

호흡 연동에 의한 EBT 단면 영상에서의 폐실질 윤곽선 검출

김명남*, 원철호**

The Contour Extraction of Lung Parenchyma on the EBT Image

Acquired with Spirometric Gating

Myoung-Nam Kim* and Chul-Ho Won**

요 약

본 논문에서는 자체 제작한 호흡연동장치를 이용하여 폐실질의 EBT 단면 영상을 획득하였으며 EBT 단면 영상에서 폐실질의 윤곽선을 검출하기 위하여 수작업에 의한 대략적인 윤곽선 묘사 후 자동적으로 윤곽선을 검출하는 방식인 동적 윤곽선 모델 기반의 새로운 에너지 함수를 제안하였다. 획득된 EBT 단면 영상으로부터 다른 영역에 비하여 낮은 폐실질 영역의 휘도 준위와 윤곽선 벡터의 방향을 고려한 동적 윤곽선 모델의 새로운 에너지 함수를 이용하여 폐실질 영역의 윤곽선을 효과적으로 검출하였다. 또한, 기존의 방법과 비교하여 제안한 에너지 함수를 이용한 검출 방법의 유효성을 확인하였다.

Abstract

In this paper, we acquired EBT section images of lung parenchyma using fabricated spirometric gating device and proposed new energy function based on dynamic contour model in order to extract the contour of the lung parenchyma in EBT images. In EBT images, gray level of the lungs is lower than other region. we extracted the lungs contour using the new energy function considering gray level and contour vector of the lung parenchyma region from EBT images. As we compared the proposed method with the conventional method, we confirmed that detection method using proposed energy function was valid.

1. 서 론

현재 병원에서는 CT나 MRI의 단면영상에 정보를 추출하여 진단에 이용하려는 연구가 활발하게 행해지고 있다. 그러나 이들 장비들은 영상을 촬영 및 재구성 하는데 있어서 시간이 소요되기 때문에 시간적으로 변화하는 폐나 심장과 같은 부위에서의 단면 영상의 화질이 저하되거나 같은 용적을 갖는 영상을 지속적으로

얻기가 거의 불가능하다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 EBT(electron beam computerized tomography)가 임상적으로 이용되고 있다. 폐의 경우 호흡레벨에 연동하여 호흡을 제어하는 장치를 이용함으로써 동일한 상태의 폐 단면 영상을 얻을 수 있다. 이러한 방식으로 획득한 폐 단면 영상은 미만성 폐질환 및 국소적 폐기능 이상을 조기에 진단할 수 있는 중요한 자료가 되며 이를 수행하기 위하여 폐 단면 영상으로부터 폐실질 영역을 정확하게 분리해내는 것이 매우 중요한 작업이다. EBT 단면 영상으로부터 폐실질 영역의 윤곽선 검출을 위하여 다음과 같은 다양한 접근 방식이 있다. 먼저,

* 경북대학교병원 의공학과(Dept. of Biomedical Eng., Kyungpook Nat'l Univ. Hospital)

** 계명대학교 동산의료원 의공학과(Dept. of Biomedical Eng., Dongsan Medical Center, Keimyung Univ.)

<접수일자 : 1999년 2월 8일>

완전한 수작업에 의한 윤곽선 검출법이 있으며 이는 조작자가 필요한 윤곽선을 마우스 등의 지시(pointing) 기구를 사용하여 정의하는 방법이다. 이때 입상에 대한 폐실질 윤곽을 추출하기 위한 조작자의 전문화된 지식과 윤곽선의 묘사 시에 상당한 수준의 기술을 필요로 한다. 특히, 진단 목적이나 치료 계획(therapy planning)을 위해서 3차원 데이터 같이 많은 양의 데이터를 처리할 시에 수작업에 의한 윤곽선의 정의는 시간 소모적인 과정으로서 윤곽선의 재생성(reproductivity)이 낮다^[1-3]. 두 번째는 중심을 기반으로 하는 방식 등의 완전히 자동화(automatic)된 윤곽선 검출 방법이 있는데, 이 방법은 다양한 경우의 응용에 적합하지 않으며, 특정한 물체의 간단한 윤곽선의 검출에 제한되어 있다^[3]. 세 번째는 윤곽선 검출 후 편집 단계를 거치는 방법으로서 일반적으로 윤곽선 검출은 임계치 설정이나 에지 추적과 같은 단순한 방법에 기반하고 있으며, 조작자의 편집 단계에서 조작자는 영상정보와 해부학적인 지식을 사용하여 생성된 윤곽선을 수정하게 된다. 이러한 접근은 아직 시간 소모적이고 조작자의 주관이 개입되어 재생성이 감소된다^[1-3]. 네 번째 수작업에 의한 대략적인 윤곽선 묘사 후 자동적으로 윤곽선을 검출하는 방법이 있다^[4-6]. 조작자의 개입은 제한되고 초기 윤곽선으로서의 대략적인 윤곽선 묘사 과정이 필요하며, 그 다음 자동적인 윤곽선 검출 과정이 이루어진다. 적용 영상에 따르는 인자(parameter)에 의해 윤곽선을 세밀하게 검출하게 된다. 이 경우에는 조작자의 영향은 최종적인 결과에 있어 간접적인 것이 되어 초기 윤곽선의 변동에 둔감하여 높은 재생성을 보장할 수 있는 윤곽선 검출 결과를 얻을 수 있으나 초기 윤곽선을 설정함에 있어 조작자의 노력이 요구되며 영상의 특성에 부합하는 인자를 개발함에 어려움이 따른다.

단면 영상에 대하여 연속선 형태의 폐실질 영역의 윤곽선 검출이 요구되며 이를 위한 기본적인 방법으로서 먼저 임계치를 기반으로 하는 방식^[7]이 있는데 이는 히스토그램의 분포로부터 적절한 임계치를 설정하여 영상의 이진화를 행한 후에 폐실질의 윤곽선을 검출하는 방식이다. 이는 수행이 간단하지만 적절한 임계치를 설정하는 것이 어렵고 또한 폐실질 영역과 비슷한 휘도 준위를 갖는 영역도 동시에 추출하게 된다. 에지 연산자를 적용하여 폐실질 윤곽선을 검출하는 방법^{[1],[8]}이 있으며 수행이 비교적 쉽고 간단하다는 이점이

있지만 연속적인 폐윤곽선을 얻을 수 없다. 연속적인 폐윤곽선을 검출하기 위하여 방향성 에지 연산자를 이용하여 에지의 강도와 방향 정보를 획득한 후에 폐실질의 윤곽선을 검출하는 에지 추적 방법이 있다^[2]. 이는 연속적인 폐윤곽선을 구할 수 있지만 미세한 잡음 성분까지 윤곽선으로 검출하게 된다. 다음으로 중심을 기반으로 하는 방식^[3]이 있다. 이는 먼저 초기 중심을 설정한 후에 중심으로부터 방사방향의 탐색후 폐실질의 경계점들을 찾고, 경계점들 사이를 연결하여 폐실질의 경계선을 검출하는 방식으로서 연속적인 폐윤곽선을 검출할 수 있지만 초기 중심의 검출이 매우 중요하고 방사 방향의 탐색시 잡음의 영향에 매우 민감하다.

본 논문에서는 자체 제작한 호흡연동장치를 이용하여 폐실질의 EBT 단면영상을 획득하였으며 수작업에 의한 대략적인 윤곽선 묘사 후 자동적으로 윤곽선을 검출하는 방식인 동적 윤곽선 모델^[1]의 기반으로 새로운 에너지 함수를 제안하여 EBT 영상에서 폐실질 윤곽선을 검출하였다. 획득된 EBT 단면 영상으로부터 폐실질 윤곽선을 검출하기 위하여 폐실질 영역의 휘도 준위와 윤곽선 벡터의 방향을 고려한 동적 윤곽선 모델의 새로운 에너지 함수를 이용하여 폐실질 영역을 효과적으로 검출하였다.

II. EBT와 호흡연동

회전 x선관을 이용하는 일반적인 CT와는 달리 EBT 스캐너는 전자총에서 생성된 전자빔을 환자를 둘러싸고 있는 반원형의 타겟링(target ring)의 내부를 스위프함으로써 x선을 발생시킨다.

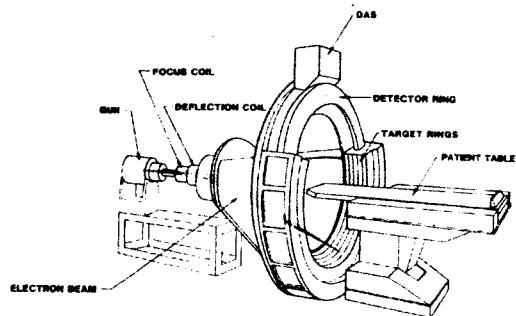


그림 1. EBT의 구조도

Fig. 1. The structure diagram of EBT.

그림 1에서 보여진 것과 같이 EBT는 동작원리 및 구조도상에서 기계적인 운동이 없으므로 영상의 획득시간을 50~100ms 정도로 감소시킬 수 있어 짧은 시간에 많은 단층 영상을 획득할 수 있기 때문에 시간적으로 변화하는 폐실질이나 심장의 실시간 촬영에 적합하다.

특히 흉부촬영시에는 호흡 주기에 따른 흉부 영상의 변형을 방지하고 판독의 일관성을 부여하기 위하여 일반적으로 영상은 호기시 숨을 완전히 멈춘 상태에서 획득하고 있다. 그러나 이렇게 획득한 영상은 움직임 요인에 의한 화질저하는 어느 정도 방지할 수 있으나 현실적으로 환자의 호흡조절 및 멈춤이 용이하지 않기 때문에 다음에 같은 부피를 갖는 상태에서 영상을 촬영할 수 없는 단점을 갖고 있다. 따라서 미리 설정된 환자의 호흡레벨에서 호흡을 정지시킬 수 있는 호흡연동장치가 필요하다. 본 연구에서 제작한 호흡연동장치에는 호흡레벨을 측정하기 위하여 금속그물망(mesh)양단의 압력의 차이를 감지하여 공기의 흐름량을 계측할 수 있는 차압트랜스듀서방식의 폐활량계(spirometer)를 이용하였으며 촬영동안 공기의 흐름을 정지시키기 위하여 공기흐름 조절부는 공기풍선방식의 밸브를 채용하였다. 또한, 이들을 제어하기 위하여 퍼스널 컴퓨터를 사용하였다. 이러한 시스템을 통하여 각 호흡량에 따른 폐 단면 영상을 다른 시간에 반복적으로 획득할 수 있으므로 재현성이 있는 폐의 정지 영상을 획득할 수 있어 폐의 진단 및 시간적 변화에 따른 폐의 변화를 측정하는데 많은 도움이 된다. EBT 장비는 설정된 호흡레벨에 의한 트리거 신호와 동기되어 동일한 상태(phase)에서 영상을 획득함으로써 이로부터 획득한 단면영상으로는 전체 폐실질에 걸친 3차원 영상화도 가능하다. 일반적으로 각 영상의 간격은 1~3mm이며 512×512의 공간 해상도와 2048의 휘도 준위를 가진다. 본 연구에 사용된 호흡연동장치의 모식도는 그림 2에서 보였다.

III. 동적 윤곽선에 의한 폐실질 윤곽선 검출

동적 윤곽선에 의한 폐실질 윤곽선 검출 방법은 수작업에 의한 대략적인 윤곽선 묘사 후 자동적으로 윤곽선을 검출하는 방법이다. 조작자는 간접적으로만 최종적인 결과에 영향을 주므로 초기 윤곽선의 변동에 둔감하고 높은 재생성을 보장할 수 있는 윤곽선을 검출할 수 있다. 즉, 조작자가 설정한 초기 윤곽선으로부터 에너지가 최소가 되는 방향으로 동적 윤곽선의 각

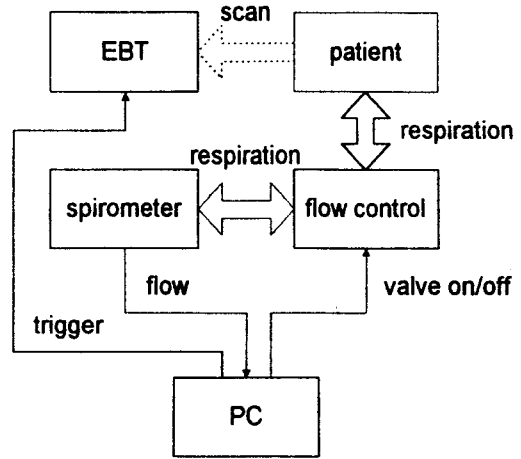


그림 2. 폐활량계와 EBT 연동의 모식도

Fig. 2. Block diagram for gating of spirometer and EBT.

화소들을 이동시켜 최종적인 단계에서 효과적으로 폐 윤곽선을 검출하는 방법이다.

기존의 동적 윤곽선에 의한 방법에서는 에지 성분과 곡률 성분 두 가지를 에너지 함수로 이용하는데 에지 성분은 윤곽선을 폐실질의 경계로 윤곽선을 이동시키고 곡률 성분은 윤곽선을 폐실질의 중심 방향으로 이동시키는 작용을 하며 다음과 같이 정의된다^[4].

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

여기서, $\alpha(s)$ 는 화소의 변화를 인자 E_{grad} 에 $\beta(s)$ 는 곡률 인자 E_{curv} 에 주어지는 가중치이다.

첫 번째 인자 E_{grad} 는 화소의 변화율 즉, 영상의 기울기를 의미하며 영상의 각 화소에서 에지 검출 연산자를 적용하여 x 와 y 방향의 에지 성분을 검출한 후 크기를 구한다.

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

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

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

여기서, ∇x 및 ∇y 는 각각 x 및 y 방향의 에지 성분이고 I 는 영상의 휘도 준위이다. E_{grad} 는 실질적인 1차 미분연산자로서 기울기가 큰 에지 영역 즉, 폐실질 영역의 경계부분으로 동적 윤곽선 모델의 에너지를 최소화함으로써 폐실질 영역의 윤곽선을 검출하는 인자이다.

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

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

여기서, V_{i-1} , V_i , 및 V_{i+1} 은 윤곽선을 이루는 임의의 세 지점이다. 에지 성분은 폐실질의 경계로 윤곽선을 이동시키는 역할을 하고 곡률 성분은 폐실질의 중심 방향으로 윤곽선을 이동시키는 역할을 하게 된다. EBT 영상의 경우 혈관 영역의 검출시 대동맥과 폐동맥이 나타나며 에너지의 에지 성분으로 인하여 검출을 원하지 않는 혈관 영역으로 윤곽선이 이동하게 된다. 또한, 곡률 성분은 윤곽선을 중심 방향으로 이동시키기 위해 벡터간의 거리를 감소시키게 되는데 폐실질 영역의 오목하게 굴곡진 부분에서는 윤곽선을 올바르게 검출하지 못하게 된다.

IV. 폐실질 윤곽선 검출을 위한 새로운 에너지 함수 제안

본 논문에서는 초기 윤곽선으로부터 동적 윤곽선 모델에서 EBT 영상에 적합한 새로운 에너지 함수를 제안하고 이 에너지가 최소가 되는 방향으로 동적 윤곽선의 각 화소들을 이동시켜 최종적인 폐실질영역의 윤곽선을 추출한다.

본 논문에서는 EBT 영상에서 폐실질 영역의 특징을 고려하여 새로운 인자 E_{vector} 를 제안하였다. EBT 영상 장비에서 폐실질의 촬영시 폐실질 영역 내부의 휘도 준위가 어떻게 나타나게 된다. 윤곽선의 초기 윤곽선이 반시계 방향으로 배열되어 있을 때 좌측 영역의 휘도 준위가 낮게 나타나게 되는데, 이를 이용하여 새로운 에너지 함수 E_{vector} 를 다음식으로 정의하였다.

$$E_{vector} = (\theta_{ref} - \theta_{i,j}) \cdot I_{i,j}, \quad i, j \quad (6)$$

$$= -1, 0, 1$$

여기서, $I_{i,j}$ 는 3x3 창 내에서의 화소의 휘도 준위 값이다. 그리고, 그림 3에서 윤곽선을 이루는 세 지점에서 중앙을 기준점으로 하여 기준각 θ_{ref} 를 구하고 주변 여덟 화소와 양쪽의 두 지점과의 사이각을 구해 각각의 화소각 $\theta_{i,j}$ 를 구한다. 식 (6)은 기준각 θ_{ref} 와 화소각 $\theta_{i,j}$ 의 차가 작으면서 휘도 준위의 값이 클 때 에너지 값이 최소가 된다. 이는 θ_{ref} 와 $\theta_{i,j}$ 의 차이가 작을수록 화소는 윤곽선 진행방향의 좌측에 있게 되고 이때, 휘도 준위 $I_{i,j}$ 를 곱하면 좌측의 어두운 지점으로 에너지를 감소시켜 윤곽선을 이동시키게 된다.

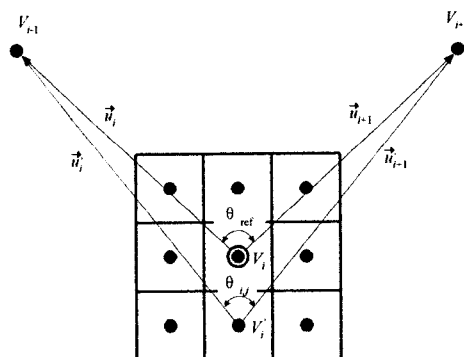


그림 3. 윤곽선을 구성하는 벡터와 탐색 영역의 화소
Fig. 3. Vectors and pixels of the contour.

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 θ_{ref} 는 다음과 같이 구해진다.

$$\theta_{ref} = \cos^{-1} \frac{\vec{u}_i \cdot \vec{u}_{i+1}}{|\vec{u}_i| \cdot |\vec{u}_{i+1}|} \quad (7)$$

$$= \cos^{-1} \frac{(x_i - x_{i-1})(x_{i+1} - x_i) + (y_i - y_{i-1})(y_{i+1} - y_i)}{\{[(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2][(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2]\}^{1/2}}$$

또한, 기준점을 둘러싸고 있는 여덟 화소 각각의 지점 $V_i(x_i', y_i')$ 와 $V_{i-1}(x_{i-1}, y_{i-1})$ 및 $V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ 가 이루는 화소각 $\theta_{i,j}$ 는 다음식과 같다.

$$\theta_{i,j} = \cos^{-1} \frac{\vec{u}_{i,j} \cdot \vec{u}_{i,j-1}}{|\vec{u}_{i,j}| |\vec{u}_{i,j-1}|}$$

$$= \cos^{-1} \frac{(x'_i - x_{i-1})(x_{i-1} - x_i) + (y'_i - y_{i-1})(y_{i-1} - y_i)}{[(x'_i - x_{i-1})^2 + (y'_i - y_{i-1})^2][(x_{i-1} - x_i)^2 + (y_{i-1} - y_i)^2]}^{1/2}$$
(8)

두 벡터가 이루는 각 θ_{ref} 및 $\theta_{i,j}$ 가 180° 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 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 방향, 음수이면 시계 방향, 그리고 0이면 같은 직선 상에 존재하게 된다. 시계 방향일 때는 360° 에서 θ_{ref} 와 $\theta_{i,j}$ 을 값을 감산함으로써 반시계 방향으로 배열되었을 때의 각을 구할 수 있다. 즉, D 는 다음 식과 같이 구한다.

$$D = \begin{vmatrix} x_{i-1} & y_{i-1} & 1 \\ x_i & y_i & 1 \\ x_{i+1} & y_{i+1} & 1 \end{vmatrix}$$

$$= (x - x_{i-1})(y_{i+1} - y_{i-1}) - (x_{i+1} - x_{i-1})(y_i - y_{i-1})$$
(9)

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

기존의 에지 성분과 곡률 성분에 새로운 에너지 함수 E_{vector} 를 식 (1)에 추가하여 다음 식과 같이 에너지를 정의하고 이 에너지 값이 최소가 되는 방향으로 윤곽선을 이동시켜 폐실질의 폐윤곽선을 검출한다.

$$E = \int (\alpha(s)E_{gradient} + \beta(s)E_{curvature} + \gamma(s)E_{vector}) ds$$
(11)

여기서, $\gamma(s)$ 는 새로운 에너지 함수에 주어지는 가중치다.

이웃하는 각 지점사이의 최소 및 최대 거리의 한정은 동적 윤곽선 모델의 해상도와 관련되는데, 이는 에

너지를 최소화시키는 과정에서 각 지점들이 일부에 집중되거나 혹은 간격이 너무 커지는 것을 방지하여 백터간의 거리를 일정하게 유지하며 효과적인 윤곽선의 검출을 보장하게 된다^[5].

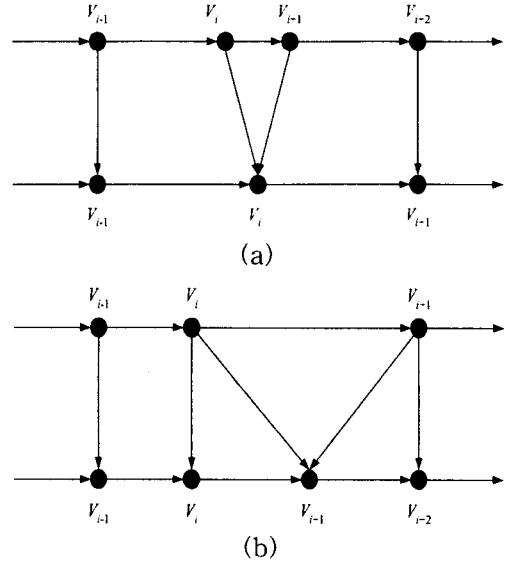


그림 4. 윤곽선의 변화: (a) 감소; (b) 증가

Fig. 4. The variation of contour: (a) Decreasing; (b) increasing.

윤곽선 전체에 걸쳐서 임의의 지점 사이의 거리 d 가 최소 거리 L_{min} 보다 가까운 그림 4(a)의 경우 두 지점의 중앙에 새로운 점을 대치하고 전체 지점의 개수를 하나 감소시킨다. 또한, 두 지점 사이의 거리가 최대 거리인 L_{max} 보다 멀게 되는 그림 4(b)의 경우 새로운 점을 삽입하고 지점의 개수를 하나 증가시킨다. 임의의 두지점 사이의 거리 d 와 새로운 지점 $V(x_{new}, y_{new})$ 를 계산하는 식은 각각 다음 식과 같다.

$$d = |V_i(x_i, y_i) - V_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})|$$

$$= \sqrt{(x_i - x_{i+1})^2 + (y_i - y_{i+1})^2}$$
(12)

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

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

$$y_{new} = \frac{(y_i + y_{i+1})}{2}$$
(13)

초기 윤곽선으로부터 에너지 함수의 값을 최소로 하는 방향으로 윤곽선을 이동시키는 폐실질 윤곽선 추출 과정의 흐름도를 그림 5에 보였다.

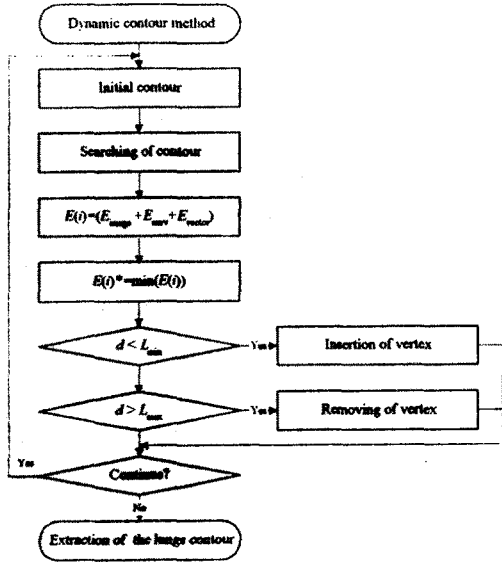


그림 5. 폐실질 윤곽선 추출의 흐름도
 Fig. 5. Flowchart of the lung parenchyma contour extraction.

V. 실험 및 결과

실제 EBT 영상으로부터 폐실질 영역의 윤곽선을 검출하기 위한 데이터는 그림 6에서 보여진 Imatron, Inc.사의 EBT영상장비로부터 획득하였다. 제작된 호흡연동장치(호흡연동장치)는 오염의 요인을 방지하기 위하여 HME필터가 연결되어있기 때문에 피검자는 HME필터에 연결되어있는 마우스피스를 입에 물고 있으며 코로 인한 호흡의 누수를 방지하기 위하여 코마개를 착용하였다. 그림 6에서의 피검자는 40세의 건강한 사람으로 80%의 호흡레벨에서 촬영한 512×512화소 12비트로 양자화된 영상을 그림 7(a)에서 보였다. 획득한 그림 7(a)의 폐단면영상에서 좌측 폐실질 영역에 대한 윤곽선을 검출하기 위하여 다양한 방법으로 실험을 하였다. 먼저, 1차 미분 연산자인 소벨 연산자를 이용하여 폐실질 영역의 윤곽선을 검출한 결과를 그림 7(b)에서 보였다. 검출된 에지의 폭이 두꺼워 후처리 과정으로서 세션화 과정이 필요하며, 영상의 정량적인 분석을 위해서는 연속적인 폐윤곽선이 필요하므로 후처리로서 불연속적인 에지를 연결시키는 편집 과정이 필요하다. 중심 기반에

의한 폐실질 영역 검출 방법은 폐실질 영역내의 임의의 한 지점으로부터 방사방향을 따라서 계산된 경사값을 이용하는데 임계치보다 높은 지점을 폐의 경계점들을 검출하고 이 경계점들을 연결하여 폐실질 영역의 윤곽선을 검출하게 된다. 잡음에 민감한 방사선 탐색 구조로 인하여 폐의 윤곽선보다는 폐포 영역을 검출하게 되어 폐실질 영역의 경계점들을 검출하지 못하는 것을 그림 7(c)에서 볼 수 있다. 에지 추적에 의한 검출 방법은 에지의 강도와 방향을 구하고 에지 강도가 임계치보다 큰 화소에 대하여 동일한 방향의 화소와 ±45°방향의 세 화소 중에 에지 강도가 최대인 화소에 대하여 윤곽선을 추적한다. 전체적인 폐실질 영역의 윤곽선이 검출되어 있으나 미세한 잡음 영역까지 윤곽선으로 검출한 것을 볼 수 있어, 폐실질 윤곽선을 판정하고 수정하기 위한 조작자의 편집 과정이 필요하다는 것을 그림 7(d)에서 알 수 있다.

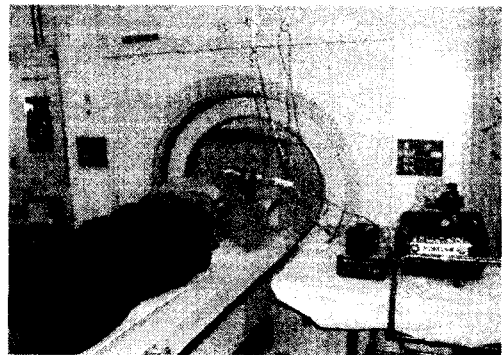


그림 6. 호흡연동장치를 이용한 EBT촬영 모습
 Fig. 6. The photography of EBT scan using spirometric gating device.

수작업에 의한 대략적인 윤곽선 묘사 후 자동적으로 윤곽선을 검출하는 동적 윤곽선 모델의 에너지 함수 E_{image} 와 E_{curv} 를 이용하여 검출한 폐실질 영역의 윤곽선을 그림 8에 보였다. 조작자가 초기 윤곽선을 설정한 후에 α , β 가중치를 각각 50, 100으로 하여 윤곽선을 검출하였다. 그림 8(a)는 초기에 설정한 윤곽선이고 그림 8(b)는 동적 윤곽선 모델에 의해 검출된 윤곽선으로서 에지와 곡률 성분에 의한 동적 윤곽선 방법에서는 초기 설정한 윤곽선으로부터 폐실질 영역쪽의 윤곽선 이동이 불완전하여 부분적으로 윤곽선 검출이 이루어지지 못함을 볼 수 있다.

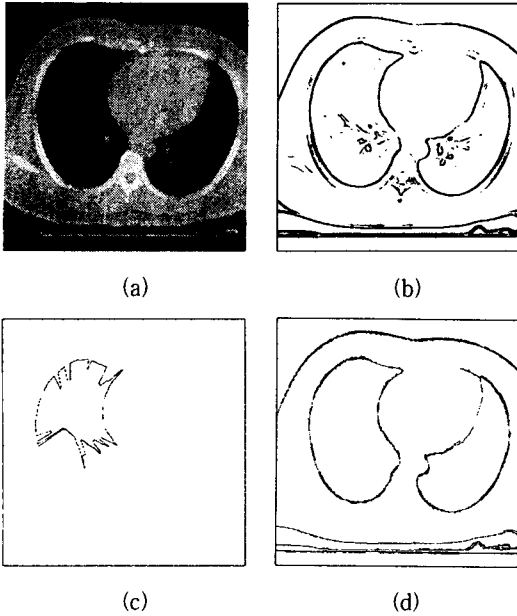


그림 7. 폐실질 영역 검출결과: (a) 폐에 대한 EBT 원 영상; (b) 소벨연산자방법; (c) 중심기반방법; (d) 에지추적방법

Fig. 7. The result for extraction of the lung parenchyma region: (a) EBT original image for lungs; (b) Sobel operator method; (c) center based method; (d) edge following method.

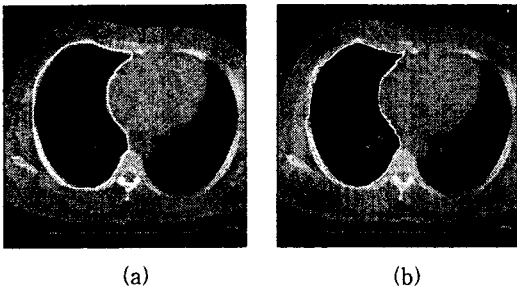


그림 8. 에지와 곡률 함수에 의한 폐실질 영역 검출: (a) 초기 윤곽선; (b) 검출된 윤곽선

Fig. 8. The extraction of the lung parenchyma by edge and curvature function: (a) initial contour; (b) detected contour.

제안한 에지와 곡률의 에너지 함수에 폐실질 영역의 특징을 고려하여 제안한 에너지 함수를 부가하여 검출한 폐실질 윤곽선을 그림 9에 보였다. α , β , 및 γ 가 중치를 각각 50, 20, 및 4로 하였고, L_{min} 과 L_{max} 는

각각 3과 7로 설정하였다. 초기 윤곽선으로부터 휘도 준위가 어두운 폐실질 영역으로 윤곽선 이동이 이루어져, 폐실질 영역의 윤곽선을 효과적으로 검출하였음을 볼 수 있다.

α , β , 및 γ 는 영상의 특성에 따라 결정되는 변수로서 각각의 가중치를 변화시켰을 때 폐실질 윤곽선이 효과적으로 검출되었을 때의 값을 기본값으로 정하게 된다. 먼저, α 는 에지 성분에 대한 가중치를 의미하며, 이는 윤곽선을 폐실질 영역의 경계선으로 이동시키는 역할을 한다. 그림에서 α , β , 및 γ 를 각각 100, 4, 및 1로 α 의 가중치를 크게 설정했을 때 폐실질 영역의 오른쪽 아래 부근의 경계선이 폐근육 부분의 에지의 영향으로 폐실질 영역으로 접근하지 못함을 볼 수 있다. 다음 β 의 가중치를 크게 하여 α , β , 및 γ 를 각각 4, 100, 및 1로 설정하였을 때 윤곽선을 폐실질 영역 내부로 이동시키는 곡률 성분으로 인하여 윤곽선이 폐의 경계선보다 안쪽으로 검출된 것을 볼 수 있다. 그리고, 폐실질 영역의 어두운 영역으로 윤곽선을 이동시키는 역할을 하는 제안한 함수의 가중치 γ 를 크게 α , β , 및 γ 를 각각 4, 4, 및 100으로 설정하였을 때는 폐실질 영역 내부에 윤곽선이 검출된 것을 볼 수 있다.

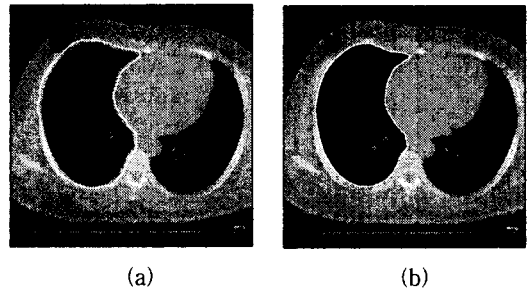


그림 9. 제안한 에너지 함수에 의한 폐실질 영역 검출: (a) 초기 윤곽선; (b) 검출된 윤곽선

Fig. 9. The extraction of the lung parenchyma by proposed energy function: (a) initial contour; (b) detected contour.

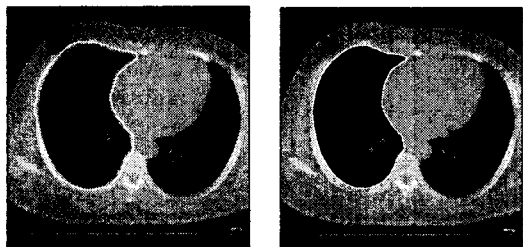
에지 성분과 곡률 성분 및 제안한 에너지 함수에 대한 가중치는 영상의 특성에 따라 폐실질 경계 영역의 기울기, 윤곽선의 변화정도와 휘도 준위를 고려하여 적절하게 설정되어야 함을 알 수 있다.

폐실질 영역의 검출은 폐질환에 의한 폐기능의 이상을 정량화하기 위한 필수적인 단계이다. 폐기능 이상은

영상에 있어서 폐실질 영역내의 휘도 준위의 변화로 나타날 수 있으며, 각 휘도 준위에서의 화소의 빈도 분포의 변화는 정상인과 비정상인을 구별하는 중요한 지표가 되고 있다. 결국, 빈도 분포를 나타내는 히스토그램의 분석을 위하여 폐실질 영역의 검출은 선행되어야 하며 이를 위하여 에지와 곡률 성분을 에너지 함수로 이용하는 기존의 방법에서 에지 성분은 폐실질 영역의 경계로 윤곽선을 이동시키는 역할을 하고 곡률 성분은 폐실질의 중심쪽으로 윤곽선을 이동시키는 역할을 하게 된다. 하지만, 이들 두 성분만으로는 그림 8(b)에 보인 바와 같이 폐 주변의 근육들과 폐 영역 내부의 가지들로 인하여 폐실질 영역을 완전히 검출하는데 어려움이 따른다. 하지만, 에지 성분과 곡률 성분에 폐실질 영역의 구조와 휘도 특성을 고려하는 에너지 함수를 이용할 경우에는 폐실질 영역을 효과적으로 검출함으로써 폐실질 영역내의 각 진단변수의 추출 등을 통한 영상의 정량화를 가능하게 하였다.

VI. 결 론

본 논문에서는 수작업에 의한 대략적인 윤곽선 묘사 후 자동적으로 윤곽선을 검출하는 방식인 동적 윤곽선 모델을 기반으로 새로운 에너지 함수를 제안하여 EBT 영상에서 폐실질 윤곽선을 검출하였다. 획득된 EBT 단면 영상으로부터 폐실질 윤곽선을 검출하기 위하여 폐실질 영역의 휘도 준위와 윤곽선 벡터의 방향을 고려한 동적 윤곽선 모델의 새로운 에너지 함수를 이용하여 폐실질 영역을 효과적으로 검출하였다. 기존의 1차 미분 연산자, 중심에 기반한 방법, 에지 추적에 의한 검출 방법, 및 에지와 곡률 성분만을 이용한 동적 윤곽선 검출 방법과 비교하여 제안한 에너지 함수를 이용한 검출 방법의 유효성을 확인하였다. 검출된 폐실질 영역은 폐실질 농도에 대한 각종 파라미터의 도출과 정량화를 통하여 만성 퇴행성 질환의 큰 부분을 차지하는 미만성 폐질환의 조기발견, 진행정도 파악 및 치유과정 추적에 유용하게 사용될 수 있다.



(a) (b)



(c)

그림 10. 가중치 (α, β, γ) 의 변화에 따른 윤곽선:

(a) 100, 4, 1; (b) 4, 100, 1; (c) 4, 4, 100

Fig. 10. Contours with the variation of weight factor (α, β, γ) : (a)100, 4, 1; (b) 4, 100, 1; (c) 4, 4, 100.

본 연구는 보건복지부에서 주관한 98년도
보건의료기술연구개발사업의 지원
(HMP-98-E-1-0007)에 의하여 이루어진 것임.

참 고 문 헌

- [1] S.M. Collins, "Computer-assisted edge detection in two dimensional echocardiography: Comparison with anatomic data," *The American Journal of Cardiology*, vol. 53, pp. 1380-1387, May 1984.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] M. Kass, A. Witkin, and D.Terzopoulos, "Snake: Active contour models," *Proc. of first inter-*

- national conference on computer vision*, pp. 259-269, 1987.
- [5] 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.
- [6] 조진호, K. P. Philip, E. L. Dove, K. K. Chandran, "퍼지 Hough 변환에 의한 2-D 심초음파도에서의 좌심실 윤곽 자동 검출," *의공학회지*, 제13권, 제2호, pp. 115-124, 1992.
- [7] N. Ostu, "A threshold selection method from gray level histogram," *IEEE Trans. on System, Man and Cybern.*, vol. SMC-9, pp. 62-66, Jan. 1979.
- [8] V. Torre and T. Poggio, "On edge detection," *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 8, pp. 147-163, Mar. 1986.

著 者 紹 介

김명남

『센서학회지 제3권 제3호』 논문 94-3-3-05, p.35 참조
현재 경북대학교병원 의공학과 조교수

원철호

『센서학회지 제6권 제4호』 논문 97-6-4-08, p.315 참조
현재 계명대학교 동산의료원 의공학과 연구강사