

論文 98-35S-7-6

# EBT 단층 영상에서 심장의 3차원 시각화 (3-Dimensional Visualization of Heart in EBT Images)

元 哲 昊 \* , 曹 辰 鎬 \*

(Chul-Ho Won and Jin-Ho Cho)

## 요 약

본 논문에서는 동적 외곽선 모델에 의하여 심장 영역을 획득하였으며, 검출된 심장 영역에 대하여 보간 알고리즘을 제안함으로써 수직 방향의 해상도를 증가시키고, 보간된 단층 영상으로부터 심장 체적을 3차원으로 가시화 하였다. 먼저 획득된 EBT(electron beam tomography) 단층 영상으로부터 심장 영역을 검출하기 위하여 심장 영역의 휘도 준위와 외곽선 벡터의 방향을 고려한 동적 외곽선 모델 새로운 에너지 함수를 제안하여 심장 영역의 폐윤곽선을 효과적으로 검출하였다. 또한, 검출된 심장 영역을 거리 변환에 의한 보간 알고리즘으로써 단층 영상의 수직 방향의 단층 영상을 생성하였다. 획득된 심장 영역의 단층 3차원 체적 데이터를 체적 렌더링으로써 가시화하였다.

## Abstract

In this paper, we extracted heart region using dynamic contour model, increased the vertical resolution of heart region by proposed 2-dimensional interpolation method and visualized the 3-dimensional heart volume. The proposed new energy term of dynamic contour model considering the gray level and direction of contour vectors is effective to extract the closed heart boundary. And, we generated vertical slice images from the extracted heart region images using the 2-dimensional linear interpolation by DT(distance transform). We showed that proposed algorithm is useful by 3-dimensional visualization of heart volume.

## I. 서 론

무침습적으로 심장 질환의 진단을 위하여 필요한 정보를 획득함에 있어 초음파, CT 등에 의한 촬영이 일반화되어 있다. 초음파 영상의 경우 인체에 무해하고 조영제를 사용하지 않고 실시간 연부 조직의 영상화에 유리하지만 분해능이 떨어지며 스펙클 잡음으로 인한 화질의 열화로 인하여 정확한 정보를 획득함에 어려움이 있다.<sup>[1]</sup>

하지만, 최근에 심장 질환 진단기기로서 임상적으로 이용되고 있는 EBT(electron beam tomography,

cine CT) 영상장비는 특유의 높은 시간(temporal) 및 공간(spatial) 해상도로 인하여 심장 영상의 촬영에 적합하다. 심전도(electrocardiogram)의 트리거링에 의하여 심장과 같이 운동하는 장기의 경우에도 연속적인 단층 영상을 획득할 수 있다.<sup>[2]</sup> 획득된 단층 영상은 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<sup>[3],[4]</sup>이 이루어져 왔으며, 다각형(polygon)을 기반으로 하는 방법과 체적 렌더링(volume rendering)<sup>[5]</sup>을 이용하는 방법이 있다.

먼저, 다각형을 기반으로 하는 방법은 심장영역의 외곽선의 특징점을 추출하여 연결된 삼각형 형태의 다각형들을 만듦으로써 3차원 표면을 생성하는 방법이다.

\* 正會員, 慶北大學校 電子工學科

(Dept. of Electronics, Kyungpook Nat'l Univ.)

接受日字:1998年4月16日, 수정완료일:1998年6月17日

그러나, 이 방법은 객체의 표면을 다각형으로 근사화 하기 때문에 심장의 체적을 정확하게 표현할 수 없게 된다.

본 논문에서는 동적 외곽선 모델에 의하여 심장 영역을 획득하였으며, 검출된 심장 영역에 대하여 보간 알고리즘을 제안함으로써 수직 방향의 해상도를 증가시키고, 보간된 단층 영상으로부터 심장 체적을 3차원으로 가지화 하였다. 먼저 획득된 EBT 단층 영상으로부터 심장 영역을 검출하기 위하여 심장 영역의 휘도 준위와 외곽선 벡터의 방향을 고려한 동적 외곽선 모델 새로운 에너지 함수를 제안하여 심장 영역의 폐윤곽선을 효과적으로 검출하였다. 또한, 검출된 심장 영역을 거리 변환에 의한 보간 알고리즘을 사용하여 단층 영상의 수직 방향의 단층 영상을 생성하였다. 또한, 획득된 심장 영역의 단층 3차원 체적 데이터를 체적 렌더링으로써 가지화하였다.

## II. EBT 영상

회전 x선관을 이용하는 일반적인 CT와는 달리 EBT 스캐너는 전자총에서 생성된 전자 빔을 환자를 둘러싸고 있는 반원형의 타겟링(target ring)의 내부를 스위프 함으로써 x선을 발생시킨다. 기계적인 운동이 없으므로 영상의 획득시간을 50~100ms 정도로 감소시킬 수 있어 짧은 시간에 많은 단층 영상을 획득할 수 있기 때문에 심장이나 뇌혈관의 실시간 촬영에 적합하다. 흉부 EBT 호흡 주기에 따른 흉부 영상의 변형을 방지하고 판독의 일관성을 부여하기 위하여 일반적으로 영상은 흡기시 숨을 멈춘 상태에서 획득하고 있다. EBT 장비는 심전도 신호와 동기되어 매 심장 순환 주기의 동일한 단계(phase)에서 영상을 획득함으로써 전체 심장에 걸친 3차원 영상화가 가능하다. 일반적으로 영상은 심전도 신호의 RR간격의 80%지점에서 획득되며 단층 영상의 간격은 1~3mm이며 256×256에서 512×512의 공간 해상도와 2048의 휘도 준위를 가진다.

## III. 동적 외곽선(dynamic contour)에 의한 심장 영역의 검출

심장 영역의 3차원 시각화를 위해서는 EBT 단층 영상으로부터의 심장 영역의 검출이 이루어져야 한다.

이때 연속선 형태의 심장 영역의 외곽선 검출이 요구되며 이를 위한 많은 방법들이 제시되었다. 기존의 방법으로서 먼저 문턱치를 기반으로 하는 방식<sup>[6]</sup>이 있는데 이는 히스토그램의 분포를 보고 적절한 문턱치를 설정하여 영상의 이진화를 행한 후에 심장의 외곽선을 검출하는 방식이다. 이는 수행이 간단하지만 적절한 문턱치를 설정하는 것이 어렵고 또한 심장 영역과 비슷한 휘도 준위를 갖는 영역도 동시에 추출하게 된다. 에지를 기반으로 하는 방법이 있는데 이는 에지 연산자를 적용하여 에지 지도를 얻고 문턱치를 설정한 후에 에지를 검출하는 방법<sup>[7]</sup>이다. 수행이 비교적 쉽고 간단하다는 이점이 있지만 연속적인 폐경계선을 얻을 수 없다. 다음으로 중심을 기반하는 방식<sup>[8]</sup>이 있다. 이는 먼저 중심을 설정한 후에 중심으로부터 방사방향의 탐색 후 점들 사이를 보간하여 에지를 검출하는 방식으로서 이는 연속적인 폐경계선을 검출할 수 있지만 초기 중심의 검출이 매우 중요하고 방사 방향의 탐색 시 잡음의 영향에 매우 민감하다.

동적 외곽선 모델에 의한 방법<sup>[9],[10]</sup>이 있는데 이는 조작자가 설정한 초기 외곽선으로부터 에너지가 최소가 되는 방향으로 동적 외곽선의 각 화소들을 이동시켜 최종적인 심장영역의 외곽선을 결정하는 방법으로서 잡음에 매우 강하고 폐윤곽선을 검출하는 데 있어 효과적이다.

본 논문에서는 초기 외곽선으로부터 동적 외곽선 모델에서 EBT 영상에 적합한 새로운 에너지 함수를 제안하고 이 에너지가 최소가 되는 방향으로 동적 외곽선의 각 화소들을 이동시켜 최종적인 심장영역의 외곽선을 추출하였다.

$$E = \int (\alpha(s)E_{\text{image}} + \beta(s)E_{\text{curv}} + \gamma(s)E_{\text{bright}}) ds \quad (1)$$

첫 번째 인자  $E_{\text{image}}$ 는 화소의 변화율 즉, 영상의 기울기를 의미하며, 영상의 각 화소에서 에지 검출 연산자 적용하여  $x$  및  $y$ 방향의 에지 성분을 검출한 후 크기를 구한다.

$$\nabla x_{i,j} = I_{i+1,j-1} + 2I_{i+1,j} + I_{i+1,j+1} - I_{i-1,j-1} - 2I_{i-1,j} - I_{i-1,j+1} \quad (2)$$

$$\nabla y_{i,j} = I_{i-1,j+1} + 2I_{i,j+1} + I_{i+1,j+1} - I_{i-1,j-1} - 2I_{i,j-1} - I_{i+1,j-1} \quad (3)$$

$$E_{\text{image}} = \sqrt{(\nabla x)_{i,j}^2 + (\nabla y)_{i,j}^2} \quad (4)$$

여기서,  $\nabla_x$  및  $\nabla_y$ 는 각각  $x$  및  $y$  방향의 에지 성분이고,  $I$ 는 영상의 휘도 준위이다. 이 인자는 기울기가 큰 에지 영역으로 동적 윤곽선 모델의 에너지를 최소화하게 된다.

두 번째 인자 곡률  $E_{\text{curv}}$ 는 윤곽선의 각 지점에서 계산되며 이는 벡터가 이루는 각을 의미하며, 동적 윤곽선 모델의 곡률을 감소시키도록 에너지를 최소화한다.

$$E_{\text{curv}} = |V_{i-1} - 2V_i + V_{i+1}| \quad (5)$$

본 논문에서는 EBT 영상에서 심장 영역의 특징을 고려하여 새로운 인자  $E_{\text{bright}}$ 를 제안하였다. EBT 장비에서 심장의 촬영시 혈관에 조영제를 투입하여 심장의 동태를 관찰하게 되는데, 이로 인하여 혈액이 흐르는 혈관과 심장의 휘도 준위가 밝게 나타나게 된다. 윤곽선의 초기 지점들이 반시계 방향으로 배열되어 있을 때 좌측 영역의 휘도 준위가 높게 나타난다. 그림 1에서 윤곽선을 이루는 세 지점에서 중앙을 기준으로 하여 기준각  $\theta_{\text{ref}}$ 를 구하고 주변 여덟 화소와 양쪽의 두 지점  $V_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$  및  $V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ 과의 사이각을 구해 각각의  $\theta_{i,j}$ 를 구한다. 기준각  $\theta_{\text{ref}}$ 와  $\theta_{i,j}$ 의 차가 적으면서 휘도 준위의 값이 클 때 에너지 값이 최소가 된다. 따라서, 반시계 방향으로 진행하면서 좌측의 휘도 준위가 높은 지점으로 에너지를 감소시키게 된다.

$$E_{\text{bright}} = (\theta_{\text{ref}} - \theta_{i,j}) \cdot \frac{1}{I_{i,j}}, \quad i, j = -1, 0, 1 \quad (6)$$

여기서,  $I_{i,j}$ 는  $3 \times 3$  창 내에서의 화소의 휘도 준위 값이다.

윤곽선을 이루는 세 지점  $V_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$ ,  $V_i(x_i, y_i)$ , 및  $V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ 가 있을 때  $\vec{u}_i = V_{i-1} - V_i$ 와  $\vec{u}_{i+1} = V_{i+1} - V_i$ 가 되고 이 두 벡터가 이루는 기준각  $\theta_{\text{ref}}$ 는 다음 식과 같이 구해진다.

$$\begin{aligned} \theta_{\text{ref}} &= \cos^{-1} \frac{\vec{u}_i \cdot \vec{u}_{i+1}}{|\vec{u}_i| \cdot |\vec{u}_{i+1}|} \\ &= \cos^{-1} \frac{(x_i - x_{i-1})(x_{i+1} - x_i) + (y_i - y_{i-1})(y_{i+1} - y_i)}{\sqrt{[(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2][(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2]}} \end{aligned} \quad (7)$$

또한, 기준점을 둘러싸고 있는 여덟 화소 각각의 지점  $V'_i(x'_i, y'_i)$ ,  $V_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$ , 및  $V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ 가

이루는 화소각  $\theta_{i,j}$ 는 다음식과 같다.

$$\begin{aligned} \theta_{i,j} &= \cos^{-1} \frac{\vec{u}'_i \cdot \vec{u}'_{i+1}}{|\vec{u}'_i| \cdot |\vec{u}'_{i+1}|} \\ &= \cos^{-1} \frac{(x'_i - x_{i-1})(x_{i+1} - x'_i) + (y'_i - y_{i-1})(y_{i+1} - y'_i)}{\sqrt{[(x'_i - x_{i-1})^2 + (y'_i - y_{i-1})^2][(x_{i+1} - x'_i)^2 + (y_{i+1} - y'_i)^2]}} \end{aligned} \quad (8)$$

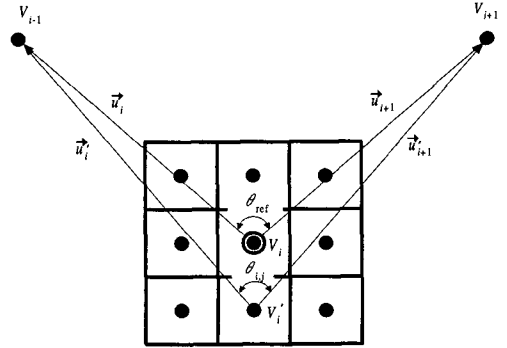


그림 1. 윤곽선을 구성하는 벡터와 탐색 영역의 화소  
Fig. 1. Vectors and pixels of the contour.

두 벡터가 이루는 각  $\theta_{\text{ref}}$  및  $\theta_{i,j}$ 가  $180^\circ$  이상이 될 때, 계산되는 작은 세 개의 지점  $V_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$ ,  $V_i(x_i, y_i)$ , 및  $V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ 의 반시계 방향으로 배열되지 않고  $V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ ,  $V_i(x_i, y_i)$ , 및  $V_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$ 의 순서로 시계 방향으로 계산된 각이 나오게 된다. 세 지점들이 배열된 방향을 알기 위하여  $V_{i-1}$ ,  $V_i$ , 및  $V_{i+1}$ 의 행렬식  $D$ 를 구한다. 계산된  $D$ 가 양수이면 세 지점들이 반시계 방향이고, 음수이면 시계 방향, 0이면 같은 직선상에 존재하게 된다. 시계 방향일 때는  $360^\circ$ 에서  $\theta_{\text{ref}}$  및  $\theta_{i,j}$ 을 값을 감산함으로써 반시계 방향으로 배열되었을 때의 각을 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} D &= \begin{vmatrix} x_{i-1} & y_{i-1} & 1 \\ x_i & y_i & 1 \\ x_{i+1} & y_{i+1} & 1 \end{vmatrix} \\ &= (x_i - x_{i-1})(y_{i+1} - y_{i-1}) - (x_{i+1} - x_{i-1})(y_i - y_{i-1}) \end{aligned} \quad (9)$$

$$\theta_{\text{ref}}, \theta_{i,j} = \begin{cases} \theta_{\text{ref}}, \theta_{i,j} & , \text{ if } D \geq 0 \\ 360^\circ - \theta_{\text{ref}}, 360^\circ - \theta_{i,j} & , \text{ if } D < 0 \end{cases} \quad (10)$$

실제 디지털 영상에서 동적 윤곽선 모델의 에너지 함수의 식 (1)은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

동적 윤곽선을 구성하는 각 지점에서의 에너지를 구하여 이웃하는 여덟 화소 중 최소가 되는 지점으로 이동하는 과정을 반복적으로 수행함으로써 최종적으로 수렴된 동적 윤곽선을 얻을 수 있다.

$$E^* = \min\{E(v_i)\} = \min\{ \alpha E_{image}(v_i) + \beta E_{curv}(v_i) + \gamma E_{brigh}(v_i) \} \quad i=0 \sim N-1 \quad (11)$$

여기서,  $N$ 은 이웃하는 여덟 화소인 8을 나타낸다. 이웃하는 각 지점사이의 최소 및 최대 거리의 한정은 동적 윤곽선 모델의 해상도와 관련되는데, 이는 에너지를 최소화시키는 과정에서 각 지점들이 일부에 집중되거나 혹은 간격이 너무 커지는 것을 방지하여 벡터 간의 거리를 일정하게 유지함으로써 효과적인 윤곽선의 검출을 보장하게 된다.

전체 윤곽선에 걸쳐서 임의의 지점 사이의 거리  $d$ 가 최소 거리  $L_{min}$ 보다 작은 그림 2(a)의 경우 두 지점의 중앙에 새로운 점을 대치하고 전체 지점의 개수

$$d = \frac{|V_i(x_i, y_i) - V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})|}{\sqrt{(x_i - x_{i+1})^2 + (y_i - y_{i+1})^2}} \quad (12)$$

$$V(x_{new}, y_{new}) = \frac{V_i(x_i, y_i) + V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})}{2} \quad (13)$$

$$x_{new} = \frac{(x_i + x_{i+1})}{2}$$

$$y_{new} = \frac{(y_i + y_{i+1})}{2}$$

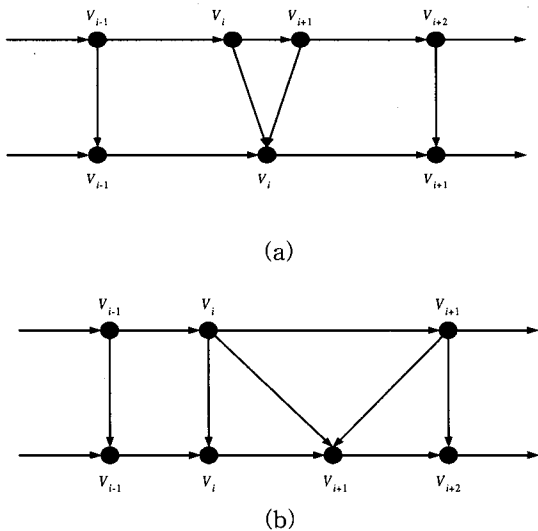


그림 2. 윤곽선의 변화: (a) 감소; (b) 증가  
Fig. 2. The variation of contour: (a) Decreasing; (b) increasing.

를 하나 감소시킨다. 또한 두 지점 사이의 거리가 최대 거리인  $L_{max}$ 보다 큰 그림 2(b)의 경우 새로운 점을 삽입하고 지점의 개수를 하나 증가시킨다.

#### IV. 거리변환(distance transform) 기법을 이용한 영상 보간

추출된 심장 영역을 3차원 가지화를 수행함에 있어 체적 방향의 해상도가 단층 방향의 해상도보다 적기 때문에 영상의 보간이 필요하다. 이는 단층 영상사이를 체적 방향의 보간을 수행함으로써 3차원 영상의 시각화시 곡면 형태의 표면을 얻을 수 있다.

일반적인 보간 기법들은 대상물체를 이루는 외곽선은 일정한 길이의 선분으로 분할하고, 두 단층 영상의 외곽을 이루는 꼭지점과 선분들의 거리 관계를 이용하여 영상을 보간하게 된다. 하지만, 이들 방법들은 외곽선을 일정한 크기의 벡터들을 이용하기 때문에 외곽선의 연속성을 유지하기가 어렵고, 복잡한 연산을 수행하게 된다. 본 논문에서 제안한 거리 변환 기법을 이용한 2차원 보간은 대상물체의 기하학적인 구조를 이용하여 간편하게 연속적인 보간 영상을 획득할 수 있다. 이는 거리변환 기법을 이용하여 두 대상물체의 내부 및 외부 거리를 구하여 선형적인 2차원 보간을 수행함으로써 체적 방향의 단층 영상열을 획득할 수 있다.

##### 1. 거리변환 기법

거리 변환 기법<sup>[11]</sup>은 이진영상에 대하여 휘도 준위 영상으로 변환한다. 이때 모든 화소들은 가장 근접한 대상 물체로부터의 거리에 해당하는 값을 가지게 된다. 즉, 2차원 영상에서 지정된 대상물로부터 다른 화소들까지의 최단 거리를 계산하는 방법이다. 이는 내부 거리 변환과 외부 거리 변환으로 나눌 수 있으며, 내부 거리 변환은 대상 물체의 외곽에서 내부 중심점까지의 거리를 계산하는 방법이다. 먼저, 대상물체와 아닌 화소들을 0으로 초기화하고 그림 3과 같은 순방향과 역방향 마스크를 2차원 영상 전영역에 걸쳐 탐색하면서 거리 데이터를 갱신해 나간다.

먼저 순방향 마스크를 영상의 상좌에서 우하로 스캔해 가면서 각각의 화소들에 해당하는 가중치인 거리값을 더하면 각각 4개의 주변 점에서 대상물과의 거리가 산출되게 되는데 그 중 최소값이 현재 화소에서의 최

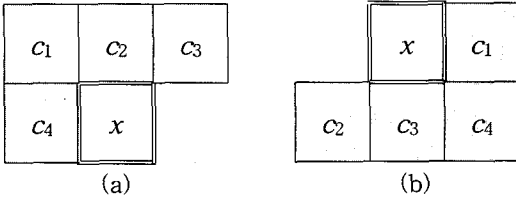


그림 3. 거리변환 마스크: (a) 순방향 마스크; (b) 역방향 마스크  
 Fig. 3. DT masks: (a) Forward mask; (b) backward mask.

단거리가 된다. 다음 역방향 마스크를 이용하여 우하에서 상좌방향으로 같은 과정을 거치면 모든 화소에 대한 대상물로부터의 최단거리가 갱신되어 저장되게 한다.

$$x_{i,j} = \min ( x_{i+k,j+l} + c_{k,l} ),$$

$$k,l \in \text{forward mask} \quad (14)$$

$$x_{i,j} = \min ( x, \min ( x_{i+k,j+l} + c_{k,l} ) ),$$

$$k,l \in \text{backward mask} \quad (15)$$

여기서,  $x_{i,j}$ 은 계산된 거리값,  $x_{i+k,j+l}$ 은 마스크 위치에서의 거리값,  $c_{k,l}$ 은 각 마스크 화소에서의 국부 거리이며, 각각의 마스크 화소에 대해 동일하게 1로 설정하였다.

내부 거리 변환은 대상물체를 1, 배경을 0으로 초기화 한 후에 순방향과 역방향 마스크에 의하여 계산되며 결과를 그림 4에 보였다. 그림 4(a)에서 순방향 탐색 후 그림 4(b)의 역방향 탐색에 의하여 거리값이 갱신되어 거리 변환이 완료된다. 대상 물체의 외곽에서부터 거리값이 증가하며 내부 중심점에서 최대치가 된다.

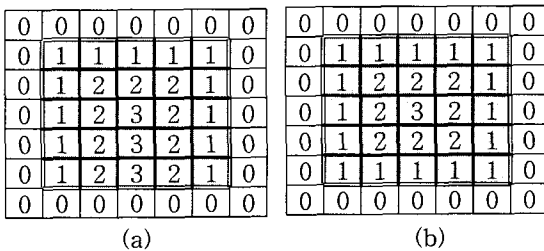


그림 4. 내부 거리 변환: (a) 순방향 탐색; (b) 역방향 탐색  
 Fig. 4. Internal distance transform: (a) Forward scan; (b) backward scan.

다음으로 외부 거리 변환은 대상 물체로부터 외부에 있는 화소까지의 거리를 계산하는 방법이다. 대상물체

의 화소를 0, 아닌 화소들을 예상 거리값보다 충분히 큰값인 L로 초기화하고 내부 거리 변환과 동일하게 순방향과 역방향 탐색을 수행하면서 거리 데이터를 갱신해 내간다. 그림 5(a) 및 5(b)의 순방향과 역방향 탐색에 의하여 거리값이 갱신되어 변환이 완료된다. 외부 거리 변환에 의해서는 대상 물체로부터 원거리에 있는 외부 화소의 거리값이 증가하게 된다.

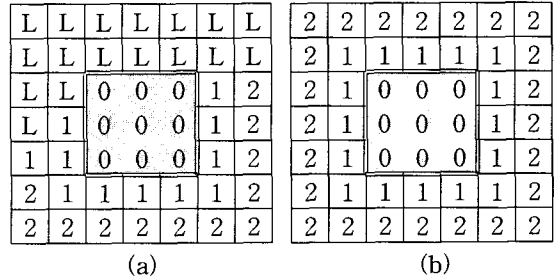


그림 5. 외부 거리 변환: (a) 순방향 탐색; (b) 역방향 탐색.  
 Fig. 5. External distance transform: (a) Forward scan; (b) backward scan.

2. 거리변환 기법을 이용한 영상 보간

거리변환 기법을 이용하여 두 단층 영상에 대한 1차 보간을 수행한다. 이는 두 단층 각각에 대하여 획득한 내부 거리와 외부 거리값을 이용하여 두 단층사이를 보간하게 된다. 단층 B에 속하고 단층 A에 속하지 않는 임의의 지점  $(i_1, j_1)$ 에서 단층 A로부터의 외부 거리와 단층 B의 내부 거리를 각각  $L_1$ 과  $L_2$ , 단층 A와 B를 보간할 영상열의 개수를  $N$ 이라고 했을 때 보간값  $H(i_1, j_1)$ 는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$H(i_1, j_1) = N - \frac{L_1(i_1, j_1)}{L_1(i_1, j_1) + L_2(i_1, j_1)} \cdot N \quad (16)$$

이는 단층 A와 B 영상으로부터 보간값  $H(i, j)$ 에 해당하는 영상을 "1"로 설정함으로써  $N$ 개의 보간된 영상열을 획득하게 된다.

다음에 A에 속하고 B에 속하지 않는 임의의 지점  $(i_2, j_2)$ 에서의 경우에는 단층 B로부터의 외부 거리와 단층 A의 내부 거리를 각각  $L_3$ 과  $L_4$ 일 때 보간값  $H(i_2, j_2)$ 는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$H(i_2, j_2) = \frac{L_1(i_2, j_2)}{L_1(i_2, j_2) + L_2(i_2, j_2)} \cdot N \quad (17)$$

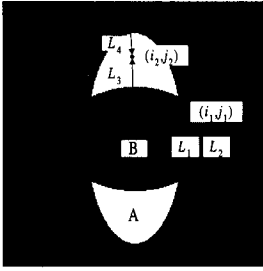


그림 6. 두 영상 보간  
Fig. 6. Interpolation of two images.

각각 수직 및 수평 방향의 타원을 대상물체로 하는 단층 영상 A와 B사이를 보간하여 6개의 영상열을 획득한 결과를 그림 7에 보였다. 수직 방향 타원 형태의 대상물체가 수평 방향의 타원으로 보간되어 가는 것을 볼 수 있다. 이는 추출된 대상 물체의 3차원 시각화 시에 대상물체의 표면이 곡면으로 부드럽게 표현될 수 있음을 의미한다.

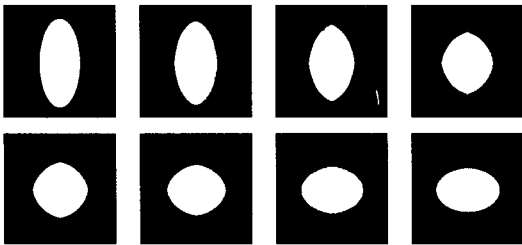


그림 7. 보간된 결과 영상  
Fig. 7. Interpolated result images.

V. 심장의 3차원 시각화(3-dimensional visualization of heart)

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

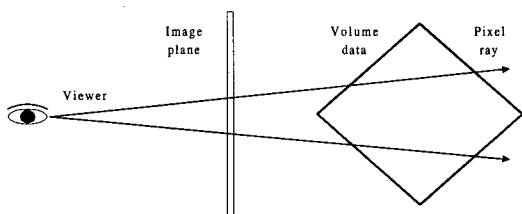


그림 8. 투시변환에 의한 물체의 표현  
Fig. 8. Visualization by perspective transform.

영상 평면상에 색상을 표현하는 음영처리(shading)는 기본적으로 대상 객체의 법선과 광원을 고려하며,  $x_i$  위치에서의 음영값<sup>[12]</sup>은 광원 벡터와 표면 법선 벡터의 곱으로 이루어진다.

$$\alpha(x_i) = N(x_i) \cdot L \tag{18}$$

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

$$N(x_i) = \frac{\nabla f(x_i)}{|\nabla f(x_i)|} \tag{19}$$

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.

$$\nabla f(x_i, y_j, z_k) \approx \left\{ \begin{array}{l} \frac{1}{2}[f(x_{i+1}, y_j, z_k) - f(x_{i-1}, y_j, z_k)], \\ \frac{1}{2}[f(x_i, y_{j+1}, z_k) - f(x_i, y_{j-1}, z_k)], \\ \frac{1}{2}[f(x_i, y_j, z_{k+1}) - f(x_i, y_j, z_{k-1})] \end{array} \right\} \tag{20}$$

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

이미지 평면상에 표현되는 영상의 높이와 폭에 대한 픽셀 레이를 체적 데이터로 투사하며 레이의 길이는 체적 데이터를 충분히 포함시킬 수 있어야 한다. 복셀 지점에서의 표면 법선 벡터와 광선 법선 벡터로부터 이미지 평면상에 표현될 색상을 획득하게 된다.

VI. 실험 결과 및 토의

EBT 장비로부터 획득된 영상열을 동적 윤곽선 모델을 이용하여 심장 영역을 추출하고, 추출된 각 영역을 보간하여 심장 영역을 가시화 하였으며 이의 흐름도를 보였다.

실험을 위한 데이터는 Imatron, Inc.사의 EBCT scanner로부터 획득하였으며, 이를 256×256화소 8비트로 양자화된 영상을 사용하였다. 심전도 신호의 RR 인터발 80% 지점에서 트리거링하여 3mm 슬라이스 간격으로 20프레임의 영상을 획득하였다. 동적 외곽선 모델에 의하여 심장 영역의 윤곽선을 검출하였으며, 이때 에너지 함수의  $\alpha$ ,  $\beta$ , 및  $\gamma$ 는 각각 1, 2, 및 500으로 설정하였고,  $L_{min}$ 과  $L_{max}$ 는 각각 3과 7로 설정하였다.

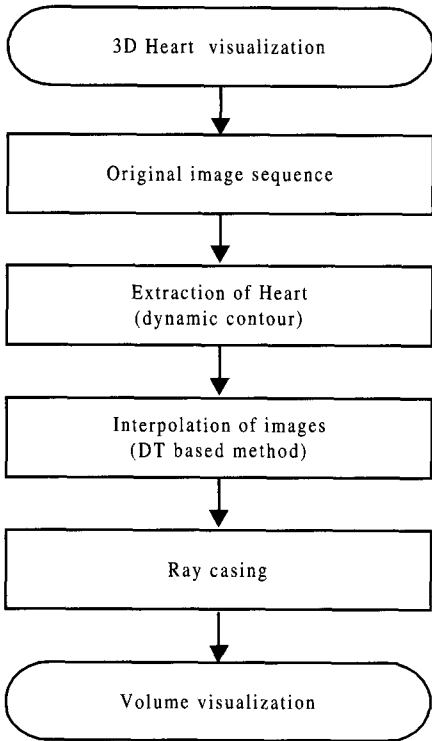


그림 9. 심장 3차원 시각화의 흐름도  
Fig. 9. Flowchart of visualization of heart volume.

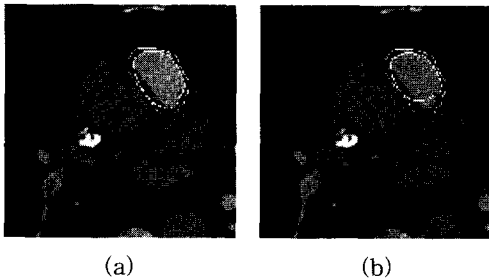


그림 10. 에지 성분과 곡률만을 고려한 알고리즘에 의한 결과 영상: (a) 적절한 곡률값; (b) 곡률값 증가  
Fig. 10. Result image by algorithm using edge and curvature (a) Proper curvature; (b) increasing of curvature.

그림 10(a)의 경우는 곡률에 대한 가중값을 적절하게 설정하였을 경우 획득된 결과 영상으로서 대상 객체 영역으로 외곽선을 검색하지 못하였고 그림 10(b)의 경우에는 외곽선을 대상객체로 집중시키기 위하여 곡률의 가중값을 증가시켰으나 대상 객체를 올바르게 검출하지 못한 것을 알 수 있다.

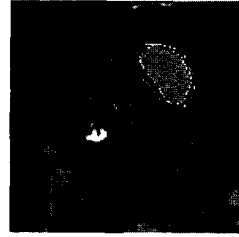


그림 11. 제안한 알고리즘에 의한 결과 영상  
Fig. 11. Result image by proposed algorithm.

그림 11은 제안한 에너지 항에 의해 구해진 결과 영상이다. 이 영상에서 초기 외곽선이 다른 객체의 에지 영역에 설정되었을지라도 반시계 방향으로 향하는 벡터의 내측 휘도 준위를 고려하는 에너지 항으로 인하여 효과적으로 심장의 외곽선을 검출한 것을 알 수 있다.

이를 다시 거리 변환에 의한 보간 알고리즘을 적용하여 의해 보간 영상을 구하였다. 동적 외곽선 모델을 이용하여 검출한 심장 영역 영상 중에서의 12번째 단층 영상인 그림 12(a)와 13번째 단층 영상인 그림 12(e)을 세 영상 보간하여 결과를 아래 그림에 보였다. 그림 12(a)는 폐동맥과 폐정맥을 추출한 영상이며 그림 12(e)는 심장의 내벽을 추출한 영상이다. 이들 혈관에서 심장 내벽으로의 심장 영역의 급격한 변화를 2차원 보간하여 보간 영상열을 생성함으로써 3차원 시각화시에 곡면형태의 표면을 생성할 수 있게 된다.

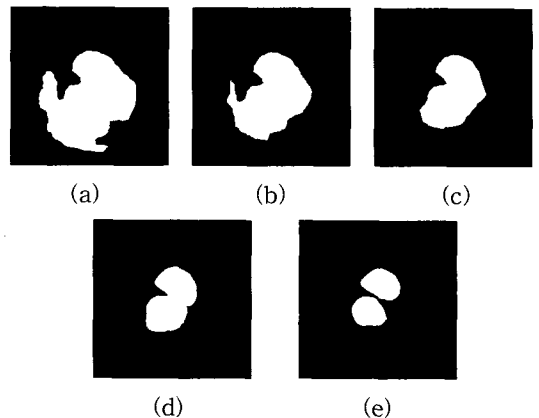


그림 12. 보간된 결과 영상: (a) 12번째 영상; (b) 첫 번째 보간 영상; (c) 두 번째 보간 영상; (d) 세 번째 보간 영상; (e) 13번째 영상  
Fig. 12. Result images by interpolation: (a) 12th image; (b) 1st interpolated image; (c) 2nd interpolated image; (d) 3rd interpolated image; (e) 13th image.

20프레임의 단층 영상에 대하여 세 영상씩 보간하여 원래의 20영상과 보간된 57(19×3)영상을 합하여 77영상을 획득하였으며, 획득된 영상열로부터 체적 데이터를 시각화한 결과 영상을 아래 그림에 나타내었다.

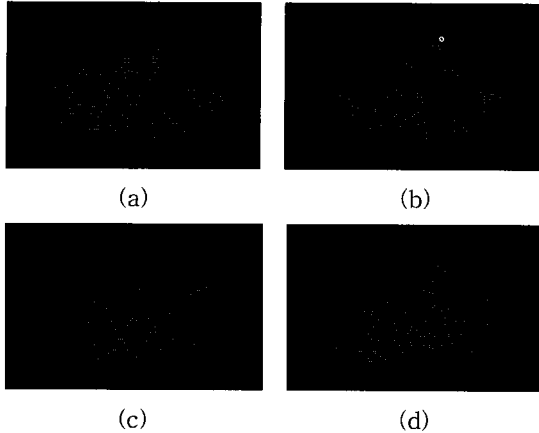


그림 13. 심장의 3차원 시각화 영상; (a) 원래의 단층 영상에 의한 시각화(수직각: 20°, 수평각: 220°); (b) 영상의 보간후 시각화(수직각: 20°, 수평각: 220°); (c) 원래의 단층 영상에 의한 시각화(수직각: 20°, 수평각: 160°); (d) 영상의 보간후 시각화(수직각: 20°, 수평각: 160°)

Fig. 13. Visualization image of heart: (a) Visualization by original slices (vertical angle: 20°, horizontal angle: 220°); (b) visualization by interpolation of slices (vertical angle: 20°, horizontal angle: 220°); (c) visualization by original slices (vertical angle: 20°, horizontal angle: 160°); (d) visualization by interpolation of slices (vertical angle: 20°, horizontal angle: 160°).

그림 13(a)와 그림 13(c)에서는 보간을 수행하지 않고 심장 영역의 각 단층을 3차원 시각화한 영상으로서 표면이 거칠게 표현된 것을 볼 수 있다. 그림 13(b)와 그림 13(d)는 보간을 수행한 후에 가시화한 영상으로서 영상의 각 단층들이 연결되어 심장과 혈관의 표면이 부드럽게 표현된 것을 볼 수 있다.

## VII. 결 론

본 논문에서는 동적 외곽선 모델에 의하여 심장 영역을 획득하였으며, 검출된 심장 영역에 대하여 보간 알고리즘을 제안함으로써 수직 방향의 해상도를 증가

시키고, 보간된 단층 영상으로부터 심장 체적에 대한 3차원 가시화를 행하였다. 먼저 획득된 EBT 단층 영상으로부터 심장 영역을 검출하기 위하여 심장 영역의 휘도 준위와 외곽선 벡터의 방향을 고려한 동적 외곽선 모델 새로운 에너지 함수를 제안하여 심장 영역의 폐윤곽선을 효과적으로 검출하였다. 또한, 검출된 심장 영역을 거리 변환에 의한 보간 알고리즘으로써 단층 영상의 수직 방향의 단층 영상을 생성하였다. 생성된 심장의 단층 영상열을 3차원 체적 렌더링에 의해 시각화하여 이를 보였다.

## 참 고 문 헌

- [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, 3-dimensional visualization of coronary artery bypass grafts by electron beam tomography," *American J. of cardiology*, vol. 79, pp. 856-861, Apr. 1997.
- [3] 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.
- [4] A. Watt, *3D computer graphics*, Addison Wesley, 1993.
- [5] M. Levoy, "Display of surface from volume data," *IEEE trans. on computer graphics and application*, vol. 8, no. 2, pp. 29-37, May 1988.
- [6] S.M. Collins, "Computer-assisted edge detection in two dimensional echo cardiography: Comparison with anatomic data," *The American Journal of Cardiology*, vol. 53, pp. 1380-1387, May 1984.
- [7] C.H. Chu, E.J. Delp, and A.J. Buda, "Detecting left ventricular endocardial and epicardial boundaries by digital two-dimensional echocardiography," *IEEE Trans. on Med. Imaging*, vol. 7, pp. 81-90, June 1988.



- [8] J.H. Cho and M.N. Kim, "Automatic detection of left ventricular contour using Hough transform with weighted model from 2D echocardiogram," *Proc. SICE*, pp. 997-1002, July 1994.
- [9] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snake: Active contour models," *Proc. of first international conference on computer vision*, pp. 259-269, 1987.
- [10] D.J. Williams and M. Shah, "A fast algorithm for active contours and curvature estimation," *CVGIP*, vol. 55, no. 1, pp. 14-26, Jan. 1992.
- [11] G. Borgefors, "Distance transforms in digital images," *CVGIP*, vol. 34, pp. 344-371, Feb. 1986.
- [12] 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.

---

 저 자 소 개
 

---

元 哲 昊(正會員) 第 34卷 S編 第5號 참조  
 현재 계명대학교 의공학교실 연구  
 강사

曹 辰 鎭(正會員) 第 34卷 S編 第5號 참조  
 현재 경북대학교 전자전기 공학부  
 교수 및 경북대학교 병원 의공학  
 과장