Journal of Korea Multimedia Society Vol. 8, No. 5, May 2005(pp. 641-650)

폐실질 영역 특성에 기반한 지오데식 동적 윤곽선 모델을 이용한 폐영역 검출

원철호[†], 이승익[††], 이정현[†††], 서용수[††††], 김명남[†††††], 조진호[††††††]

요 약

본 논문에서는 지오데식 동적 윤곽선 모델에서 곡선을 물체의 경계에 수렴시키기 위하여 사용되는 기존의 에지지시함수를 대신하여 CT 폐영상에서 폐실질 영역의 CT 계수를 기반으로 하는 곡선제어함수를 제안하였다. 제안한 방법이 기존의 방법보다 폐실질 영역을 잘 검출할 수 있음을 세 가지 척도를 이용하여 보였다. 실제 폐영상에 적용시켜 폐실질 검출 과정과 결과를 시각적으로 관측함으로써 제안한 방법의 유효성을 검증하였다. 제안한 방법을 이용하여 실제 EBCT(electron beam computer tomography) 폐 영상에서 폐실질 영역이 정확하게 검출되었으므로 폐질환 및 국소적 폐기능 이상을 조기진단에 도움을 줄 수 있음을 확인하였다.

Lung Detection by Using Geodesic Active Contour Model Based on Characteristics of Lung Parenchyma Region

Chulho Won[†], Seung-Ik Lee[††], Jung-Hyun Lee[†††], Young-Soo Seo[††††], Myung-Nam Kim[†††††], Jin-Ho Cho[††††††]

ABSTRACT

In this parer, curve stopping function based on the CT number of lung parenchyma from CT lung images is proposed to detect lung region in replacement of conventional edge indication function in geodesic active contour model. We showed that the proposed method was able to detect lung region more effectively than conventional method by applying three kinds of measurement numerically. And, we verified the effectiveness of proposed method visually by observing the detection procedure on actual CT images. Because lung parenchyma region could be precisely detected from actual EBCT (electron beam computer tomography) lung images, we were sure that the proposed method could aid to early diagnosis of lung disease and local abnormality of lung function.

Key words: 폐(Lung), CT 영상(CT Images), 지오데식 동적 윤곽선(Geodesic Active Contour), 에지지시함수(Edge Indication Function)

1. 서 론

현대에 들어서 산업화와 인구 증가에 따른 대기오염, 흡연 등의 환경적 요인과 생활 습관에 의해 호흡기 계통의 질환들이 날로 증가하고 있다. 미만성 폐질환은 기능의 변화가 형태학적 이상보다 먼저 나타나며 종류로는 만성 폐쇄성 폐질환, 간질성 폐질환, 폐부종 등이 있다[1,2]. 만성 폐쇄성 폐질환은 원인이

※ 교신저자(Corresponding Author) : 원철호, 주소 : 경북 경산시 하양읍 부호리 33(712-701), 전화 : 053)850-7325, FAX : 053)850-7612, E-mail : chulho@kiu.ac.kr
접수일 : 2005년 3월 9일, 완료일 : 2005년 4월 15일
[†] 정회원, 경일대학교 제어계측공학과 조교수
[††] 준회원, 경일대학교 제어계측공학과 전임강사
(E-mail : seungik@kiu.ac.kr)
[†††] 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
(E-mail : pung@palgong.knu.ac.kr)
[††††] 동서대학교 정보시스템공학부 부교수
(E-mail : seoyong@dongseo.ac.kr)
[†††††] 정회원, 경북대학교 의대 의공학교실 부교수
(E-mail : kimmn@knu.ac.kr)
[††††††] 정회원, 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 교수
(E-mail : jhcho@knu.ac.kr)
※ 본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(과제번호: R01-2005-000-10140-0)지원으로 수행되었음.

되는 폐질환이나 심장질환 없이 기도폐쇄가 발생하여 기류의 속도가 감소하는 질환군을 말하며, 만성적으로 객담을 동반하며 기침하는 만성 기관지염과 종말세기관지 이하의 폐포들이 비정상적으로 늘어나고 폐포격벽이 파괴되어 폐탄력성이 감소하고 호기성 기도폐쇄를 일으키는 폐기종이 있다. 간질성 폐질환의 경우 운동시 호흡곤란과 마른기침을 주 증상으로 폐확산능 감소를 동반한 제한성 폐 기능 장애 소견을 가진 질환이고, 폐부종은 폐간질 내 수분의 증가로 간질의 비후와 공기로 차있는 공간내의 수분 삼출이 생길 수 있는 질환이다. 이러한 폐질환은 폐조직에서의 실질적인 CT 농도의 변화로 나타날 수 있기 때문에 최근에는 폐실질 영역에서 평균 농도 (CT mean value)를 구하고 폐실질 농도 (CT density)의 빈도 분포 (frequency distribution)에 대한 정량적인 히스토그램 분석을 수행함으로써 정상군과 폐질환군을 파악하고자 하는 연구가 진행되고 있다[3]. 폐실질 농도를 정량적으로 측정하고 농도 분포 곡선을 구함으로써 미만성 폐질환 및 국소적 폐기능 이상의 조기적 발견, 경과 추적 또는 약물효과 검사 등의 조사를 위해 폐 영상으로부터 폐실질 영역을 정확하게 분리해 내는 것이 매우 중요하다.

연속적인 폐윤곽선을 검출하기 위하여 관심 영역의 형태와 영상의 특징을 동시에 고려하는 동적 윤곽선 모델 (active contour model)에 의한 영역 추출 방법이 많이 사용되고 있다. 동적 윤곽선 모델은 내부 에너지와 외부 에너지를 균형 있게 조화시켜 에너지를 최소화 시킬 때 원하는 물체의 윤곽선을 찾을 수 있으며 초기 기본 모델은 Kass[4] 등에 의해 제안되었다. 그러나, 이 방법은 에너지 수식이 미분 가능해야 한다는 제약조건과 초기화에 의해 결정적인 영향을 받기 때문에 Amini[5] 등은 동적 프로그래밍 (dynamic programming)을 이용하는 방법을 제안하였으며, Williams[6] 등은 그리디 알고리즘 (greedy algorithm)을 제안하였다. 동적 알고리즘은 안정적이지만 상당히 높은 계산복잡도 (computational complexity)와 시간복잡도 (time complexity)를 가지고 있으며, 그리디 알고리즘은 속도 (speed), 유연성 (flexibility), 단순성 (simplicity)의 장점을 가지고 있으나 이전까지의 수행에서 얻어진 정보를 활용하지 못하여 지역적인 해 (local solution)에 빠지는 문제가 있다. 기존 동적 윤곽선 모델들은 윤곽선이 요면 영역 (concavity region)에 왔을 때 내부 에너지에 의하여 윤곽선이 더 이상 요면 영역 안으로 진행할 수 없어 윤곽선을 제대로 추출할 수 없는 문제가 있으며, 하나의 물체만을 검출할 수밖에 없는 단점이 있다.

최근에는 지오데식 동적 윤곽선 모델 (geodesic active contour model)이 V. Caselles[7] 및 Goldenberg[8] 등에 의해 스네이크 모델의 기하학적인 대안 모델로서 소개되었으며, 요면 문제의 해결과 다중 물체의 검출이 가능하다는 장점으로 인하여 물체 분할을 위하여 많이 사용되고 있다.

본 논문에서는 지오데식 동적 윤곽선 모델에서 곡선을 물체의 경계에 수렴시키기 위하여 사용되는 기존의 에지지시함수를 대신하여 CT 폐영상에서 폐실질 영역의 CT 계수를 기반으로 하는 곡선진행억제함수를 제안하였다. 제안한 방법이 기존의 방법보다 폐실질 영역을 잘 검출할 수 있음을 다양한 척도를 이용하여 수치적으로 비교하였으며 폐 영상에 적용시켜 폐실질 검출 과정을 시각적으로 비교하여 검증하였다. 제안한 방법을 이용하여 실제 EBCT 단층 폐 영상으로부터 폐실질 영역을 정확하게 분리해 냄으로써 농도 분포 곡선의 분석에 의한 여러 파라미터들을 도출하여 미만성 폐질환 및 국소적 폐 기능 이상을 조기에 진단할 수 있도록 하였다.

2. 방 법

2.1 지오데식 동적 윤곽선 모델

지오데식 동적 윤곽선 모델은 V. Caselles[7] 및 Goldenberg[8] 등에 의해 스네이크 모델의 기하학적인 대안 모델로서 소개되었으며 다음 식 (1)의 기하학적인 함수로부터 유도되었다[13].

$$S[C] = \int_0^{L(C)} g(C)ds \tag{1}$$

여기서, 곡선 $C(s) = \{x(s), y(s)\}$는 유클리디안 원호장 (arclength) s에 의해 매개변수가 되고, $g()$는 영상에서 에지지시함수 (edge indication function)로서 물체의 경계 검출을 위하여 곡선의 진행을 억제(brake)하는 역할을 하며 제지 (brake, stopping) 함수라고 한다. 이 함수의 값은 에지 영역에서 작은 값을 가지고 평탄한 영역에서 큰 값을 가진다. 식 (1)은 식 (2)과 같이 Euler Lagrange 방정식으로 표현된다.

$$\frac{dC}{dt} = (g(C)k - \langle \nabla g, N \rangle)N \quad (2)$$

여기서, N은 법선, kN은 곡률 (curvature) 벡터이다.

진행하는 곡선의 위상 (topologyl) 변화를 고려하기 위하여 Osher[9]와 Sethian[9,10]이 제안한 레벨 셑 (level set) 방법을 사용한다. $C = \{(x,y) : \phi(x,y) = 0\}$인 $\phi(x,y) : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$를 이용하여 곡선 C를 표현한 지오데식 동적 윤곽선 모델은 레벨 셑 방정식의 형태로 식 (3)이 된다.

$$\frac{d\phi}{dt} = \mathrm{div}\left(g(x,y)\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}\right)|\nabla\phi| \quad (3)$$

그리고, 에지 지시 함수를 변형시킨 가중 함수 면적 최소화 (weighted area minimization) 항을 포함시키면 다음 식 (4)가 되고, 곡선의 일정한 진행 속도를 보장하는 역할을 한다.

$$\frac{d\phi}{dt} = \left(\alpha g(x,y) + \mathrm{div}\left(g(x,y)\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}\right)\right)|\nabla\phi| \quad (4)$$

물체의 경계를 나타내는 곡선 C는 레벨 셑 함수 ϕ로부터 얻어지고 다음 식 (5)와 같이 갱신되어진다.

$$\phi_{t+1} = \phi_t + \left(\alpha g(x,y) + \mathrm{div}\left(g(x,y)\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}\right)\right)|\nabla\phi| \cdot \triangle t \quad (5)$$

여기서, 갱신되어지는 ϕ_{t+1}의 값은 먼저 $\alpha g(x,y)$ 항에 의존하며 에지 지시 함수의 값이 작을 때 즉, 물체와 배경의 경계에 위치에 있을 때 이전의 ϕ_t 값에 더해지는 값이 감소하게 되고 곡선의 변화가 억제된다. $div\left(g(x,y)\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}\right)$ 항 역시 에지지시함수의 크기에 좌우되며 에지지시함수 값에 갱신되어지는 ϕ_{t+1}에 변화를 준다. 물체의 경계에서는 ϕ_{t+1}의 값의 변화가 크지 않고 곡선의 진행도 감소하게 되어 물체의 검출이 이루어진다. 따라서, 물체의 경계에서 나타나는 에지 성분에 의해 곡선의 진행이 억제되고 윤곽선의 검출이 이루어지게 된다.

2.2 에지지시함수 (edge indication function)

에지지시함수는 물체의 윤곽선을 검출하기 위한 것으로서 물체의 경계에서 에지값이 클 경우 함수는 작은 값을 가지고 곡선의 진행을 억제하는 역할을 한다. 식 (6)에서 $|\nabla I(x,y)|$는 1차 미분 연산자에 의한 에지 연산을 나타내며, 물체의 경계선을 나타내는 에지 영역에서 $|\nabla I(x,y)|$가 증가할 때 $g(x,y)$의 값은 감소하여 곡선의 진행을 억제하는 역할을 수행한다.[12,16]

$$g(x,y) = g(|\nabla I|) = \frac{1}{1 + |\nabla I(x,y)|^p} \quad (6)$$

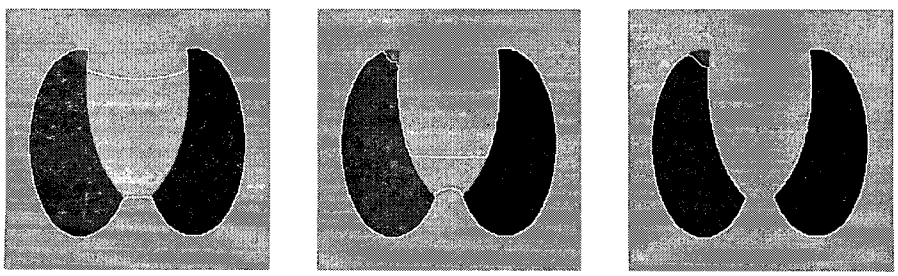
$$|\nabla I(x,y)| = |G_x(x,y)| + |G_y(x,y)| \quad (7)$$

여기서, p는 임의의 상수이며, 식 (7)의 에지 연산은 다음 식 (8), (9)에서 x, y에 대한 기울기 연산에 의해 계산된다.

$$G_x(x,y) = I(x-1,y-1) + I(x,y-1) + I(x+1,y-1) - I(x-1,y+1) - I(x,y+1) - I(x+1,y+1) \quad (8)$$

$$G_y(x,y) = I(x-1,y-1) + I(x-1,y) + I(x-1,y+1) - I(x+1,y-1) - I(x+1,y) - I(x+1,y+1) \quad (9)$$

다음 그림 1에서 참조 영상에서 에지지시함수에 의해 검출된 윤곽선을 보였다. 참조 영상은 폐실질 영역은 흑색으로 근육 및 조직 부분은 회색으로 모델링하였으며 좌측폐 상단의 근조직에서 폐실질 영역



(a) (b) (c)

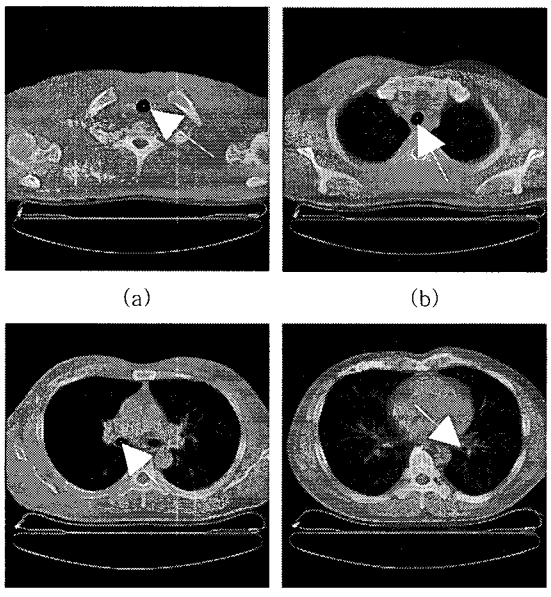
그림 1. 참조 영상에서 에지 지시 함수에 의한 윤곽선 검출 과정 (a) 초기 (b) 중기 (c) 최종

으로 완만한 휘도의 변화를 나타내도록 하였다. 반복 수행에 따라 곡선은 폐실질 영역으로 수렴하지만 그림 1(b)에서 보는 바와 같이 좌우 폐영역의 분할이 완료되기 이전에 좌상단의 영역에서 폐실질 영역 내부로 곡선이 침투하게 된다. 실제 폐 CT 영상에서 부분 체적 효과 (partial volume effect)에 의해 근조직에서 폐실질로의 변화가 불명확한 영역이 있고 이 영역에서는 그림 1(c)와 같이 에지지시함수에 의한 폐실질 영역 검출에는 어려움이 따른다.

3. 폐실질 영역의 특징을 고려한 곡선 함수의 제안

3.1 CT 영상에서 폐실질 영역의 특징

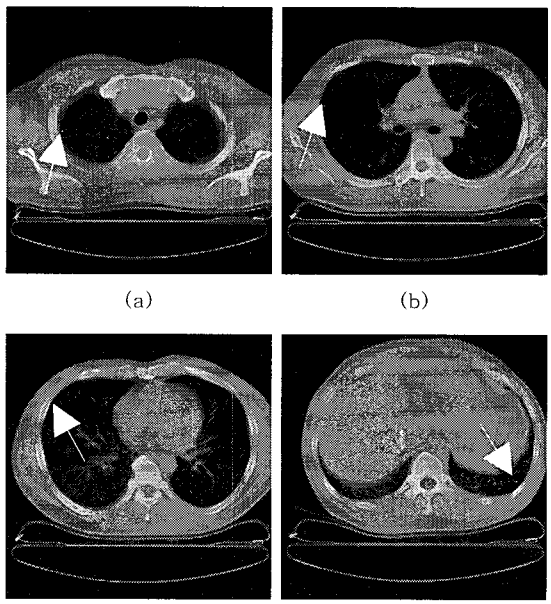
순수한 물 (pure water)은 CT 계수 혹은 Hounsfield 계수가 "0" 순수한 공기일 경우 "-1024"가 되며 CT 영상에서 뼈가 "+1024" 정도가 된다. "-1024"에 가까울수록 어둡게 "+1024"에 가까우면 백색으로 영상화된다. 그림 2의 흉부 CT 영상에서 근육 및 골격은 밝게 나타나며, 공기 성분이 많은 폐실질 영역은 상대적으로 어둡게 보인다. 그림 2에서 보는 바와 같이 기관지의 각 부분은 실제로 조직이 없는 빈 공간이기 때문에 각 기관지 영역에서 순수 공기의 CT



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

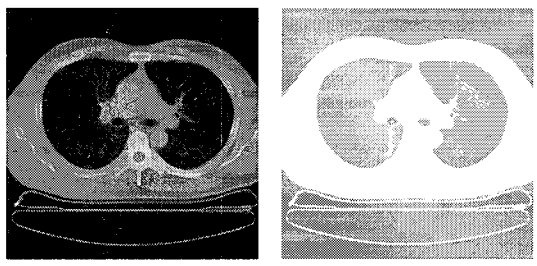
그림 2. 기관지 영역의 CT 계수 (a) -963 (b) -965 (c) -965 (d) -988

폐실질 영역은 주로 허파 꽈리라고 하는 폐포들로 이루어져 있으며, 폐포 주위로 미세 혈관들이 분포하게 된다. 따라서, 폐실질 영역의 실질적인 CT 계수는 주된 성분은 공기이지만 폐포 및 혈관을 포함하기 때문에 그림 3에서와 같이 "-1024"보다 큰 값을 가진다. 그림 4(b)에서 영상의 밝기를 증가하였을 때 폐실질 영역에서는 폐포와 폐가지 등의 폐조직이 드러나 보이지만 기관지에서는 조직이 존재하지 않기 때문에 밝기를 증가하더라도 기관지내의 실제적인 변화는 관찰되지 않는다. 따라서, 폐실질 내의 CT 계수의 증가는 폐실질 내에 존재하는 성분 조직들에 기인한 것을 알 수 있다.



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

그림 3. 폐실질 영역의 CT 계수 (a) -862 (b) -853 (c) -868 (d) -850



(a) (b)

그림 4. 폐실질 영역과 기관지 영역 비교 (a) 밝기 증가 전 (b) 밝기 증가 후

식 (10)에서 공기성분과 물성분의 합은 100%이며, 이 값에서 물 성분을 뺀 성분이 공기 성분이다. 100% 공기일 경우 CT 계수는 "-1024"이지만, 폐조직과 혈액의 합으로 나타내어지는 물성분이 존재하기 때문에 폐실질 영역의 실제 CT 계수는 "-1024"보다 큰 값을 가진다.

$$\%air = 100 - \%water \tag{10}$$

CT 폐영상에서 폐의 상부, 중부, 및 하부 영역에서 각각 200개의 표본을 취하여 폐실질 영역의 CT 계수를 구하였으며 이를 그림 5에 보였다. 표 1에서 각 영역의 값을 평균하여 평균 폐실질 CT 계수를 구하였다. 상부, 중부, 및 하부에서 평균 CT 계수의 차이는 크지 않았으며, 전체 폐실질 평균값은 "-849.86"으로서 공기와 폐포 및 폐조직 등을 포함하는 값이 되며 폐실질 영역을 검출하기 위한 기준값이 된다.

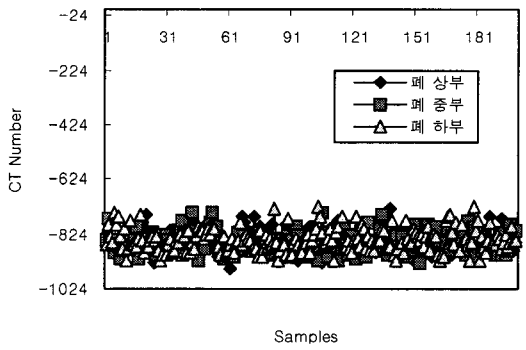


그림 5. 폐실질 영역에서의 CT 계수

3.2. 곡선제어함수 제안

기존의 물체와 배경의 경계를 검출하는 형태의 에지지시함수로는 폐실질 영역의 검출에 어려움이 따르기 때문에 다음과 같은 새로운 곡선 진행을 제어하는 함수를 제안하였다. 폐실질 영역에 대한 평균 CT 계수를 구하여 식 (11)과 그림 6으로 표현되는 지수함수 형태의 곡선 제어 함수를 제안하였다.

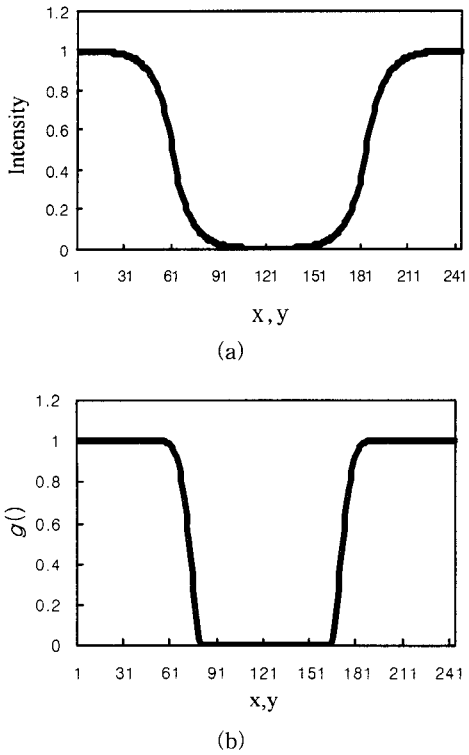


그림 6. (a) 영상 휘도 곡선 (b) 휘도에 따른 에지지시함수 곡선

$$g(x,y) = 1 - e^{-(\mu(x,y)-\mu_{Total})/\tau}, \quad \mu(x,y) \geq \mu_{Total} \tag{11}$$

$$\mu(x,y) = \frac{1}{N}\sum_{i=-1}^{1}\sum_{j=-1}^{1} I(x+i, y+j) \tag{12}$$

여기서, $\mu(x,y)$는 현재 화소의 평균 밝기이며, μ_{Total}는 폐 전체의 평균 CT 계수로서 "-849.86", τ는 지수함수의 시상수이며 곡선의 수렴 정도를 조절하는 인자이다.

곡선 제어 함수 $g(x,y)$는 $\mu(x,y)$가 폐실질 영역 기준 CT 계수 μ_{Total}보다 클 때 $g(x,y)$는 큰 값을 가지게 되어 곡선의 진행을 빠르게 한다. 식 (13)에서 보는 바와 같이 $\mu(x,y)$가 μ_{Total}에 근접하거나 작은

표 1. 폐의 각 부분에서 폐실질 영역의 평균 CT 계수

구분	폐 상부	폐 중부	폐 하부	전체
Mean	-849.39	-853.405	-846.77	-849.86
S. D.	38.05	36.59	42.179	39.01

값을 가질 때 $g(x,y)$는 작은 값을 가지게 되어 곡선의 진행을 감소시키는 역할을 하게 되며, 결과적으로 곡선이 윤곽선이 폐실질 영역 내부로 침범하지 못하게 된다.

$$\text{if } (\mu(x,y) \leq \mu_{Total})g(x,y) \simeq 0,\ \phi_{t+1} \simeq \phi_t \quad (13)$$

그림 6(a)에서 낮은 CT 계수의 값을 가지는 중앙의 폐실질 영역과 폐실질 영역의 좌우로 큰 값을 가지는 근육 및 조직을 나타내는 영역을 그래프로 나타내었다. 그림 6(b)에서 휘도의 변화에 따른 함수 $g(x,y)$를 나타내었으며, 폐실질 영역 외부의 근조직에서는 큰 값을 나타내고 폐실질 영역에 근접할수록 $g(x,y)$값이 감소함을 볼 수 있으며 폐실질 영역에서는 최소값을 가지게 됨을 볼 수 있다. 이는 폐실질 영역에 가까운 CT 계수일 경우 곡선의 진행을 억제하여 폐실질 영역에 곡선이 수렴할 수 있도록 하여 최종적으로 폐실질 윤곽선이 검출된다.

3. 결 과

제안한 함수를 이용한 윤곽선 검출 방법의 유효성을 검증하기 위하여 기존의 윤곽선 방법과 제안한 방법에 의해 검출된 윤곽선을 비교하였다. 제곱근 평균 오차 (root mean square) E_{RMS}, 평균 절대 오차 (mean absolute error) E_{MAE} 및 면적의 비 R_{AREA}를 이용하였다. 참조 윤곽선 상의 점들과 검출된 윤곽선의 점들을 비교하여 기존의 동적 윤곽선 모델에 대해 제안한 동적 윤곽선 모델의 유효성을 세 가지 척도를 이용하여 수치적으로 검증하였다. E_{RMS}는 다음 식 (14)과 같이 표시되며 거리 오차 실효값을 나타낸다.

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N}\left\{\sum_{i=0}^{N-1}(r(i)-c(i))^2\right\}} \quad (14)$$

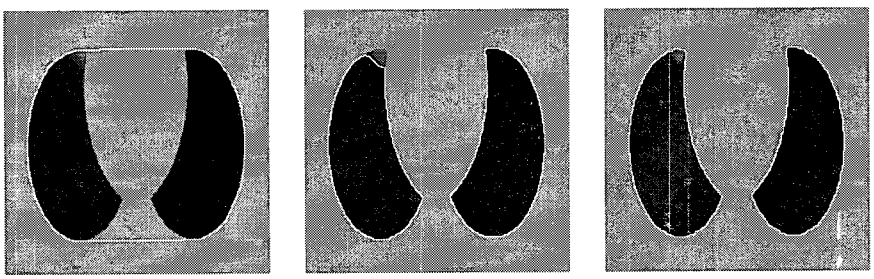
여기서, N은 비교 윤곽선 상의 점들의 개수이며, $r(i)$ 및 $c(i)$는 각각 참조 윤곽선과 비교 윤곽선 상의 점이다. 평균 절대 오차 E_{MAE}는 식 (15)와 같다.

$$E_{MAE} = \frac{1}{N}\left\{\sum_{i=0}^{N-1}|r(i)-c(i)|\right\} \quad (15)$$

여기서, E_{MAE}는 기준 윤곽선 상의 점 $r(i)$와 비교 윤곽선 상의 점 $c(i)$ 사이의 좌표의 평균적인 차를 나타낸다.

참조 영상에서 유효성 검증을 위한 실험 결과를 그림 7에 보였다. 그림 7(a)에서는 기존 동적 윤곽선 모델에서 다중 물체 분할의 어려움을 보였으며, 그림 7(b)에서 좌측 폐 최상단의 완만한 휘도 변화 부분에서 에지지시함수에 의한 윤곽선이 폐실질 내부로 침입하는 하는 것을 볼 수 있으나, 그림 7(c)의 곡선제어함수를 이용한 경우에는 효과적으로 폐실질 윤곽선을 검출한 것을 볼 수 있다.

표 2에서 세 가지 척도를 이용하여서 기존 방법과 제안한 방법에 의한 폐실질 윤곽선 검출 결과를 수치적으로 확인하였다. E_{RMS}, E_{MAE}는 기준 윤곽선과 비교 윤곽선의 오차를 의미하며 값이 작을수록 정확한 검출이 이루어짐을 의미하고, 기준 및 비교 윤곽선에 의한 검출 영역의 면적비 R_{AREA}는 1에 가까울수록 정확한 검출이 이루어짐을 나타낸다. E_{RMS}과 E_{MAE} 경우 모두 동적 윤곽선과 에지지시함수에 의한 방법보다 제안한 곡선제어함수에 의한 모델이 작은 오차값을 가짐을 알 수 있으며, R_{AREA}도 제안한 방법이



(a) (b) (c)

그림 7. 참조 영상에서 관심 영역 검출 결과 (a) 동적 윤곽선 모델 (b) 에지지시함수 (c) 곡선제어함수에 의한 지오데식 동적 윤곽선 모델

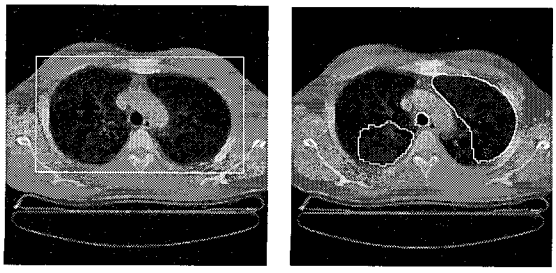
표 2. 척도에 대한 윤곽선 검출 결과 비교

구분	active contour	edge indication	proposed
E_{RMS}	11.69	1.24	0.43
E_{MAE}	6.63	0.68	0.18
R_{AREA}	1.65	0.94	0.99

1에 가까운 값을 가짐을 볼 수 있다.

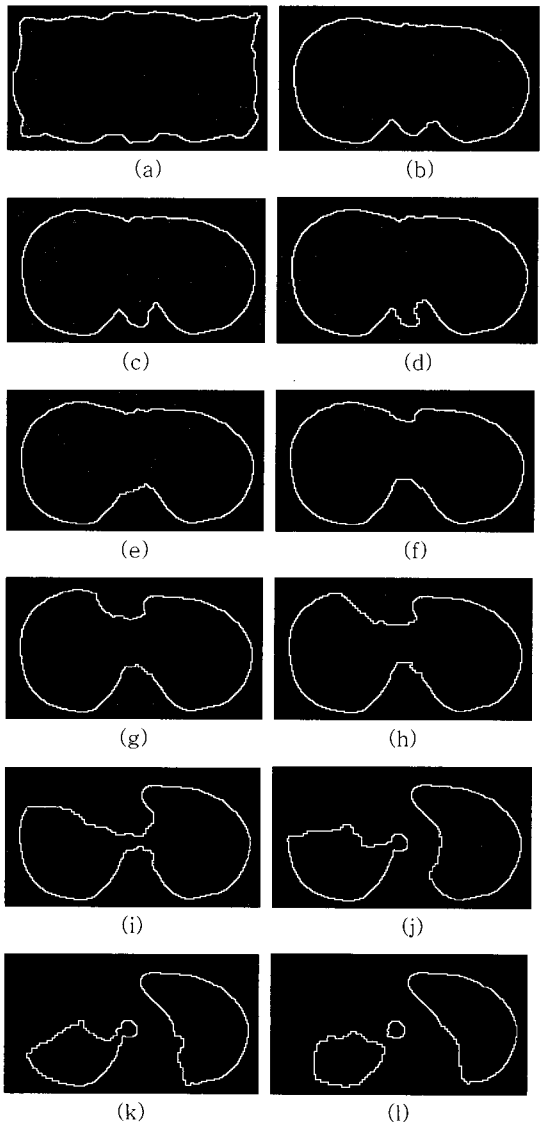
폐 CT 영상에서 기존의 에지 지시 함수를 사용하여 그림 8(a)의 초기 윤곽선으로부터 반복수행에 의해 곡선이 폐실질 영역에 수렴하는 과정을 그림 9에서 보였다. 반복이 진행될수록 폐실질 영역쪽으로 곡선이 진행하고 있으나 그림 9(h)의 2700회 반복에서 좌우 폐실질 영역의 분리 이전에 좌측 폐실질 영역의 상부에서 폐실질 영역 내부로 진행하고 있다. 곡선이 진행함에 따라 점점 좌측 폐실질 영역의 검출이 이루어지지 않고 있음을 볼 수 있으며 그림 9(l)의 4100회 반복에서 좌우측 폐실질 영역과 기도의 분리가 이루어졌지만 좌측 폐실질 영역의 검출은 제대로 이루어지지 않음을 알 수 있다. 그림 8(b)에 원래의 폐 CT 영상에 그림 9(l)의 영상을 중첩시킨 결과를 보였다. 기존의 에지 지시 함수를 이용한 경우 좌우 폐실질의 곡면이 불규칙하며 폐실질 영역과 근조직 완만한 경계에서는 에지 연산값이 작아지며 이는 에지 지시 함수의 값은 커지게 됨을 의미하며 결과적으로 경계에서 곡선의 진행을 제지하는 기능을 제대로 수행하지 못하게 되었다.

그림 10(a)의 초기 윤곽선으로부터 제안한 곡선제어함수에 윤곽선 검출 과정을 그림 11에 보였다. 반복이 진행됨에 따라 초기 윤곽선으로부터 곡선이 폐실질 영역으로 진행되는 것을 볼 수 있으며 1900회 반복에서 좌우 폐실질 윤곽선 영역과 기관지를 효과적으로 검출한 것을 알 수 있었으며, 그림 10(b)에서 검출한 윤곽선을 원 영상에 중첩한 영상을 보였다.



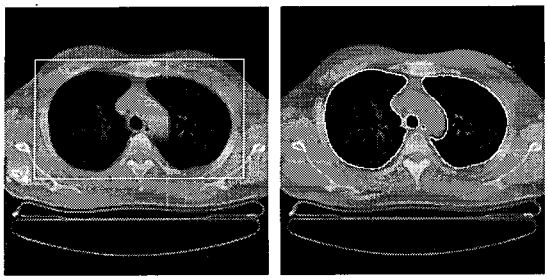
(a) (b)

그림 8. (a) 초기 윤곽선 설정 (b) 에지 지시 함수에 의한 결과 영상



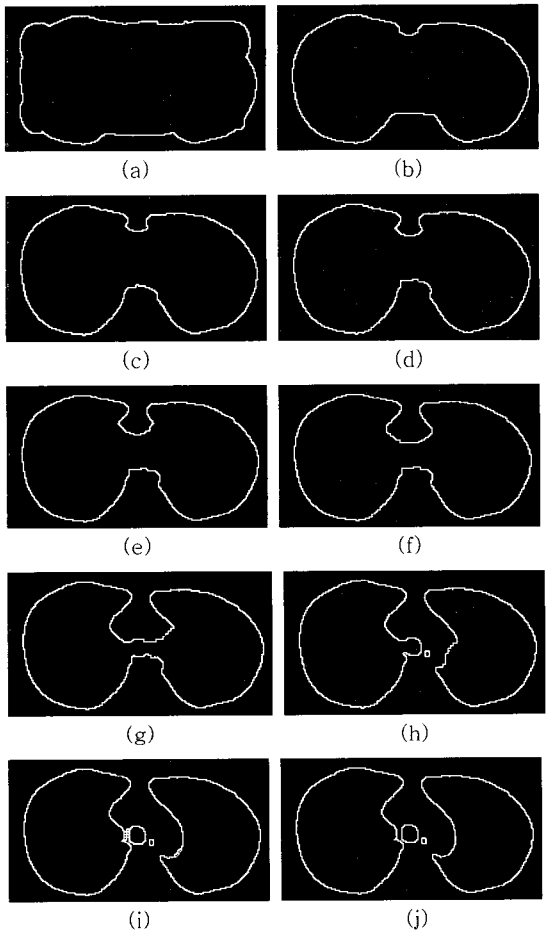
(a) (b) (c) (d) (e) (f) (g) (h) (i) (j) (k) (l)

그림 9. 기존 에지 지시함수에 의한 윤곽선 진행 (a)100회 (b)500회 (c)900회 (d)1300회 (e)1700회 (f)2100회 (g)2500회 (h)2700회 (i)3100회 (j)3500회 (k)3900회 (l)4100회



(a) (b)

그림 10. (a) 초기 윤곽선 설정 (b) 제안한 함수에 의한 결과 영상

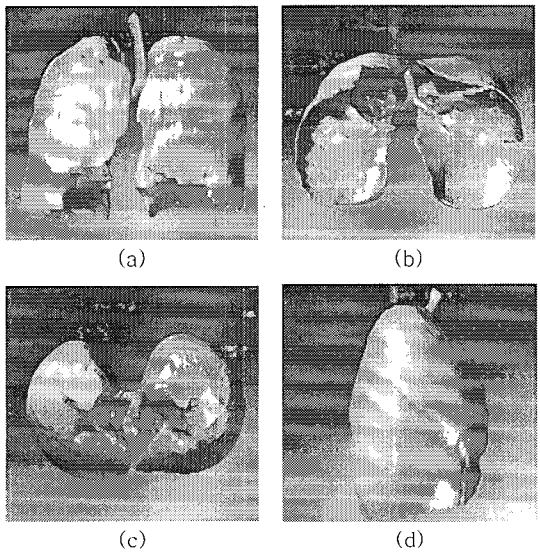


(a) (b) (c) (d) (e) (f) (g) (h) (i) (j)

그림 11. 제안한 곡선제어함수를 이용한 윤곽선 검출 과정 (a)100회 (b)300회 (c)500회 (d)700회 (e)900회 (f)1100회 (g)1300회 (h)1500회 (i)(i) 1700회 (j) 1900회

표 1의 수치적인 비교와 그림 10 및 그림 11의 가시적인 비교에서 모두 제안한 곡선제어함수를 이용한 윤곽선 검출이 우수함을 보여주고 있다.

Imatron Inc.사의 EBCT 장비로부터 512×512 화소 44개 슬라이스로 획득된 폐영상에서 제안한 방법을 이용하여 폐실질 영역을 검출하여 3차원으로 재구성한 영상을 그림 12에 보였다. 44개의 CT 폐단층 영상에서 상부의 기도로부터 좌우 폐실질 영역에 이르는 영역을 다양한 각도에서 볼 수 있다.



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

그림 12. 3차원 영상 (a)정면 (b)하면 (c)상면 (d)측면

4. 결 론

2002년 국립보건원 자료에 의하면 암 발생률은 위암(20.2%), 폐암(11.9%), 간암(11.3%), 대장암(11.2%), 유방암(7.4%), 갑상선암(4.9%), 및 자궁경부암(4.0%) 등의 순이며 암 사망률은 폐암(20.2%), 위암(18.7%), 간암(17.7%), 대장암(8.1%), 췌장암(4.6%), 및 식도암(2.4%) 등의 순서다. 여기서 주목할 점은 위생상태와 관련된 암들 즉 위암, 간암, 자궁경부암 등은 발생률이 감소되고 있으며, 식생활과 공해(산업화)와 연관된 암, 즉 폐암, 대장암, 유방암, 갑상선암 등이 급격히 증가하고 있다. 또한 조기 발견이 비교적 용이한 위암, 대장암, 자궁경부암 그리고 갑상선암의 사망률이 급격히 감소하고 있다는 사실이다. 폐질환은 공해, 흡연 인구의 증가와 노령 인구의 증가 등으로 환자가 급격히 늘어나는 추세이다. 폐암을 비롯한 폐질환의 조기 진단이 폐와 관련된 사망률을 감소시키는 데에 매우 중요하며, CT 기기로부터 획득된 폐영상으로부터 폐실질 영역의 각종 통계적 요소들에 대

한 정량화는 필수적이라 할 수 있다.

본 논문에서는 폐실질 영역을 검출하기 위하여 폐실질 영역의 휘도 특성을 이용한 새로운 곡선제어함수를 제안하였다. 제안한 곡선제어함수는 폐실질 영역에 가까운 CT 계수일 경우 곡선의 진행을 억제하여 폐실질 영역에 곡선이 수렴할 수 있도록 하였다. 제안한 방법이 기존의 방법보다 우수한 윤곽선 검출이 가능함을 E_{RMS}, E_{MAE}, 및 R_{AREA}의 세 가지 척도를 이용하여 객관적으로 검증하였으며, 또한 시각적인 비교에서 제안한 윤곽선 검출 방법의 타당성을 검증하였다. 제안한 방법을 이용하여 폐실질 영역을 효과적으로 검출하고 3차원 영상화함으로써 폐실질 내의 휘도 변화와 체적 등의 진단 파라미터를 도출하여 폐질환의 조기 발견, 진행정도 및 치유과정 추적에 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

[1] W.L. Foster, E.I. Gimenez, and M.A. Roubidous, "The emphysema: radiologic-pathologic correlations," *Radio Graphics*. vol. 13, pp. 311-328, 1993.

[2] J.C. Hogg,"Bronchiolitis in asthma and chronic obstructive pulmonary diseases," *Clinics in Chest Medicine*, vol. 14, pp. 733-740, 1993.

[3] T. Beinert. J. Behr, and F. Mehnert, "Spirometrically controlled quantitative CT for assessing diffuse parenchymal lung disease," *J Comput. Assist. Tomogr.*, vol. 19. pp. 924-931, 1995.

[4] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *Int. j. Computer Vision*, vol. 1, pp. 321-331, 1987.

[5] A.A. Amini, S. Tehrani, and T.E. Weymouth, "Using dynamic programming for minimizing the energy of active contours in the presence of hard constraints," *In Proc. Second Int. Conf. on Computer Vision*, pp. 95-99, 1988.

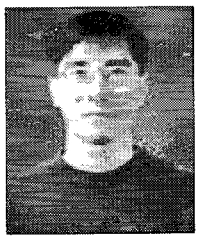
[6] D.J. Williams and M. Shah, "A fast algorithm for active contours and curvature estimation," *Computer Vision, Graphic, and Image Processing: Image Understanding*, vol. 55, no. 1, pp. 14-26, 1992.

[7] V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro, "Geodesic active contours," *International Journal of Computer Vision*, Vol. 22, 61-79, 1997.

[8] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, and M. Rudzsky, "Fast Geodesic Active Contours," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, no. 10, pp. 1467-1475, Oct. 2001.

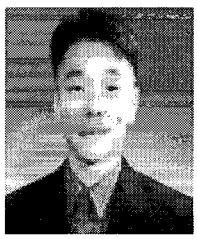
[9] S. Osher and J.A. Sethian, "Fronts propagating with curvature dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations," *J. Comput. Phys.*, vol. 79, 12-49, 1988.

[10] J.A. Sethian, "Level Set Methods," *Cambridge University Press*, 1996.



원 철 호

1992년 2월 경북대학교(공학사)
1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
1998년 8월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
2002년 3월 ~ 현재 경일대학교 제어계측공학과 조교수
관심 분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리, 컴퓨터 비젼



이 승 익

1994년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
1997년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
2001년 2월 콜로라도 주립대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
2005년 3월 ~ 경일대학교 제어계측공학과 전임강사
관심분야 : 영상처리, 영상압축, 얼굴검출 및 인식, 컴퓨터 비젼

이 정 현

2002년 경북대학교 전자공학과 (공학사)
2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
현 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
관심 분야 : 의학 영상 해석, RF 시스템 및 집적회로 설계, 초소형 텔레메트리, 생체신호처리

서 용 수

1975년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1982년 2월 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
1992년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
1990년 3월~1991년 2월 일본 군마대학 전자공학과(외국인 연구자)
1994년 3월~현재 동서대학교 정보시스템공학부 부교수
관심 분야 : 영상처리, 패턴인식, Remote Sensing 등임

김 명 남

1988년 2월 경북대학교(공학사)
1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1996년~현재 경북대학교 의대 의공학교실 부교수
관심 분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리

조 진 호

1977년 경북대학교(공학사)
1979년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
1988년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부 교수, 경북대학교 의공학과장, 첨단감각기능회복장치 연구소장
관심 분야 : 완전 이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리, 생체계측시스템