

기하 활성 모델을 이용한 연속적 심장 운동 추적

Tracking of Continuously Acting Hearts Using a Geometric Active Contour Model

김 성 콘

Seong-Kon Kim

부산가톨릭대학교 컴퓨터정보공학부

School of Computer Information Engineering, Catholic Univ. of Pusan.

요 약

본 논문은 연속적으로 움직이는 심장의 모습을 추적하기 위해 레벨 세트 알고리즘과 양방향 곡선 전개 이론을 적용한 활성 모델을 사용하였다. 대부분의 활성 모델이 영상 그라디언의 에지 갭이 존재하는 영역에서 움직임이 안정적이지 않아 추출에 실패할 확률이 많다. 본 연구에서는 영상 자체의 밝기 값과 안정적 추출을 위한 추가 제약만 이용한 새로운 활성 모델을 제안한다. 제안된 모델은 초기 곡선의 위치 설정에 제약이 없어 특히 연속적 영상의 특정한 대상 영역을 추출하거나 추적하기에 효율적이었다. 또한 에지 정보가 심하게 변화거나 모호한 부분에서도 안정적인 곡선의 움직임과 추출 결과를 보였다.

ABSTRACT

This paper used an active contour model which was based on level set algorithms and bidirectional curve evolution theory in order to track the shape of the heart acting continuously. Most active contour models would be failed in boundary extraction because of their unstable movement in the edge gap locations. In this paper, we suggest a new active contour model using only image intensity value and additional constraint needed for stable extraction. Our model was successfully run on either shape extraction or object tracking without any position constraints of initial curve. Also demonstrated stable movements and showed good results at weak or missing boundary locations.

Key words : 기하 활성 모델, 레벨 세트, 곡선 전개, 형태 추출

I. 서 론

디지털 영상(digital image)을 이용한 분할이나 형태 추출(shape extraction)은 영상 해석(analysis)을 위한 중요한 작업 중의 하나이다. 의료 영상을 이용하여 신체 특정 부위의 형태를 정확히 찾아내어 최상의 수술(surgical) 계획을 세우거나 또는 질병의 진행 모습을 추적하는 데에도 유용하게 이용될 수 있다. 신체의 동일 조직이나 부위를 정확히 분할하거나 추출하는 것은 쉽지가 않다. 왜냐하면 신체의 각 조직은 고정 형태(rigid shape)를 가지지 않고 유사하지만 개인마다 크기나 모양에 차이가 있고 경우에 따라서는 매우 복잡한 구조를 가지며 특히 주위 조직과 구별이 힘들기 때문이다. 고전적으로 많이 사용되는 에지(edge) 추출을 이용한 형태 추출 방식들은 고정 형태를 가지는 물체의 형태 추출에는 양호한 결과를 기대할 수 있으나 고정 형태가 아닌 물체의 윤곽 추출에는 적절하지 못하며 여러 가지 단점들을 가지고 있다. 예를

들면, 윤곽 추출 과정이 복잡할 뿐 아니라 추출 결과가 잡음의 영향을 크게 받기 쉽다. 즉, 전체 작업 과정이 에지 추출, 세션화(thinning), 그리고 에지 연결 등의 여러 과정들로 이루어지기 때문에 중간 처리 단계에서 수작업의 필요성이 많아져 처리 과정을 자동화하는데 어려움이 많으며, 특히 잡음(noise)의 영향을 많이 받기 때문에 중간 에지 추출 과정에서 발생된 오류(error)로 인해 최종 윤곽 추출 결과에 좋지 못한 영향을 끼치게 된다. 이러한 관점에서 최근 들어 많이 사용하는 윤곽 추출 방식에는 활성 모델(active contour)이라 불리는 snakes 방법과 임의의 폐곡선을 일정한 방향으로 팽창(expanding) 또는 축소(shrinking) 시키면서 윤곽을 찾아가는 곡선 전개(curve evolution) 방식이 있다.

snake 모델을[1]-[4] 이용한 추출 방식은 snake의 내부 에너지와 외부 에너지의 합이 최소화를 만족할 때까지 snake의 위치를 변화시켜 가면서 원하는 영역을 추출한다. 일반적으로 snake 방식은 처리 시간도 빠르고 움직이

는 물체 추적 등에는 뛰어난 반면 동시에 추출할 대상 물체가 여러 개일 경우엔 분리되는 각각의 snake들의 위상(topology) 처리가 어렵다. 특히 복잡한 구조의 형태나 윤곽을 추출 시에는 snake의 움직임이 매우 불안정하게 동작할 경우가 많다.

이러한 snake 모델의 문제점을 해결하기 위한 새로운 접근 방식으로 최근 활발히 연구되고 있는 분야가 레벨 세트(level set) 이론을 이용한 곡선 전개 방법이다. 이 방식은 임의의 폐곡선을 추출할 대상의 외부나 내부로부터 지속적으로 단일 방향으로 팽창(expansion) 또는 수축(shrinking)시켜 가면서 움직이다가 추출할 대상 영역의 경계부분에서 곡선의 움직임을 종료함으로써 윤곽을 추출하는 방식이다. snake 방식의 위상처리 문제가 해결된다는 의미에서 곡선 전개 방식을 일명 기하 활성 모델이라고도 한다.

대표적 곡선 전개 방식으로는 Sethian & Osher가 제안한 레벨 세트 알고리즘을[5][6] 이용한 Malladi 모델[7][8]과 이를 응용한 다양한 모델들이 사용되고 있다[9][10]. 최근엔 양방향 곡선 전개를 이용하여 초기곡선이 추출할 대상 물체의 내부와 외부에 걸쳐질 경우에도 추출이 가능한 양방향 곡선 전개 방식도 소개되었다[11]-[13].

본 논문에서는 연속적으로 팽창과 수축을 하는 심장의 모습을 추적하기 위해 양방향 곡선 전개 방식을 이용한다. 아울러 기존 방법들이 주로 이용하는 영상 그라디언 값 대신 영상 밝기값 만을 이용하여 추출을 수행함으로써 에지 갭(edge gap) 문제도 해결할 수 있는 모델을 제안하고자 한다.

논문의 실험을 위한 영상으로 고양이 심장의 특정 부위를 촬영한 연속 MRI 영상을 사용한다.

II. 기하 활성 모델(geometric active contour model)

2.1 곡선 전개와 레벨 세트 방정식

Osher와 Sethian의 레벨 세트 이론을 적용하면 어떤 폐곡선(closed curve)의 시간 변화에 따른 위치를 미분 방정식으로 표현할 수 있다[5][6]. 이동하는 경계의 현재 위치를 나타내기 위해 거리 함수(distance function)를 이용하였으며 거리 함수가 0이 되는 위치들을 현재의 경계로 삼았다. 이동하는 경계를 추적하거나 임의의 위치로부터 시작하여 고정된 경계들을 찾기 위한 작업에 많이 응용되고 있다. 그림 1과 같은 2차원 공간상에서, 폐곡선 $\mathbf{v} = [(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_N, y_N)]$ 가 시간 t 에 따라 곡선의 법선 벡터 방향으로 곡률(curvature) k 에 의한 속도 $f(k)$ 로 움직인다고 가정할 때 변화되는 폐곡선의 현재 위치를 거리 함수 $\phi: \mathbf{R}^2 \times [0, t) \rightarrow \mathbf{R}$ 를 이용하여 미분 방정식 형태로 표현한 것이 레벨 세트 방정식이다.

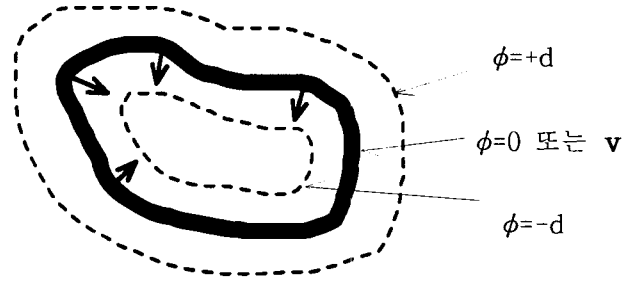


그림 1. $t=0$ 에서 ϕ
Fig. 1. ϕ at $t=0$

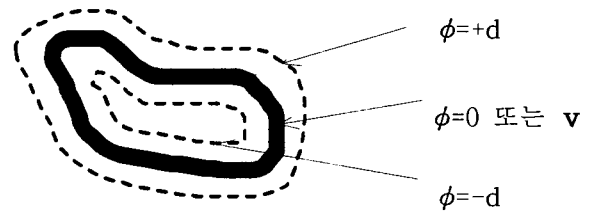


그림 2. $t=m$ 에서 ϕ
Fig. 2. ϕ at $t=m$

여기서 $\phi = \pm \text{distance}$ 함수로서, 초기 폐곡선상의 점들은 $\phi=0$ 로 두고 공간상의 다른 점들에서의 ϕ 값은 각 점 $\mathbf{p}_i = (x_i, y_i)$ 에서 $\phi=0$, 즉 \mathbf{v} 까지의 거리로 나타낸다. \mathbf{p}_i 가 0 레벨 곡선 내부에 존재하면 음수 값 반대로 외부에 존재하면 양수 값으로 한다. 즉,

$$\begin{cases} \phi = 0: \text{경계} \\ \phi < 0: \text{경계내부} \\ \phi > 0: \text{경계외부} \end{cases} \quad (1)$$

그림 2는 시각 $t=m$ 에서 0 레벨 곡선을 포함한 전체 레벨 곡선들의 모습을 나타내며, 초기에 주어진 2차원 폐곡선 $\mathbf{v}(t=0)$ 의 변화되는 현재 위치는 어떤 시각에서든 항상 0 레벨 값을 가지는 점들을 구하면 알 수 있다. 0 레벨 세트 값을 가지는 함수 ϕ 를 시간함수로 표현하면,

$$\phi(\mathbf{p}(t), t) = 0 \quad (2)$$

시간에 대한 변화 식을 구하기 위해 체인법칙을 적용하면,

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + \nabla \phi(\mathbf{p}(t), t) \mathbf{p}'(t) = 0 \quad (3)$$

곡선상의 각 점 \mathbf{p}_i 에서 곡선의 법선 벡터 방향으로 곡
률에 의한 속도 $f(k)$ 로 이동한다고 하면 즉,

$$f(k) = \mathbf{p}'(t) \cdot \mathbf{n} \quad (4)$$

로 둘 수 있다. 여기서 $\mathbf{n} = \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|}$ 이다.

식 (4)와 \mathbf{n} 값을 식 (3)에 대입하면 식 (5)가 된다.

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} + f(k) |\nabla\phi| = 0 \quad (5)$$

식 (5)가 레벨 세트 곡선 전개 방정식이다.

임의의 시각 $t=m$ 에서 추적할 경계에 해당하는 0 레
벨 곡선 \mathbf{v} 의 위치는 항상 $\phi = 0$ 인 식으로 나타낼 수
 있다. 즉,

$$\mathbf{v}(t=m) = (\mathbf{p} | \phi(\mathbf{p}, t=m) = 0) \quad (6)$$

k 는 ϕ 에 대한 곡률로서

$$k = \nabla \cdot \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} = \frac{\phi_{xx}\phi_y^2 - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy} + \phi_{yy}\phi_x^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{3/2}} \quad (7)$$

2.2 형태 추출을 위한 Malladi 모델

Malladi는 레벨 세트 이론을 이용한 식 (8)과 같은 형태
 추출 모델을 소개하였다[7]. 형태 추출을 위해 식 (5)의
 레벨 세트 방정식에 추가로 식 (9)와 같은 곡선의 전개를
 제어할 수 있는 종료함수 $s(x, y)$ 를 포함시켰다. 곡선의
 전개를 제어하기 위해 그라디언 값을 이용하였다. 식 (9)
로부터 알 수 있는 것은 영상의 그라디언 값이 크면 클
 수록 $s(x, y)$ 의 값은 0에 가까워진다. 그라디언 값의 변
 화가 거의 없는 영역에서는 $s(x, y)$ 값은 1에 가깝다.
 $s(x, y)$ 에 의해 추출 대상 영역의 에지 부분에서 곡선 전
 개가 종료 될 수 있도록 하였다.

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} + s(x, y)f(k) |\nabla\phi| = 0 \quad (8)$$

$$s(x, y) = \frac{1}{1 + |\nabla I(x, y)|^2} \quad (9)$$

곡선 전개 속도를 빠르게 하기 위해 식 (8)의 법선 방
 향 속도 성분 $f(k)$ 에 추가로 상수 속도항 c 를 사용할
 수도 있다.

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} + s(x, y)(c + k) |\nabla\phi| = 0 \quad (10)$$

c 는 곡선이 일정한 방향으로 팽창 또는 수축을 할 수
 있게 해주며, 안정된 전개를 위해 ± 1 로 하였으며 c 가
 -1일 경우엔 곡선이 수축하며 +1 경우엔 팽창하게 된다.
 ϕ 값을 반복적으로 계산해 나가다 전체적으로 ϕ 값의 변
 화가 거의 없을 경우 계산을 종료하고, 그리고 $\phi = 0$ 인
 점들을 찾으면 형태 추출이 완료된다.

하지만 Malladi가 사용한 종료 함수 s 는 에지 부분에서
 정확하게 0이 되지 않기 때문에 곡선이 경우에 따라서는
 에지 부분에서 아주 작은 속도지만 조금씩 벗어날 수 있
 다. 또한 에지 갭이 있는 부분에서는 곡선이 추출할 영
 역을 많이 이탈해버리기 때문에 추출에 실패할 확률이 높
 다. 그리고 Malladi 모델은 단방향으로만 곡선이 전개되
 는 단점이 있다.

본 논문에서는 이러한 부분을 개선한 새로운 속도항을
 다음 장에서 제안하고자 한다.

III. 양방향 곡선 전개 기하 활성 모델

3.1 양방향 곡선 전개 알고리즘

원영상 I 에 대하여 연산자 $A(\cdot)$ 가 적용되고 잡음
 N 이 첨가된 영상을 G 라 하면 식 (11)로 표현할 수 있
 다.

$$G = A(I) + N \quad (11)$$

원영상 I 는 일정한 상수 값 I_{in} 을 가지는 대상 물체들
 과 I_{out} 이라는 배경으로 구성되었다고 가정한다. 즉,

$$I(\mathbf{x}) = \begin{cases} I_{in} & \text{if } \mathbf{x} \in D \\ I_{out} & \text{if } \mathbf{x} \in D^c \end{cases} \quad (12)$$

여기서 D 는 물체영역을 의미한다.

이 같은 가정 하에서 영상으로부터 물체영역 D 의 경계
 를 추출하는 것은 다음과 같은 문제로 귀결될 수 있다
 [11].

$$\begin{cases} \min_{\phi} \int_{R^2} (A(I) - G) \\ I(\mathbf{x}) = \begin{cases} I_{in} & \text{on } \{ \mathbf{x}; \phi(\mathbf{x}) < 0 \} \\ I_{out} & \text{on } \{ \mathbf{x}; \phi(\mathbf{x}) > 0 \} \end{cases} \end{cases} \quad (13)$$

식 (13)을 만족하는 레벨 세트 방정식 ϕ 는 LMS(Least
 Mean Square) 알고리즘을 적용할 경우 다음과 같은 속
 도 α 로 곡선이 전개되어야 한다.

$$\alpha(\mathbf{x}, t) = -((AI_{in} - G)^2 - (AI_{out} - G)^2) \quad (14)$$

식 (14)의 속도 항들에 의해 곡선은 양방향으로 전개가 가능해진다.

식 (14)를 식 (5)의 레벨 세트 방정식에 대입한 곡선 전개 방정식이 식 (15)이다.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + \alpha |\nabla \phi| = 0 \quad (15)$$

3.2 제안 모델

본 논문에서는 식 (15)의 양방향 곡선 전개식에 fitting을 최적화하기 위하여 제약(constraints) f 항을 추가로 설정한 다음과 같은 모델식을 사용한다.

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + (\alpha + \lambda f) |\nabla \phi| = 0 \quad (16)$$

여기서 f 는 $\phi=0$ 인 점들의 영상 밝기 값의 평균값과 $\phi=0$ 인 점들의 값과의 차이로서, 즉

$$f = |mean(I_{\phi=0}) - I_{\phi=0}| \quad (17)$$

f 는 추출 오차를 최소화하기 위한 제약 조건으로 작용한다. λ 는 가중치이다.

3.3 제안 알고리즘 순서도(flow chart)

제안 알고리즘에 대한 전체적인 처리 과정을 그림 3에 나타내었다.

영상 I 의 추출 대상 영역 부근 임의의 위치에 초기곡선과 필요한 초기 값들을 설정한 후 양방향 곡선전개식에 따라 ϕ 값을 계산해 나가다 ϕ 값의 변화가 거의 없는 시점에 계산을 종료하고 $\phi=0$ 의 위치들을 구하면 된다.

IV. 실험 결과 및 고찰

심장의 운동을 추적하기 위한 실영상은 팽창과 수축 운동을 하는 고양이 심장의 한 단면을 일정한 시간간격으로 연속 촬영한 MRI영상을 이용하였다. 그림 4는 예지 갭이 있는 경우에 대해 기존 Malladi 방식과 제안 모델의 추출 결과를 나타낸 것이다. 그림 4(b)에서 보는 것처럼 예지 갭이 존재하는 부분에서 곡선 전개가 종료되지 않고 경계를 이탈해버려 추출에 실패하였다.

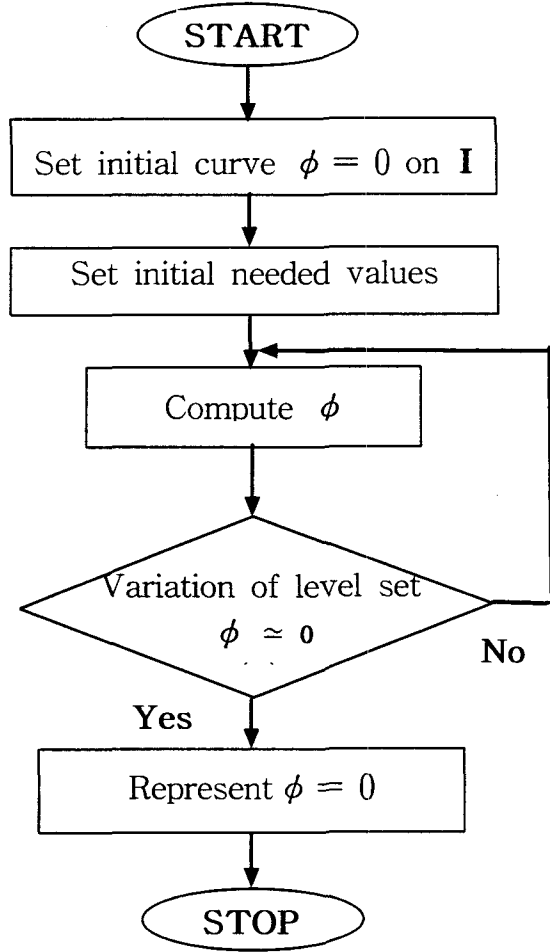


그림 3. 형태 추출과 추적 과정.

Fig. 3. Shape extraction and tracking procedure.

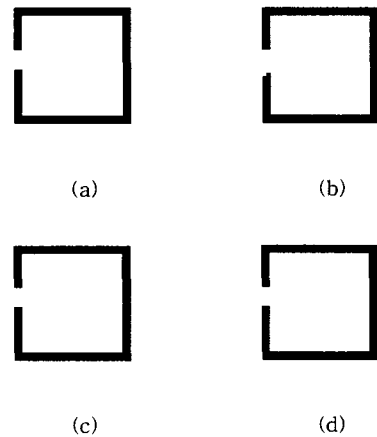


그림 4. 추출 결과: (a),(c)초기 곡선 (b)Malladi 방법 (c)제안 방법

Fig. 4. Exteaction results: (a),(c)Initial curve (b)Malladi method (d)Proposed method

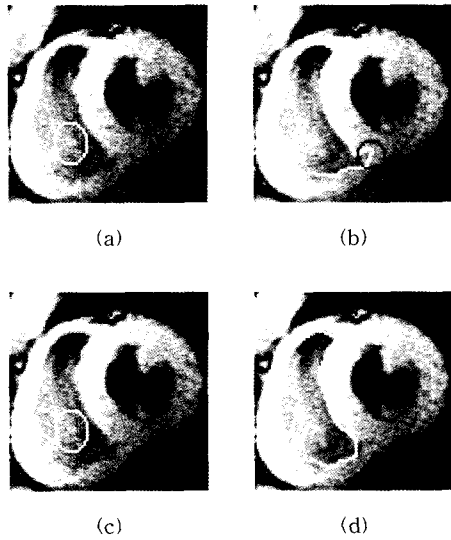


그림 5. 추출 결과: (a), (c)초기 곡선
(b)Malladi 방법 (d)제안 방법
Fig. 5. Extraction results: (a),(c)Initial curve
(b)Malladi method (d)Proposed method

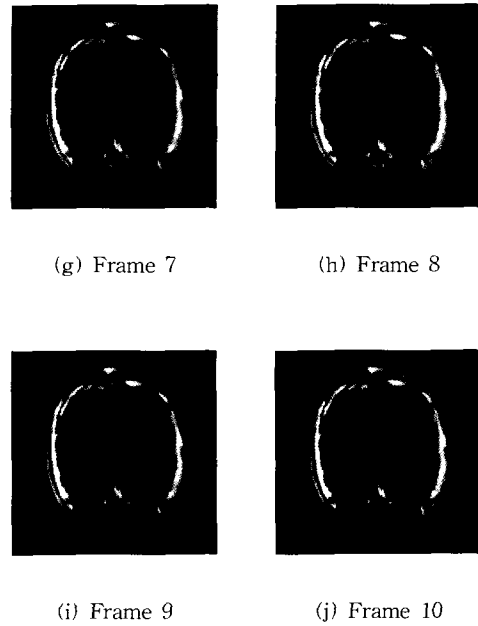


그림 6. 연속 프레임에 대한 심장 형태 추적.
Fig. 6. Shape tracking of inner boundary of the heart with continuous frames.

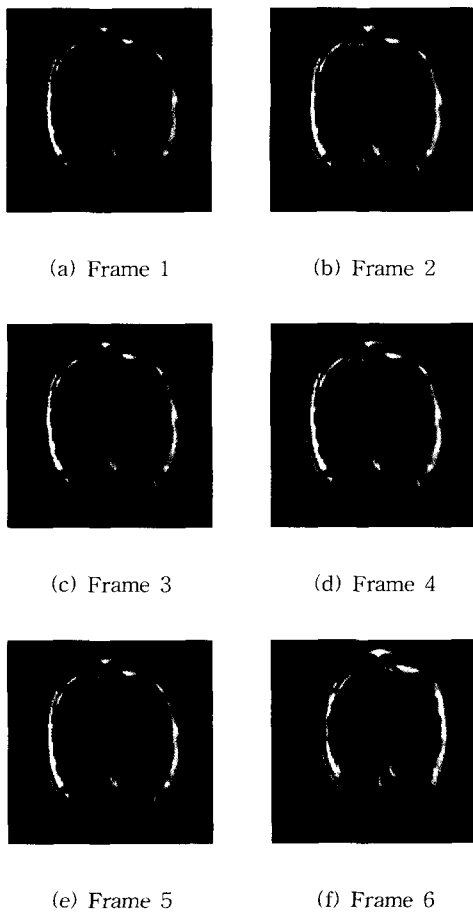


그림 5의 경우는 실제 심장 영상에서의 한 영역을 초기 곡선을 동일한 위치에서 출발하여 추출한 결과를 나타낸다. 그림 5(b)의 경우엔 주위 영역과 유사한 밝기값을 가지는 부분에서 불안정한 추출 결과를 보이고 있다. 영상 밝기값만 이용한 추출의 문제점이라고 할 수 있다. 제안 모델을 이용한 추출 결과가 그림 5(d)로서 안정된 추출이 이루어짐을 확인할 수 있었다.

본 논문의 최종 목적인 심장의 연속적 움직임을 추적한 결과가 그림 6이다. 10개의 연속 프레임 영상에 대해 심장 내벽을 추출하였다. 각각의 프레임의 초기 곡선은 이전 프레임의 추출이 완료된 그 위치에서 자동으로 설정되어 추출이 수행되기 때문에 추출 전과정의 자동화가 가능하다. 초기 곡선의 설정을 추출할 영역의 내부, 외부 또는 영역에 걸칠 경우에도 원하는 추출이 제대로 수행되는 이유는 제안 모델이 양방향 곡선 전개 알고리즘에 기반하기 때문이다. 실제 윤곽과 최종 추출 결과와의 fitting 오차를 최소로 하는 추가 제약 조건으로 최종 추출된 윤곽선들의 밝기 값의 변화가 최소가 되도록 함으로서 확실한 종료 조건으로서의 안정성은 물론 양호한 추출 결과도 얻을 수 있었다.

V. 결론

제안된 기하 활성 모델은 기존 활성 모델들이 많이 이용하는 영상 밝기 값의 그래디언트 정보에 의존하지 않기

때문에 에지 모호성이나 에지 갭 문제로부터 추출이 실패할 확률이 낮다. 그리고 레벨 세트 기반의 양방향 곡선 전개 알고리즘을 사용하기 때문에 초기 곡선의 위치 설정이 자유로워 특히 연속 영상으로부터 대상 물체를 추적하는 등의 작업을 자동화하기가 쉽다. 앞으로 추가 제약 조건의 내용을 영상의 사전 정보나 확률적 특징 등을 고려한다면 더욱 추출 성능을 높일 수 있을 것이라 사료된다.

접수일자 : 2002. 9. 30 수정완료 : 2002. 10. 20

참고문헌

[1] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, Snakes: "Active Contour Models", *International Journal of Computer Vision*, Vol. 1, pp. 321-331, 1987.

[2] L. D. Cohen, "On Active Contour Models and Balloons", *CVGIP:Image Understanding* Vol. 53, pp. 211-218, 1991.

[3] C. Davatzikos and J. L. Prince, "An Active Contour Model for Mapping the Cortex". *IEEE Trans. on Medical Imageing*, Vol. 14 No.1, pp. 65-83, March 1995.

[4] Poon, C. S., Braun, M., Fahrig, R., Ginige, A. and Dorrell, A., "Segmentation of Medical Images Using an Active Contour Model Incorporating Region-based Image Features", In *Visualization in Biomedical Computing 1994*, pp. 90-97, Rochester, MN, October 1994.

[5] S. Osher, J.A. Sethian, "Fronts Propagating with Curvature-dependent Speed: Algorithms Based on Hamilton-Jacobi Formulation", *Journal of Computational Physics*, Vol. 79, pp. 12-49, 1988.

[6] J.A. Sethian, and J.D. Strain, "Crystal Growth and Dendritic Solidification", *J. Comp. Phys.*, Vol. 98, pp. 231-253, 1992.

[7] R. Malladi, J.A. Sethian and B.C. Vemuri, "Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach", *IEEE Trans. on PAMI* Vol. 17, pp. 158-175, 1995.

[8] R. Malladi, J.A. Sethian, and B.C. Vemuri, "A Fast Level Set Based Algorithms for Topology-independent Shape Modeling", *J. Math Imaging and vision*, Vol. 6, No. 2, pp. 269-290, 1996.

[9] V. Caselles, R. Kimmel, G. Sapiro, "Geodesic Active Contours", *Int. J. computer vision*, Vol. 22, pp. 61-79, 1997.

[10] C. Xu, J. L. Prince, "Snakes, Shapes, and

Gradient Vector Flow", *IEEE. Trans. on Image processing*, Vol. 7, No. 3, pp. 359-369, Mar. 1998.

[11] O. Amadiou, E. Debreuve, M. Barlaud, G. Aubert, "Inward and Outward Curve Evolution Using Level Set Method", *Proc. IEEE ICP*, vol. 3, pp. 188-192, October 1999.

[12] 김성곤, 김 두영, "다중 해상도 레벨 세트 방정식을 이용한 기하 활성 모델", *한국 정보 처리 학회 논문지*, 제6권 10호, pp. 2809-2815, 1999.

[13] 김하형, 김 성곤, 김두영, "양방향 곡선 전개를 이용한 개선된 형태 추출", *한국 신호처리 시스템 학회 논문지*, 제1권 1-1호, pp. 23-31, 2000.



김 성 곤(Seong-Kon Kim)

正會員

1983년 경희대학교 전자과(공학사)

1985년 경희대학교 전자과(공학석사)

2000년 동아대학교 전자과(공학박사)

1992년-1999년지산대학전자계산과 조교수

2000년~현재 부산가톨릭대학교 컴퓨터

정보공학부 조교수

관심분야: 영상처리, 의료영상해석