 EBT 영상에서 픽셀 레이를 투사하면서 체적 데이터의 휘도 준위의 값이 임계치보다 높을 때 심장 영역을 결정하였다. 연속하는 단층 영상으로부터 임계치 설정법에 의한 체적 렌더링으로써 심장의 3차원 체적을 시각화할 수 있었다. 앞으로 심장 영역을 효과적으로 추출할 수 있는 알고리즘의 개발과 렌더링 시간을 감소시킬 수 있는 연구가 필요하다.

참고 문헌

1. 원철호, 김명남, 조진호, "초음파 영상의 통계적 특성에 근거한 심내벽 윤곽선 검출," 의공학회 논문지, 제 17권, 제 3호, pp. 365-371, 1996.
2. S. Achenbach, W. Moshage, D. Ropers, J. Nossen, and K. Bachmann, "Noninvasive, three-dimensional visualization of coronary artery bypass grafts by electron beam tomography," *American J. of cardiology*, vol. 79. pp. 856-861, April 1997.
3. M. Levoy, "Display of surface from volume data," *IEEE trans. on computer graphics and application*, vol. 8, no. 2, pp. 29-37, May 1988.
4. U. Tiede, K. H. Hoehne, M. Bomans, A pommert, M. Riemer, and G. Wiebecke, "Investigation of medical 3D-rendering algorithms," *IEEE trans. on computer graphics and application*, pp. 41-53, Mar. 1990.
5. A. Watt, *3D computer graphics*, Addison Wesley, 1993.
6. K. H. Höhne and R. Bernstein, "Shading 3D-images from CT using gray-level gradients," *IEEE trans. on Medical imaging*, vol. MI-5, no. 1, pp. 45-47, Mar. 1986.