

비등방성 확산 필터링에 의한 영상 슬라이스들의 볼륨 렌더링 표현에 관한 연구

*신문걸, 김태형, 김두영

*동아대학교 전기전자컴퓨터공학부

Research of Volume Rendering Representation by Anisotropic Diffusion Filtering

*Mun-Geol Shin, Tae-Hyoung Kim, Doo-Young Kim

*School of Electrical, Electronics and Computer Eng., Dong-A Univ.

요약

본 논문에서는 전처리 과정에서 잡음의 효과적 처리를 위해 기존의 필터 방식들이 가지는 단점인 경계 부분의 블러링 현상을 줄이고 정확한 에지 위치를 보존할 수 있는 비등방성 확산 필터를 사용하여 CT나 MRI 2차원 영상 슬라이스들을 만들어내고 이 슬라이스들을 3차원 데이터 셋으로 구성하여 3차원 공간의 볼륨 데이터로 시각적인 영상정보를 얻는데 있다.

I. 서론

움직임 변화가 많은 물체의 2D 또는 3D 영상으로부터 대상 물체의 경계선이나 윤곽선 추출을 위해 Sethian과 Osher가 제안한 레벨 세트 알고리즘을 이용한 Malladi 모델과 개선된 레벨 세트 기하 활성 모델을 기반으로, 기존의 곡선 전개가 팽창이나 수축 중 하나의 과정만을 수행하는 단점을 개선한 내·외부 방향으로 팽창과 수축이 동시에 가능한 새로운 기하학적 모델을 이용한 형태 추출과 영상 잡음 처리시 발생하는 에지 성분들의 blurring 현상을 방지하고 정확한 에지 부분을 유지하기 위하여 비등방성 확산(anisotropic diffusion) 방식을 이용해서 잡음을 제거하여 데이터를 얻고 복셀(voxel)을 기반으로 한 데이터를 렌더링하여 3차원 공간의 볼륨 데이터로부터 시각적인 영상정보를 얻고자 한다.

II. 레벨 세트 곡선 전개 방정식

N-1 차원의 임의 레벨의 곡면 γ 가 시간에 따라 법선 벡터 방향으로 곡률에 의한 속도 F 로 움직일 때 이 동하는 곡면들의 전체 집합 $\gamma(t)$ 에 대해 N차원 공간 상에서 Eulerian 수식 표현으로 나타낸 것이 레벨 세트 방정식이다[4].

본 논문에서는 속도 성분 $s(\mathbf{x}, t)$ 에 대하여 일반화된 식 (1)을 제안한다.

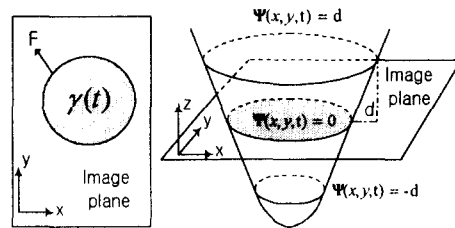


Fig. 1 Level set signed Distance Function.

$$\Psi_t + (s(\mathbf{x}, t) + \Delta t \cdot \mathbf{k}) |\nabla \Psi| = 0 \quad (1)$$

여기에서,

$$s(\mathbf{x}, t) = -((C I_{in} - g)^2 - (C I_{out} - g)^2) / (2g) \quad (2)$$

, on ∂D_t

이며 제안한 속도 성분 $s(\mathbf{x}, t)$ 에 의하여 식 (2)의 전개 속도 항은 양수 또는 음수가 될 수 있다. 그러므로 곡선의 전개 과정에서 활성적 폐곡선의 팽창과 수축이 동시에 가능하게 된다. Δt 값은 안정된 곡선 전개를 위하여 사용된 상수값이다.

C 는 컨벌루션 연산자를 의미하며, 본 논문에서는 가우시안 연산자를 사용하였다.

\mathbf{k} 는 Ψ 에 대한 곡률로서[4],

$$k = \nabla \cdot \frac{\nabla \Psi}{|\nabla \Psi|} \quad (3)$$

$$= - \frac{\Psi_{xx} \Psi_y^2 - 2 \Psi_x \Psi_y \Psi_{xy} + \Psi_{yy} \Psi_x^2}{(\Psi_x^2 + \Psi_y^2)^{3/2}}$$

이다.
최종적인 이산식은 다음과 같다.

$$\Psi_{i+1}^{n+1} = \Psi_i^n + (s(x, t) + \Delta t \cdot k) \cdot \{ \max(\Psi_{i,j}^n - \Psi_{i-1,j}^n, 0)^2 + \min(\Psi_{i+1,j}^n - \Psi_{i,j}^n, 0)^2 + \max(\Psi_{i,j}^n - \Psi_{i,j-1}^n, 0)^2 + \min(\Psi_{i,j+1}^n - \Psi_{i,j}^n, 0)^2 \}^{1/2} \quad (4)$$

전체 영상 크기 $N \times N$ 에서 Ψ 값을 구하기보다는 그림 2 에서처럼 레벨 세트 $\Psi = 0$ 를 기준으로 거리가 δ 이내인 지역만 선택하여 Ψ 값을 구하면 계산량을 많이 줄일 수 있다는 것이 narrow band 개념이다.

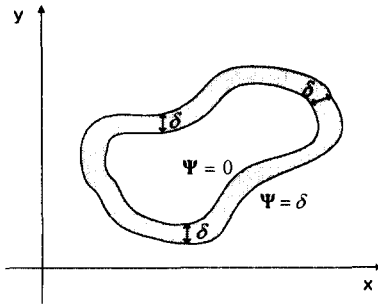


그림 2 Fig. 2 A narrow-band of width δ around the 0 level set

$\Psi = 0$ 인 곡선이 움직여 가다가 한 점이 narrow band의 경계에 도달되면 현재 위치의 $\Psi = 0$ 를 기준으로 전체 레벨 세트 Ψ 값을 거리 함수로 새로 설정하고 또 다른 곡선 전개를 위해 narrow band를 재 설정해 준다.

III. 비등방성 확산 필터링

영상에서 잡음은 영상 밝기의 급격한 변화로 생각할 수 있다. 가우시안 필터링 방식은 잡음 처리에는 좋으나 원 영상의 중요한 에지 성분을 훼손시키는 물론 에지 부분의 공간적 이동까지 초래할 수 있기 때문에 본 논문에서는 전처리 작업시 정확한 에지 보존과 에지 강조면에서 성능이 우수한 비등방성 확산 기법을 이용한 필터링 방식을 사용하였다. 비등방성 확산법은 영상의 밝기 변화가 크게 일어나는 에지 부분에서는 확산을 아주 적게 하거나 전혀 하지 않음으로서 에지 부분을 보존하고 밝기 변화가 아주 적은 영역의 내부에서는 확산을 많이 함으로서 잡음처리는 물론 에지 부분의 흐림

현상도 방지하며 동시에 에지가 아닌 부분들에 대해서는 아주 부드럽게 영상을 처리할 수 있는 방식이다. 영상에 대한 비등방성 확산 방정식은 식 (5)와 같다.

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \text{div}(c(x, y, t) \nabla I) \quad (5)$$

$$= c(x, y, t) \Delta I + \nabla c \cdot \nabla I$$

식 (5)에서 $I(x, y, t)$ 는 공간상의 각 점에서 영상의 밝기 값을 나타내며, 확산 함수 c 를 식 (6)과 같이 영상 밝기 값의 그라디언 크기에 따라 값을 달리하는 함수로 사용한다.

$$c(x, y, t) = g(\|\nabla G * I(x, y, t)\|) \quad (6)$$

$G * I$ 는 원 영상 I 를 가우시안 필터링한 것을 의미하며, 함수 $g(\cdot)$ 는 식 (5)와 같이 양수 값을 가지는 단조 감소형의 지수 함수나 식 (6)과 같은 함수를 이용하였다.

$$g(\|\nabla I\|) = \exp^{-\left(\frac{\|\nabla I\|}{K}\right)^2} \quad (7)$$

$$g(\|\nabla I\|) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\|\nabla I\|}{K}\right)^2} \quad (8)$$

K 는 그라디언 크기의 어느 값을 중심으로 확산을 많이 또는 적게 하는가를 결정하는 기준 상수 값이다. 그림 3의 (a)는 그라디언 크기에 따라 확산의 크기가 달라지는 확산 함수 그림을 나타낸다. 그러므로 전체적인 확산량을 의미하는 flow function $\phi = c \|\nabla I\|$ 는 그림 3의 (b)처럼 그라디언 크기가 K 인 지점에서 가장 많고, K 를 중심으로 이전까지는 단조 증가 형태이고, 이후로는 단조 감소 형태의 특성을 나타낸다. 이러한 특성 때문에 그라디언 크기가 K 보다 작은 부분들에 대해서는 전향적(forwards)으로 확산량을 증가시켜 가면서 평활화 처리를 하게 되고, 반대로 K 보다 큰 부분들에 대해서는 확산량이 후향적(backwards)으로 감소 특성을 보이는데 이러한 후향적 감소 특성으로 인해 에지 강조를 기대할 수 있다.

그라디언 크기에 대한 ϕ 의 변화율 ϕ' 는 다음과 같은 특성을 나타낸다.

- $\phi' > 0$: 전향적 확산량 증가 특성
- $\phi' < 0$: 후향적 확산량 감소 특성

K 는 제거할 잡음의 표준편차나 영상 처리 목적에 따

라서 적절하게 설정되어야 한다.

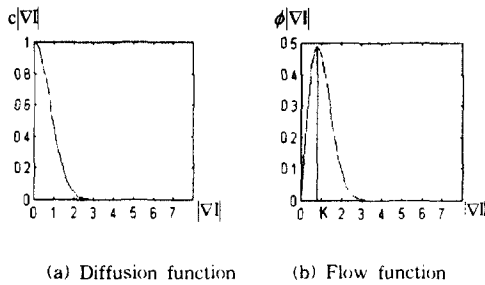


그림 3 (a) The qualitative shape of the nonlinearity $g(\cdot)$ (b) A choice of the function $\phi(\cdot)$ that leads to edge enhancement.

IV. Volume Rendering

볼륨 렌더링(volume rendering)이란 연속적인 2D 슬라이스인 복셀(voxel)을 기본으로 3D dataset 들을 Z축으로 쌓아서 렌더링(rendering)하는 것이다. 즉 3D 공간의 볼륨 데이터로부터 다양한 응용에 필요한 시각적인 영상정보를 추출하는 작업이다. 이 복셀은 의학에 쓰이는 영상 등을 통해서 수집된다. 다른 종류의 데이터 사이의 가장 중요한 차이점은 볼륨(volume) 요소의 모양이다. 의학 영상화에 있어서 복셀(voxel)은 정육면체보다는 직육면체일 것이다. 의학 영상화는 볼륨 렌더링(volume rendering)에 있어서 가장 많이 쓰이는 응용분야 중에 하나이다. 의학 영상화에 있어서 3차원 자료는 평행하게 촬영된 CT 자료들로 구성된다. 이러한 시스템은 특정한 방식에 따라 모여진 자료들을 재구성한다. 가장 일반적인 방식은 CT 평면내부에서 각 지점에 대한 x-ray 흡수도를 고려하는 것이다. 기본적인 의학 시스템은 의사들로 하여금 각 평면에 대한 정보를 볼 수 있게 해준다. 시각화(visualization)를 통해 CT 촬영된 평면들은 볼륨(volume) 정보로 볼 수 있으며 그에 따라 렌더링(rendering) 될 수 있다.

볼륨 렌더링은 그림 4와 같은 pipeline의 순차적 처리에 의해서 얻어질 수 있다.

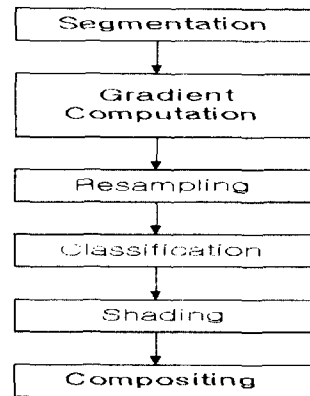


그림 4 Volume rendering operation

3차원 그래픽 프리미티브의 변환관계는 식 (9)와 같이 4×4 변환 매트릭스로 표현할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} a & e & i & m \\ b & f & j & n \\ c & g & k & o \\ d & h & l & p \end{bmatrix}$$

sampling된 좌표의 위치를 결정하기 위해서는 식 (9)와 같은 변환 매트릭스를 사용하여 ray가 지나가는 위치를 결정한다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & e & i & m \\ b & f & j & n \\ c & g & k & o \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

그림 5는 각각의 ray가 주변의 sampling된 포인트를 지나는 그림이다. 여기서 ray와 교차하는 점이 일치하지 않고 오차가 생김을 보여주고 있다.

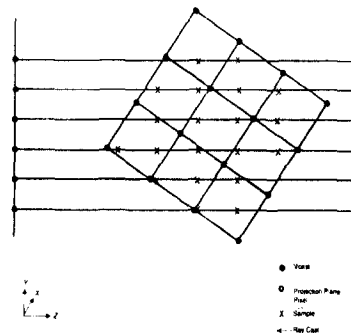


그림 5. Transformed "image" space and mapping onto a volume

이러한 부분의 값을 resampling 하여 ray의 일직선상에

놓이게 하면 렌더링 할 때 보다 정확한 값의 픽셀을 구할 수 있다.

그림 6은 Ray-Casting 계산과정을 보여준다. 한 지점에서 떠난 광선(ray)은 바라보고 있는 scene의 다른 지점을 향하여 뻗어 나가게 되고, 이 ray가 물체와 만나는 지점의 값을 계산하고 그 값은 ray에 의해서 pixel로 계산되어진다. 첫 번째 pixel에 대한 이러한 계산을 마치게 되면 ray-casting algorithm은 다음 pixel을 향해 동일한 작업을 반복하게 된다. 이러한 동일한 과정을 거쳐 image 전체를 계산하게 되어지고 그림 6은 한 개의 ray가 각각의 pixel을 어떻게 통과하는지의 모습을 보여 주고 있다

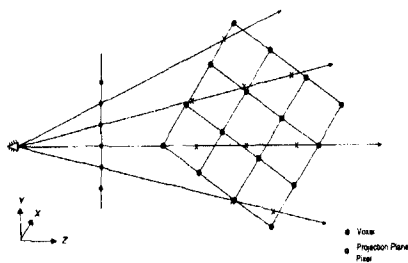


그림 6. The perspective ray casting

V. 실험결과

비등방 확산 필터링을 거친 109개의 슬라이스들 중 4개의 슬라이스와 렌더링 결과 영상을 보였다.

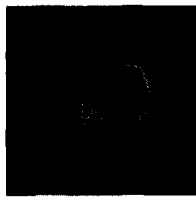


그림 7. 슬라이스 20

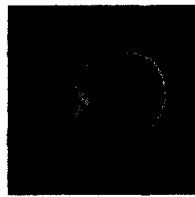


그림 8. 슬라이스 40



그림 9. 슬라이스 70



그림 10. 슬라이스 90



그림 11. 볼륨 렌더링 결과 영상

VI. 결론

본 논문에서는 앞으로 나아가고자 하는 방향의 첫 단계로 각 슬라이스들에서 효과적으로 에지를 찾고 잡음을 제거한 각 슬라이스 영상들을 볼륨 렌더링을 통해 데이터 셋으로 구성하고 3차원 영상으로 구현하여 보았다. 차후 연구과제는 볼륨 렌더링시 걸리는 시간적인 문제를 단축시키는 방법과 신체의 각 부위에 대한 칼라 렌더링 방법에 대하여 연구할 계획이다.

[참고문헌]

- [1] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes : Active Contour Models", International Journal of Computer Vision, vol. 1, no. 2, pp. 321-331, 1987.
- [2] L. D. Cohen, "On Active Contour Models and Balloons", CVGIP : Image Understanding, vol. 53, no. 2, pp. 211-218, March 1991.
- [3] C. Xu, J. L. Prince, "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow", IEEE. Trans. on Image Processing, vol. 7, no. 3, pp. 359-369, March 1998.
- [4] R.A Drebin L. Carpenter, and P.Hanrahan. "Volume Rendering. Computer Graphics", 22(4):65-74, August 1988.
- [5] C. Barillot. Surface and Volume Rendering Techniques to Display 3D Data. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 12(1):111-119, March 1993
- [6] M.J. Bentum. Interactive Visualization of Volume Data. Ph.D. thesis, University of Twente, December 1995