

論文2000-37SC-5-6

심장 MRI 영상에서 혈류 윤곽선의 자동 추출

(An Automatic Extraction of Blood Flow Contour from Cardiac MRI)

李炯直*, 曹相鉉*, 崔興文*

(Hyung-Jik Lee, Sang-Hyun Cho, and Heung-Moon Choi)

요약

본 논문에서는 심장 MRI 영상에서 혈류 윤곽선을 자동으로 추출하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법에서는 기존 snake 보다 포획 범위가 넓은 GVF(gradient vector flow) snake를 사용하고, 심장 MRI의 에지 영상에서 GVF 계(field)가 영인 영역의 외곽을 따라 초기점들을 자동 발생시킴으로써, 전문가의 수작업 초기화에 의존하던 기존 방법과는 달리, 유두근으로 인한 요면을 갖는 혈류 윤곽선까지도 자동으로 추출할 수 있도록 하였다. 유두근 돌출로 인한 요면을 가지거나 잡영이 섞여있는 실제 심장 MRI들에 대해 실험하여 혈류 윤곽선을 효과적으로 자동 추출할 수 있음을 확인하였다.

Abstract

In this paper, an automatic extraction of the blood flow contour from cardiac MRI is proposed. By using the GVF snake which has wider capture range than the conventional snake, and by automatically generating the initial points along the outside of the contour of the zero GVF field in the edge image of the cardiac MRI, the blood flow contour can be automatically extracted, even when the contours have boundary concavities due to the papillary muscles, without any manual initialization of the experts. Experiments are conducted on the various real cardiac MRIs including noise and papillary muscles, and the proposed method is proved to be efficient in automatic extraction of the blood contours even if they have the boundary concavities.

I. 서론

Snake 알고리즘은 컴퓨터 비전이나 영상 처리 분야에서 얼굴, 손가락, 장기(organ) 등과 같이 사람마다 그 형태가 달라 특정한 고정 모델의 회전이나 이동, 크기 변환 등과 같은 유사 변환(affine transform)만으로는 윤곽선 추출이 어려운 분야에서 많이 활용되고 있다^[1]. 특히, 심장 MRI에서 심장의 정량적인 평가를 위해

혈류(blood flow) 단면적을 추출하여 변화량을 분석하는데 널리 이용되고 있다. 또한 최근에는 박동률과 심근의 두께 등을 측정하기 위해 snake를 이용하여 윤곽선을 검출하는 기기도 널리 사용되고 있다.^[3, 4, 6, 8, 9]

Collins 등^[3]은 에지 연산자와 적당한 문턱치를 이용하여 혈류 단면을 추출하였다. 이 방법은 적정 문턱치의 결정이 어렵고, 의료 영상 자체의 잡음으로 인한 에지 성분의 소실을 보정하기 위하여 혈류 단면에 대응하는 에지점들을 찾아 윤곽선을 연결해야 한다. Ranganath^[4]는 snake 알고리즘을 사용하여 단축(short-axis) 심장 MRI 영상에서 혈류 단면을 추출하는 방법을 제안하였다. 이는 혈류 윤곽선 근처에 snake를 초기화하기 위하여 Canny 에지 연산자를 이용해 추

* 正會員, 慶北大學校 電子電氣工學部
(The School of Electronics and Electrical Engineering,
Kyungpook National University)
接受日字:2000年4月25日, 수정완료일:2000年7月29日

출된 에지점들을 보간하여 snake의 초기점으로 사용하고, 이 초기점으로부터 수렴된 윤곽선을 그 다음 단면에서 초기점으로 사용하였다. 이 방법은 사용된 snake 알고리즘의 포획 범위(capture range)가 좁기 때문에 이 초기 점들이 다음 단면의 혈류 윤곽선 가까이에 있지 않으면 올바른 윤곽선을 추출해 낼 수 없을뿐 아니라 다음 단면에 유두근으로 인한 요면이 존재하면 올바른 윤곽선을 찾아낼 수 없다. Yuan 등^[5]은 심장 혈류 단면 추출을 위하여 심장 크기에 따라 원의 형태로 snake를 초기화하였는데, 이 방법에서도 혈류 단면에 유두근으로 인한 요면 특징이 있으면 정확한 혈류 단면을 추출할 수가 없다.

한편, Xu 등^[6]은 GVF 계를 사용하여 snake의 포획 범위를 넓힘으로써 초기화 문제를 완화시키고 요면으로의 수렴 특성도 개선하였다. 하지만 이 알고리즘에서도 GVF 계가 영(zero)인 영역의 내부에 초기점들이 설정되면, 이들은 추출하고자 하는 윤곽선으로의 수렴시간이 길거나 수렴하지 않을 수도 있다. 따라서, 이 알고리즘에서도 전문가가 영상을 보고 수작업으로 초기화를 해야 하는 단점이 있다. 심장의 단면 영상마다 이와 같이 수작업으로 초기화한다면 많은 시간과 번거로움이 따른다. 더구나 여러 장의 혈류 단면 영상으로부터 심장의 3차원 모델을 재구성하려 할 경우에는 이러한 시간과 번거로움이 더욱 커지게 된다. 따라서 GVF snake의 자동 초기화에 대한 연구가 필요하다.

본 논문에서는 윤곽선 가까이 수작업으로 초기화하던 기존 방법과는 달리 심장 MRI 영상으로부터 혈류 윤곽선을 자동 추출하는 방법을 제안하였다. 기존 snake 보다 포획 범위가 넓은 GVF snake를 사용하고, 심장 MRI 영상의 에지 영상에서 GVF 계가 영인 영역의 외곽을 따라 초기점들을 자동 발생시켰다. 이렇게 자동으로 발생시킨 초기점들을 이용함으로써 전문가의 수작업 초기화에 의존하던 기존 방법과는 달리, 유두근으로 인한 요면을 갖는 혈류 윤곽선까지도 자동으로 추출할 수 있도록 하였다. 유두근 돌출로 인한 요면을 가지거나 잡영이 섞여있는 실제 심장 MRI 영상들에 대해 실험비교 하였다.

II. 기존의 snake와 GVF snake 알고리즘

기존의 윤곽선 검출 방법에서는 영상에서 구한 에지

들을 연결하는 방법을 많이 사용하였다. 그러나 이런 방법들은 의료 영상에서와 같이 대상 물체의 윤곽선이 흐리거나 잡음 등이 있을 경우 보간 등의 후처리 과정이 필요하다. 이와는 달리 Kass 등^[1]이 제안한 snake 알고리즘에서는 에너지 함수를 정의하여, 이를 최소화 하는 과정을 통하여 물체의 윤곽선을 구한다.

Snake는 에너지 함수의 최소화를 통하여 영상의 공간적인 영역을 움직이는 곡선 $x(s)=[x(s), y(s)]$, $s \in [0, 1]$ 로 정의하며^[1], 이 때의 에너지 함수 E는

$$E = \int_0^1 [E_{int}(x(s)) + E_{ext}(x, y)] ds$$

$$E_{int}(x(s)) = \frac{1}{2} [\alpha(s)|x'(s)|^2 + \beta(s)|x''(s)|^2]$$

$$E_{ext}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \text{ or } -|\nabla[G_\sigma(x, y) * I(x, y)]|^2 \quad (1)$$

와 같이 snake 모델 자체에 의해서 결정되는 내부에너지 E_{int} 와 영상에서 정의되는 외부에너지 E_{ext} 로 표현된다. 여기서, $\alpha(s)$ 와 $\beta(s)$ 는 각각 snake의 탄력성(elasticity)과 견고성(stiffness)을 조절하는 상수이고, $I(x, y)$ 는 위치 (x, y) 에서 영상의 밝기 값을 나타내며, $G_\sigma(x, y)$ 는 표준편차가 σ 인 2차원 가우스 함수(Gaussian function)이고, ∇ 은 기울기 연산자이다. 이렇게 정의되는 snake의 외부 에너지 계의 기울기 방향은 영상에서 에지를 수직으로 가리키는 방향이고, 에지 근처에서만 큰 값을 가지며, 밝기 값의 변화가 거의 없는 동질 지역에서는 기울기 값이 영이 된다. 따라서 기존의 snake는 그 포획 범위가 매우 작고, 동질 지역에서는 외부 에너지 계가 존재하지 않게 된다. 즉 포획 범위가 가우스 함수의 분산 σ 에 비례하므로 포획범위 확장을 위해서는 분산 σ 의 값을 크게 해야 한다. 그러나, 이럴 경우, 원영상의 흐림(blurring) 효과가 커지게 되어 snake가 윤곽선에 정확하게 수렴하지 않게 된다. 이러한 snake의 단점을 개선하기 위해 Xu 등^[6]은

$$\epsilon = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy \quad (2)$$

로 정의되는 에너지 ϵ 를 최소화하는 벡터 계, 즉 GVF 계 $v(x, y)=[u(x, y), v(x, y)]$ 를 제안하였다. 여기서, f 는 에지 맵으로서 $f = -E_{ext}(x, y)$ 이며, μ 는 조정(regularization) 파라미터로서 포획 범위를 조절하는 역할을 한다. 이 GVF snake의 가장 큰 특징은 snake가 에지에 가까이 있을 때는 비회전성 계인 ∇f 에 의해

윤곽선으로 수렴하게 되고, 밝기 값의 변화가 거의 없는 동질 지역에 있을 경우도 비발산성 계인 $\nabla^2 \mathbf{v}$ 에 의해 윤곽선에 수렴하게 된다는 데 있다. 이와 같이 Xu 등이 제안한 GVF snake 알고리즘의 외부 에너지 계는 기존 snake 알고리즘에서 외부 에너지로 정의되는 에지 맵의 기울기 벡터 계로서 기존의 snake 알고리즘에 비해 넓은 포획범위를 가지며, 요면의 특징을 가지는 물체의 윤곽선에도 수렴할 수 있다.

III. GVF snake의 자동 초기화에 의한 심장 MRI 영상의 윤곽선 추출

본 논문에서는 심장 MRI 영상에서 혈류 윤곽선을 자동으로 추출하기 위해 먼저 Sobel 연산자를 이용하여 에지 영상 $R(x, y)$ 을 구하고, 이로부터 GVF 계 $v(x, y)$ 가 영인 영역을 구하였다. GVF 계 $v(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$ 는

$$\begin{aligned} \mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) &= 0 \\ \mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) &= 0 \end{aligned} \quad (3)$$

의 방정식을 만족하도록 구하였다. 여기서, ∇^2 은 라플라스(Laplacian) 연산자이다. 식 (3)의 해를 얻기 위해서 u, v 를 시간의 함수로 두면,

$$\begin{aligned} u_t(x, y, t) &= \mu \nabla^2 u(x, y, t) - [u(x, y, t) - f_x(x, y)] [f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2] \\ v_t(x, y, t) &= \mu \nabla^2 v(x, y, t) - [v(x, y, t) - f_y(x, y)] [f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2] \end{aligned} \quad (4)$$

가 된다. 반복적인 해를 구하기 위해 인자 i, j, n 을 x, y, t 에 대응시키고, 각 화소 사이의 수평 및 수직 거리를 x 와 y 로 두고, 각 반복에 대한 시간을 t 로 두면, 식 (4)의 편미분들은

$$\begin{aligned} u_t &= \frac{u_{i,j}^{n+1} - u_{i,j}^n}{\Delta t}, \quad v_t = \frac{v_{i,j}^{n+1} - v_{i,j}^n}{\Delta t} \\ \nabla^2 u &= \frac{u_{i+1,j} + u_{i,j+1} + u_{i-1,j} + u_{i,j-1} - 4u_{i,j}}{\Delta x \Delta y} \\ \nabla^2 v &= \frac{v_{i+1,j} + v_{i,j+1} + v_{i-1,j} + v_{i,j-1} - 4v_{i,j}}{\Delta x \Delta y} \end{aligned} \quad (5)$$

가 되며, 식 (5)에 의하여 식 (4)을 다시 쓰면,

$$\begin{aligned} u_{i,j}^{n+1} &= (1 - b_{i,j} \Delta t) u_{i,j}^n + \mu \frac{\Delta t (u_{i+1,j}^n + u_{i,j+1}^n + u_{i-1,j}^n + u_{i,j-1}^n - 4u_{i,j}^n)}{\Delta x \Delta y} + c_{i,j}^1 \Delta t \\ v_{i,j}^{n+1} &= (1 - b_{i,j} \Delta t) v_{i,j}^n + \mu \frac{\Delta t (v_{i+1,j}^n + v_{i,j+1}^n + v_{i-1,j}^n + v_{i,j-1}^n - 4v_{i,j}^n)}{\Delta x \Delta y} + c_{i,j}^2 \Delta t \\ b(x, y) &= f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2 \\ c^1(x, y) &= b(x, y) f_x(x, y), \quad c^2(x, y) = b(x, y) f_y(x, y) \end{aligned} \quad (6)$$

이 된다. 이렇게 구한 GVF 계

$$G(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{if } |v(x, y)| = 0 \\ 1, & \text{if } |v(x, y)| > 0 \end{cases} \quad (7)$$

임을 이용하여 영인 영역과 그렇지 않은 영역으로 이진화한다. 이로부터 GVF 계가 영인 영역의 윤곽선을 그림 1에서와 같이 8방향 코드를 이용하여 10 화소 간격으로 GVF snake의 초기점을 자동 발생시켰다.

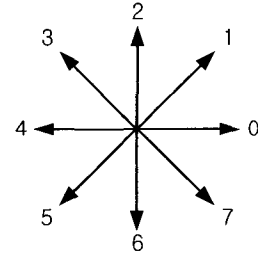


그림 1. 초기 윤곽선 추적을 위한 8방향 코드
Fig. 1. 8-directional code for initial contour tracing.

이 과정에서 GVF 계가 영인 부분이 대상 혈류 내부에서 뿐만 아니라 주위에 또 다른 혈류 단면이 있으면 거기에서도 생길 수 있는데, 본 알고리즘에서는 8방향 코드를 이용하여 얻어낸 여러 대상 초기 윤곽선 중에서 그 화소의 수가 가장 많은 것을 GVF snake의 초기 윤곽선으로 선택하였다. 그 이유는 본 연구에서 혈류 단면을 구하고자 하는 관심 영역은 주 혈류 내부의 동질 지역이며 이 영역에서 추출된 윤곽선이 가장 크기 때문이다. 이렇게 선택된 윤곽선 모델을 GVF snake의 초기 윤곽선 모델로 정하였다. 이제까지 기술한 내용을 정리하면 GVF snake의 자동 초기화 알고리즘은 그림 2와 같이 나타낼 수 있다.

즉, 에지 영상과 그 GVF 계를 구하여 이진화하고 8방향 코드로 GVF 계가 영인 윤곽선의 외곽에서 10화

Step 1: Edge detection
 $R(x, y) = \nabla X(x, y)$
 $R(x, y)$: edge image, $X(x, y)$: original image

Step 2: Find GVF field $\mathbf{v}(x, y)$ of $R(x, y)$
 $u_t(x, y, t) = \mu \nabla^2 u(x, y, t) - [u(x, y, t) - f_x(x, y)] [f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2]$
 $v_t(x, y, t) = \mu \nabla^2 v(x, y, t) - [v(x, y, t) - f_y(x, y)] [f_x(x, y)^2 + f_y(x, y)^2]$

Step 3: Binarization of GVF field $\mathbf{v}(x, y)$
 $G(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{if } |\mathbf{v}(x, y)| = 0 \\ 1, & \text{if } |\mathbf{v}(x, y)| > 0 \end{cases}$

Step 4: Contour tracing and generation
 Automatically generate initial points using 8-directional code along the contour of $G(x, y)$

Step 5: Initial points for the GVF snake
 Select initial points for the GVF snake per 10-pixel interval

그림 2. 제안한 GVF snake의 자동 초기화 알고리즘
 Fig. 2. The proposed automatic initialization algorithm for GVF snake.

소 간격으로 초기점을 구하였다.

IV. 실험결과 및 고찰

제안한 방법의 성능 평가를 위해 Siemens사의 Magnetom Vision Plus(1.5T)를 이용하여 유두근이 반도(peninsula) 모양의 요면 특징을 갖는 256×256 크기의 단축(short-axis) 심장 MRI 영상 7개와 요면이 없는 영상 14개에 대해 Pentium III 450MHz에서 실험하여 혈류 윤곽선을 추출하였다. 먼저 Sobel 연산자를 이용하여 에지 부분을 찾고, 이 영상의 GVF계가 영인 영역의 외곽을 따라 10화소 간격으로 초기점들을 자동 발생시켜 이를 GVF snake의 초기 윤곽선으로 설정하였다. 제안한 방법에서 파라미터 α, β, μ 는 각각 0.05, 0, 0.01로 하고 에지 맵 f 는 $f = -\nabla |G_\sigma(x, y) * I(x, y)|^2$ 를 사용하였으며, σ 는 1.5로 하였다.

그림 3은 요면 특징이 있는 임의의 윤곽선 모델에 대한 기존의 snake와 GVF snake의 포획 범위를 비교한 것이다. 기존의 snake는 그림 3(b)와 같이 포획 범위가 매우 좁아 추출하려는 혈류 윤곽선에 아주 가까이 초기화를 시켜야 한다. 반면, GVF snake는 기울기

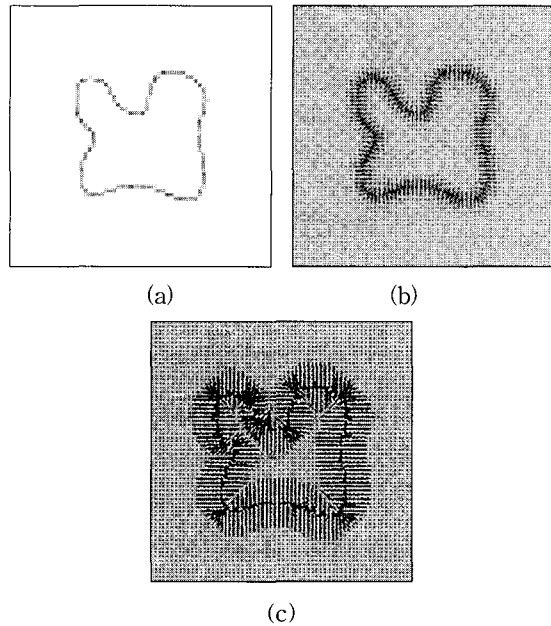


그림 3. 포획범위의 비교: (a) 요면 특징이 있는 물체; (b) 기존 snake의 포획범위, (c) GVF snake의 포획범위

Fig. 3. Comparison of the capture range: (a) Object with concavity, and the capture range of (b) the conventional snake, and (c) that of the GVF snake.

벡터를 사용하여 그림 3(c)와 같이 그 포획 범위를 넓혔기 때문에 윤곽선에 가깝게 초기화를 시키지 않아도 혈류 윤곽선을 추출할 수 있다.

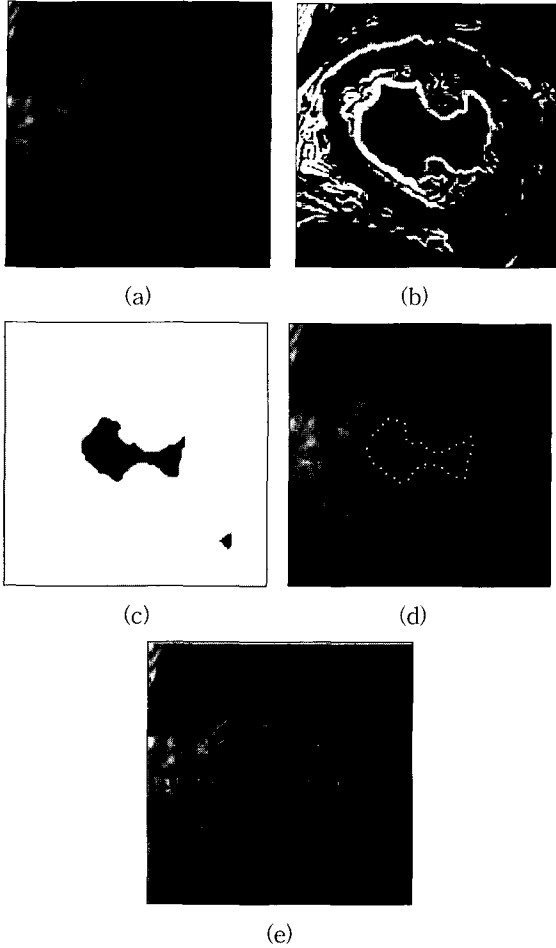


그림 4. 제안한 방법을 사용한 자동 윤곽 추출 (반복 회수: 600): (a) 원영상, (b) 에지 영상 (c) GVF 계가 영인 영역, (d) GVF snake 초기화, (e) 추출된 윤곽선

Fig. 4. Automatic contour extraction using the proposed method (iteration number: 600): (a) Original image, (b) its edge image, (c) zero GVF field, (d) initialization of the GVF snake, and (e) the extracted contour.

그림 4는 제안한 자동초기화 과정 및 그 윤곽선 추출 결과를 나타낸다. 그림 4(b)와 같이 Sobel 연산자를 이용하여 에지 영상을 구하고, 이 영상의 GVF 계가 영인 영역을 그림 4(c)와 같이 이진화 하였다. 이 영상에서 8방향 코드를 이용해 윤곽선을 구하고 10화소 간격으로 표본화하여 그림 4(d)와 같이 GVF snake의 초기 윤곽선으로 사용하였다. 제안한 방법을 이용하면 그림

4(e)에서 보는 바와 같이 요면 형태의 유두근이 있어도 혈류 단면을 정확하게 자동 추출할 수 있다. 그림 5는 잡영이 많은 심장 MRI 영상에서 제안한 방법으로 혈류 윤곽선을 자동 추출한 결과이다. 그림 5(b)와 같이 에지 영상을 구하고 이 영상의 GVF 계가 영인 영역을 그림 5(c)에서와 같이 구하였다. 관심 영역이 주혈류 내부이므로 전술한 바와 같이 최소의 수가 가장 많은 것을 택하고, 이를 GVF snake의 초기 윤곽선으로 사용하였다. 그 결과 잡영이 많은 MRI 영상에서도 그림 5(e)에서 보는 바와 같이 효과적으로 혈류 윤곽선을 추출함을 알 수 있다.

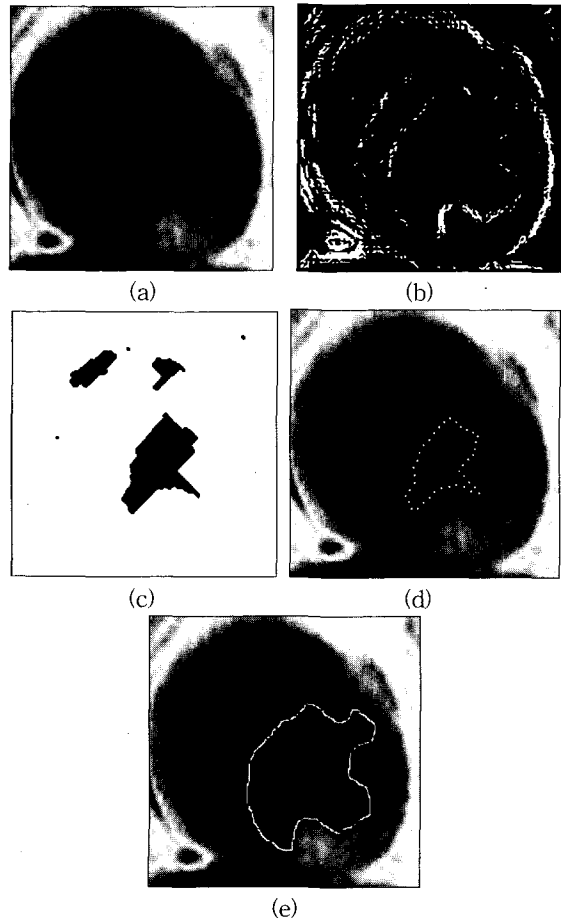


그림 5. 잡영이 있는 심장 MRI 영상에서의 자동 윤곽선 추출 (반복회수: 600): (a) 원영상, (b) 에지 영상, (c) GVF 계가 영인 영역, (d) GVF snake의 초기화, (e) 추출된 윤곽선

Fig. 5. Automatic contour extraction from the noisy cardiac MRI (iteration number: 600): (a) Original image, (b) its edge image, (c) zero GVF field, (d) initialization of the GVF snake, and (e) the extracted contour.

표 1은 실험에 사용했던 21장의 단축 심장 MRI 영상들 전체에 대해 기존 snake와 GVF snake 각각의 외부 에너지 계, 초기화 시간, 전체 수행 시간들의 평균을 비교한 것이다. 외부 에너지 계의 계산에 있어서 GVF snake는 160번의 반복을 거치기 때문에 상당한 시간이 소요됨을 알 수 있다. 하지만 기존 snake의 경우는 영상마다 수작업으로 초기화를 해야 하기 때문에 이에 걸리는 시간이 수 초(seconds)에서 요면이 많이 존재할 경우에는 수십 초까지 걸림을 감안하면 0.7초만에 자동 추출하는 본 GVF snake가 훨씬 효율적임을 알 수 있다.

표 1. 전체 처리 시간 비교
Table 1. Comparison of the overall processing time. [unit : ms]

Processing time Method	External force field	Initialization	Deformation	Total
Conventional	34.8	Manual operation	146	180.8 + manual operation
Proposed	409.6	155.28	146	710.88

V. 결 론

기존 snake 알고리즘에서는 snake의 포획 범위가 매우 좁기 때문에 전문가가 추출하고자 하는 물체의 윤곽선 근처에 아주 가깝게 snake를 초기화하지 않으면 요면에 수렴하지 않는다. 본 논문에서는 GVF snake 알고리즘을 사용하여 심장 MRI 영상의 혈류 윤곽선을 자동 추출하는 방법을 제안하였다. 기존 snake 보다 그 포획 범위가 넓은 GVF snake를 사용하여 유두근의 돌출로 인한 요면 특성을 가지는 혈류 윤곽선에의 수렴도 가능하게 하였다. 또한, 혈류 내부의 동질 영역에서 GVF 계가 영이 되는 부분의 외곽을 따라 초기점들을 자동 발생시킴으로써 1초 이내에 혈류 윤곽선을 자동으로 추출할 수 있도록 하였다. 제안한 방법을 촬영이 많거나 심내벽에 반도 형태의 유두근이 존재하는 실제 심장 MRI에 적용하여 실험한 결과 효과적으로 혈류 윤곽선을 자동 추출함을 확인하였다.

참 고 문 헌

- [1] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active Contour Models," *Int. J. Comp. Vision*, vol. 1, pp. 321-331, Mar. 1987.
- [2] D. Terzopoulos and K. Fleischer, "Deformable Models," *The Visual Computer*, vol. 4, no. 6, pp. 306-331, 1988.
- [3] S. Collins, D. Skorton, E. Geiser, J. Nichol, D. Conneta, N. Pandian, and R. Kerber. "Computer Assisted Edge Detection in 2D Echocardiography: Comparison with Anatomic Data," *Am. J. Cardiology*, vol. 53, pp. 1380-1387, May 1984.
- [4] S. Ranganath, "Contour Extraction from Cardiac MRI Studies Using Snakes," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 14, no. 2, pp. 328-338, June 1995.
- [5] C. Yuan, E. Lin, J. Millard, and J. Hwang, "Closed Contour Edge Detection of Blood Vessel Lumen and Outer Wall Boundaries in Black-Blood MR Images," *Magnetic Reson. Imag.*, vol. 17, no. 2, pp. 257-266, Feb. 1999.
- [6] C. Xu and J. L. Prince, "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow," *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 7, no. 3, pp. 359-369, Mar. 1998.
- [7] A. K. Jain, *Fundamentals of Digital Image Processing*, Prentice Hall, New York, pp. 387-389, 1989.
- [8] 원철호, 김명남, 조진호, "초음파 영상의 통계적 특성에 근거한 심내벽 윤곽선 검출," *의공학회지*, 제 17권, 제 3호, pp. 365-371, 1996
- [9] 김명남, 조진호, "가중 모델 Hough 변환을 이용한 2D 심초음파도에서의 좌심실 윤곽선 자동 검출," *의공학회지*, 제 15권, 제 3호, pp. 325-331, 1994

 저 자 소 개

李 炯 直(正會員)

1972년 1월생. 1998년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업
(공학사). 2000년 2월 경북대학교 전자공학과 석사과정
졸업(공학석사). 2000년~2000년 7월 현재 경북대학교
박사과정. 주관심 분야는 병렬처리, 영상처리 및 신경회
로망 등임

曹 相 鉉(正會員) 第 36卷 S編 第 12號 參照

현재 경북대학교 박사과정

崔 興 文(正會員) 第 33卷 B編 第 11號 參照

현재 경북대학교 전자전기공학부 교수