

레벨 세트 모델을 이용한 형태 추출과 3차원 영상의 표면 정합 볼륨 렌더링에 관한 연구

A Study on Shape Extraction Using Level-Set Model and Surface Registration Volume Rendering of 3-D Images

김 태 형, 주 동 현, 염 동 훈, 김 두 영

Tae-Hyoung Kim, Dong-Hyun Ju, Dong-Hun Yum, Doo-Young Kim

동아대학교 전기전자컴퓨터공학부

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

요 약

본 논문에서는 전처리 과정에서 원영상에 있는 잡음을 제거하기 위해 비등방성 필터를 적용하여 물체의 경계와 모양을 추출하기 위해 Osher와 Sethian이 제안한 레벨셋에 기초한 새로운 기하활성 모델을 제시한다. 처리과정에서 처리시간을 최소화하기 위하여 전체 영상에서가 아닌 경계 근처 이웃 픽셀에서만 계산을 수행하는 협대역 방법을 사용한다. 각 슬라이스들은 비등방 필터링을 통해 잡음을 제거하고 형태 추출된 결과영상을 3차원 데이터셋으로 구성하여 볼륨 렌더링을 통해 2차원 평면에 잡음이 제거된 깨끗한 영상결과물을 얻을 수 있었다.

Abstract

In this paper, we present a new geometric active contour model based on level set methods introduced by Osher and Sethian for detection of object boundaries or shape and we adopt anisotropic diffusion filtering method for removing noise from original image. In order to minimize the processing time, we use the narrow band method which allows us to perform calculations in the neighborhood of the contour and not in the whole image. Using anisotropic diffusion filtering for each slice, we have the result with reduced noise and extracted exact shape. Volume rendering operates on three-dimensional data, processes it, and transforms it into a simple two-dimensional image.

key words : filtering, anisotropic, level set, volume rendering

I. 서론

최근 볼륨 렌더링은 과학, 공학 또는 의학 분야에서 방대한 3차원 데이터를 분석하기 위한 중요한 기술로 대두되고 있다. 그러나 방대한 3차원 데이터를 이용할 시에 메모리 문제, 처리 시간, 화질문제를 고려해야 한다. 본 논문에서는 그 중 화질문제를 고려하여 영상의 잡음을 제거하기 위해 많이 사용되는 가우시안 필터링 방식의 단점인 에지 훼손 문제에 대해 개선된 레벨 세트 기하 활성 모델[1]을 기반으로 내·외부 방향으로 팽창과 수축이 동시에 가능한 새로운 기하학적 모델을 이용한 형태 추출과 영상 잡음 처리시 발생하는 에지 성분들의 블러링(blurring) 현상을 방지하고 정확한 에지 부분을 유지하기 위하여 비등방성 확산(anisotropic diffusion) 방식을 이용해서 잡음을 제거하여 필요한 부분의 데이

터를 얻고 복셀(voxel)을 기반으로 한 데이터를 렌더링하여 3차원 공간의 볼륨 데이터로부터 시각적인 영상정보를 얻고자 한다.

II. 비등방성 확산 필터링

기존의 가우시안 필터링 방식은 주변 화소와 평활화 처리를 하기 때문에 잡음 처리에는 좋으나 원 영상의 중요한 에지 성분을 훼손시키는 물론 에지 부분의 공간적 이동까지 초래할 수 있다. 따라서 본 논문의 전처리 작업시 정확한 에지 보존과 에지 강조면에서 성능이 우수한 비등방성 확산 기법을 이용한 필터링 방식을 사용하였다. 영상에 대한 비등방성 확산 방정식은 식 (1)과 같다.[2]

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \text{div}(c(x, y, t) \nabla I) = c(x, y, t) \Delta I + \nabla c \cdot \nabla I \quad (1)$$

식 (1)에서 $I(x, y, t)$ 는 공간상의 각 점에서 영상의 밝기값을 나타내며, 확산함수 c 를 식 (2)와 같이 영상 밝기값의 그라디언 크기에 따라 값을 달리하는 함수로 사용한다.[3]

$$c(x, y, t) = g(\|\nabla G * I(x, y, t)\|) \quad (2)$$

$G * I$ 는 원 영상 I 를 가우시안 필터링한 것을 의미하며, 함수 $g(\cdot)$ 는 양수 값을 가지는 단조 감소형의 지수 함수를 이용하였다.

식 (1)에 대한 이산식을 구하기 위해 한 화소에 이웃하는 네 화소에 대하여 식 (3)와 같은 유한 미분법을 적용한다.[4]

$$I_{i,j}^{(t+1)} = I_{i,j}^t + \lambda [c_N \cdot \nabla_N I + c_S \cdot \nabla_S I + c_E \cdot \nabla_E I + c_W \cdot \nabla_W I] \quad (3)$$

여기서 $I_{i,j}^t$ 는 확산이 진행중인 가운데 임의의 시점에서의 현재의 변화된 영상 밝기 값을 나타내며, λ 는 영상을 반복하여 확산시켜 나갈 때 확산 정도를 제어하는 가중치로서 $0 \leq \lambda \leq 1/4$ 의 값을 가진다. ∇ 기호는 가장 가까운 이웃 화소와의 차를 의미한다. c 는 확산함수이며 N, S, E, W 방향을 나타낸다.

$$\nabla_N I_{i,j} = I_{i-1,j} - I_{i,j}, \nabla_S I_{i,j} = I_{i+1,j} - I_{i,j} \quad (4)$$

$$\nabla_E I_{i,j} = I_{i,j+1} - I_{i,j}, \nabla_W I_{i,j} = I_{i,j-1} - I_{i,j}$$

III. 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 이동하는 곡면들의 전체 집합 $\gamma(t)$ 에 대해 N 차원 공간상에 나타낸 것이 레벨 세트 방정식이다.[5] 0 레벨의 2차원 폐곡선 $\gamma(t=0)$ 의 시간에 따른 모양을 나타내기 위해 3차원 함수를 Ψ 로 두면(즉, $\Psi = 0$), 어떤 임의의 시간 t 에서 곡선의 현재 진행된 모습은 $\Psi = 0$ 가 되는 부분을 구하면 알 수 있다. 레벨 세트 0에 대한 Ψ 함수를 시간함수로 표현하면,

$$\Psi(\mathbf{x}, t) = 0 \quad (5)$$

가 된다. 여기서, 다음과 같은 가정을 둔다.

$$I(\mathbf{x}) = \begin{cases} I_{in} & \text{if } \mathbf{x} \in D \\ I_{out} & \text{if } \mathbf{x} \notin D \end{cases} \quad (6)$$

여기서 D 는 검출되어진 물체의 영역을 나타내며, I_{in} 과 I_{out} 은 각각 그 물체 영역의 내부와 외부를 뜻한다.

폐곡선 $\gamma(p, t)$ 에 대하여 경계 D 를 표현하면,

$$\partial D_t = \{\gamma(p, t) | \Psi(\gamma(p, t), t) = 0\} \quad (7)$$

와 같이 표현이 되며, 여기서 p 는 곡선에 대한 매개변수이다. 식 (7)을 임의의 시간 t 에 대하여 표현을 하면

$$\Psi_t + F |\nabla \Psi| = 0 \quad (8)$$

이 된다. $F = \frac{\partial D}{\partial t}$ 인 곡선의 속도 성분이다.

만약, 법선 벡터 $\mathbf{n} = \frac{\nabla \Psi(\mathbf{x}, t)}{|\nabla \Psi|}$ 방향으로의 속도 성분을 F 로 두면,

$$F(\mathbf{x}, t) = \mathbf{s}(\mathbf{x}, t) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}, t) \quad (9)$$

이 되므로 다음과 같은 레벨 세트 곡선 전개 방정식을 구할 수 있게 된다.[6]

$$\Psi_t + \mathbf{s}(\mathbf{x}, t) |\nabla \Psi| = 0 \quad (10)$$

본 논문에서는 속도 성분 $\mathbf{s}(\mathbf{x}, t)$ 에 대하여 일반화된 식 (11)을 제안한다.

$$\Psi_t + (\mathbf{s}(\mathbf{x}, t) + \Delta t \cdot \mathbf{K}) |\nabla \Psi| = 0 \quad (11)$$

여기에서,

$$\mathbf{s}(\mathbf{x}, t) = -((C I_{in} - g)^2 - (C I_{out} - g)^2), \text{ on } \partial D_t \quad (12)$$

이다.

식 (11)에서 $|\nabla \Psi_{i,j}|$ 를 구하기 위해 다음과 같은 근사식을 사용하였다.

$$|\nabla \Psi_{i,j}| = \{ \max(D_x^- \Psi_{i,j}, 0)^2 + \min(D_x^+ \Psi_{i,j}, 0)^2 + \max(D_y^- \Psi_{i,j}, 0)^2 + \min(D_y^+ \Psi_{i,j}, 0)^2 \}^{1/2} \quad (13)$$

D_x^- 와 D_x^+ 그리고 D_y^- 와 D_y^+ 는 각각 x 방향과 y 방향으로의 전향, 후향 미분치를 의미한다.

그러므로 최종적인 이산식은 다음과 같다.

$$\Psi_{i+1}^{n+1} = \Psi_i^n + (\mathbf{s}(\mathbf{x}, t) + \Delta t \cdot \mathbf{K}) \cdot \{ \max(\Psi_{i,j}^n - \Psi_{i-1,j}^n, 0)^2 + \min(\Psi_{i+1,j}^n - \Psi_{i,j}^n, 0)^2 + \max(\Psi_{i,j}^n - \Psi_{i-1,j}^n, 0)^2 + \min(\Psi_{i,j+1}^n - \Psi_{i,j}^n, 0)^2 \}^{1/2} \quad (14)$$

IV. 볼륨 렌더링

볼륨 렌더링(volume rendering)이란 시각적인 효과를 높이기 위해 레이저 레인지 스캐너(Laser Range Scanner), MRI, CT 등의 입력장치를 통하여 얻어진 3차원 data를 2차원 화면에 표시해주는 것으로 일반적인 대상의 표면만을 표시하는 표면렌더링(surface rendering)과

는 달리 물체의 내부를 볼 수 있다는 점이 차이가 있다. 연속적인 2D 영상을 그림 1과 같이 Z축으로 쌓아서 3차원 형태로 만들고 렌더링하는 것이다. 여기서 복셀(Voxel)이란 볼륨 픽셀(Volume Pixel)을 합친 단어로 2차원 이미지 상에서의 기본단위인 픽셀과 비슷하게 3차원 이미지 상에서의 기본단위이다. 볼륨 렌더링에서는 이 Voxel의 X, Y, Z축의 좌표정보 외에 RGB 컬러 값 정보와 불투명도(opacity)정보도 가지고 있어 3차원 공간의 볼륨 데이터로부터 다양한 응용에 필요한 시각적인 영상 정보를 추출할 수 있고 물체의 내부를 볼 수 있기 때문에 의료, 지형, 기계분야 등에 많이 사용되고 있다.[7]

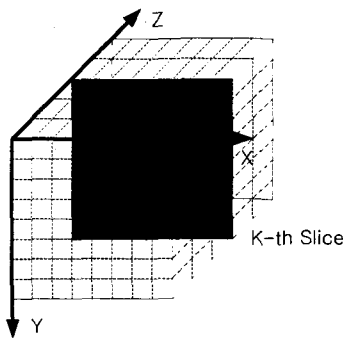


Fig 1. 3D Voxel Image

이 복셀은 의학에 쓰이는 영상 등을 통해서 수집된다. 다른 종류의 데이터 사이의 가장 중요한 차이점은 볼륨(volume) 요소의 모양이다. 의학 영상화에 있어서 복셀(voxel)로 구성된 3차원 영상은 정육면체보다는 직육면체가 많다. 의학 영상화는 볼륨 렌더링에 있어서 가장 많이 쓰이는 응용분야 중에 하나이다. 의학 영상화에 있어서 3차원 자료는 평행하게 촬영된 CT 자료들로 구성된다. 이러한 시스템은 특정한 방식에 따라 모여진 자료들로 재구성되며, 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 해주고 있으며, CT 촬영된 평면들을 볼륨 정보로 시각화(visualization)하여 좀더 자세히 부분정보를 볼 수 있도록 하기 위하여 렌더링이 필요하다.

그림 2는 볼륨 렌더링이 이루어지는 전체적인 과정을 나타내고 있다.

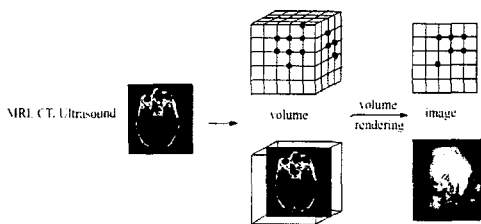


Fig 2. 볼륨 렌더링 과정

일반적으로 데이터를 3D 입력장치로부터 읽어들이어서 분할(Segmentation)을 통해 데이터를 분리하고 한 묶음으로 묶기를 원하는 데이터끼리 수치 범위를 두어 판단, 분리해두고 라벨을 매겨준다. 그리고 재표본화(Resampling)을 통해 들어온 데이터가 정확한 위치에 위치할 수 있도록 적당히 보정을 해주고 셰이딩(Shading)을 통해 광원에 의한 물체의 칼라값을 계산한다. 분류(Classification)는 가시화의 목적에 따라 데이터 그룹에 불투명도 값을 주어 관심사가 되는 부분에 더욱 명확한 가시화가 되게 한다. 합성(Compositing) 과정을 통해 픽셀값을 계산하여 3차원 데이터를 2차원 평면에 나타낼 수 있도록 계산한다[8]. 이 볼륨 렌더링의 진행과정 파이프라인을 그림 3에 나타내었다.

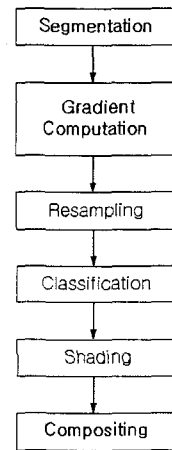


Fig 3. 볼륨 렌더링 파이프라인

1. 분할

실제적인 렌더링을 하기 전의 전처리 단계로써 결과 가시화를 위하여 입력받은 데이터를 부분으로 조각내는 것이다. 여기서 사용된 데이터는 셰이딩이나 분류 과정에서 사용된다.

2. 기울기(Gradient)

데이터 세트에서 변화되는 데이터의 에지 부분과 다른 슬라이스간의 경계치를 찾아서 기울기를 측정하는 과정으로써 일반적인 기울기는 데이터셋에서 요구하는 \vec{N} 값을 아래 식에 의해서 구할 수 있다. D_x, D_y, D_z 는 3차원 기울기 벡터이다.

$$\begin{aligned} N_x &= \nabla_x D = D_{x+1} - D_x \\ N_y &= \nabla_y D = D_{y+1} - D_y \\ N_z &= \nabla_z D = D_{z+1} - D_z \end{aligned} \quad (15)$$

3. 재표본화

그림 4는 3차원 공간에서의 데이터들이 2차원 컴퓨터 픽셀로 좌표변환 시킬 때 데이터에 각각의 레이(ray)가

주변의 샘플링된 포인터를 지나는 그림이다. 여기서 레이와 교차하는 점이 2차원 픽셀 공간에 일치하지 않아 오차가 생기는 부분을 보간법(interpolation)을 통해 채워준다. 샘플링된 데이터는 복셀의 위치에 정확하게 할당되지 않기 때문에 보간법으로 정확한 위치를 만들고 옮겨주는 작업을 하게 된다[9]. 보간법은 실제 복셀과 복셀간의 새로운 샘플값을 얻기 위한 것으로 복셀 공간에 새로운 위치와 값을 갖게 된다.

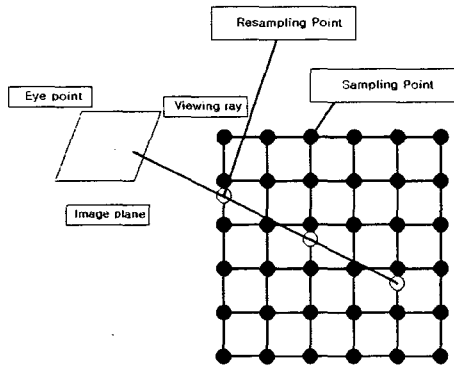


Fig 4. Ray Casting

4. 분류

분류는 주된 포인터를 가시화하기 위하여 전달 함수(transfer function)로 불투명도(opacity)를 조절하는 과정으로 입력한 전달 함수 값에 대하여 적당한 불투명도를 할당하는 것이다. 이 값은 사용하고자 하는 부분이나 가시화의 특징에 따라 조정될 수 있다. 보고자 하는 부분에 대하여 높은 불투명도값을 전달 함수에 적용하여 보다 더 명확하게 가시화시킬 수 있다.

그림 5는 임계치(threshold)를 각각 64, 128, 220 상태에서, 불투명도값을 1.0, 2.0으로 하였을 경우 결과 영상이다.

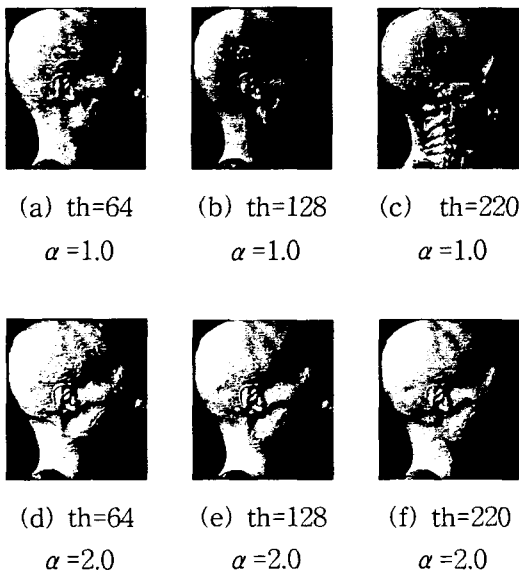


Fig 5. Threshold, opacity에 따른 영상특징

5. 웨이딩

웨이딩은 관측자 시점에서 봤을 때 분할과정에서 얻어진 데이터를 광원에 따른 빛을 계산하는 것으로 관측평면(view image plane)에 나타나는 실제의 픽셀 값을 계산하는 과정이다. 일반적으로 볼륨 렌더링에서는 폰그 웨이딩(Phong shading) 모델을 이용한다[10]. 폰그 모델은 물체표면의 밝기를 분산(Diffuse reflection), 배경광원(Ambient light), 직접적인 반사(Specular reflection)의 세 가지의 항목을 계산하는 것으로서 단순하면서도 효과가 좋다.

6. 합성

마지막으로 view plane에 뿌려지는 픽셀 값을 계산하는 과정으로 레이를 쏘아 되돌아오는 과정에 보간과정을 거쳐 최종적으로 픽셀 값이 계산되는데 계산방향에 따라 Front-to-Back 방법과 Back-to-Front이 있다.

V. 실험결과

잡음이 섞여 있는 슬라이스들을 이용하여 렌더링을 하는 경우에는 잡음이 효율적으로 제거되지 않아 전체 영상이 지저분하게 보일 수 있다. 잡음을 제거하는 방법은 데이터 셋을 만들기 전 각 슬라이스에서 제거하는 방법과 볼륨 렌더링 파이프라인 처리 과정 중 잡음제거과정을 삽입하여 처리하는 방법 중에 처리시간을 고려하여 각 슬라이스마다 잡음을 제거한 영상을 사용한다. 본 논문에서는 전처리 과정에서 제안하는 비등방성 확산 필터링을 이용하여 데이터 셋을 구성하여 볼륨 렌더링으로 최종 영상을 구현해 낸다. 데이터 셋을 구성하는 방법도 슬라이스에서 잡음을 제거하고 원하는 부분만을 선택하여 구성하는 방법과 잡음만 제거한 뒤 슬라이스에서 특정 부분 윤곽추출 없이 바로 합쳐서 사용하는 방법 둘 다를 실험해 보았다. 그림 6, 7은 데이터 셋을 만들기 전에 잡음을 제거하지 않고 볼륨 렌더링한 경우와 잡음제거 후 볼륨렌더링한 경우의 예이다.

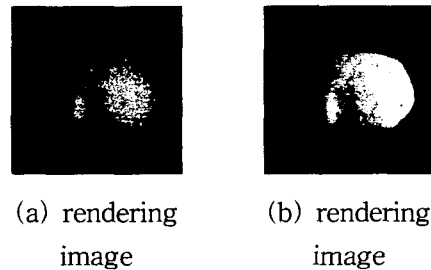


Fig 6. 노이즈 유무에 따른 머리영상 렌더링 결과

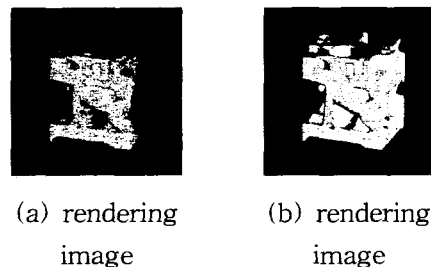


Fig 7. 노이즈 유무에 따른 엔진영상 렌더링 결과

실험은 의료분야에서 많이 사용되고 있는 CT영상 슬라이스를 이용하여 기존의 2차원 형태가 아닌 3차원으로 구현하여 가시화효율을 높였다. 실험에서는 109 슬라이스의 머리(brain) 영상과 전신 전면을 촬영한 272 슬라이스에서 두개골 부분의 상태를 알아보기 위하여 220장의 슬라이스에서 얼굴부분을 256 × 256 크기로 잘라내어 얼굴부분에 대한 볼륨 렌더링과 안쪽의 두개골(born)부분을 양방향 형태추출 기법을 이용하여 추출하고 그 결과를 볼륨 렌더링하여 두개골의 상태를 나타내었다. 잡음(noise)이 있는 각 영상 슬라이스를 렌더링할 경우 그림 6, 7에서 보듯이 결과영상에서 잡음으로 인해 형태를 제대로 알아 보기가 힘이 든다. 그러나 잡음을 제거하고 에지 부분을 정확히 추출한 후 렌더링한 영상은 형태인식이 정확하게 이루어졌다.

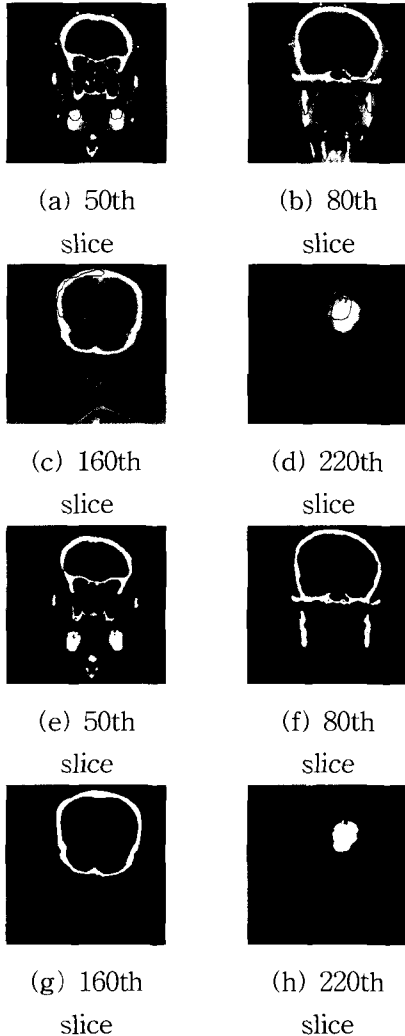


Fig 8. 두개골 부분 추출 전(a,b,c,d)과 후(e,f,g,h)

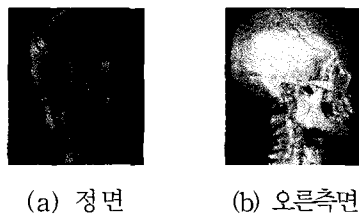


Fig 9. 두개골 부분 윤곽 추출된 영상의볼륨 렌더링 결과

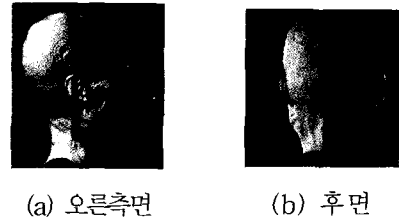


Fig 10. 전체정보를 이용한 영상의 볼륨 렌더링 결과

그림 8은 잡음을 제거한 영상에서 두개골 부분의곽을 데이터셋으로 구성하기 위해 50, 80, 160, 220 번째 슬라이스에서 추출하기 전과 후 영상이다. 그림 9는 그림 8에서 추출되어진 두개골 영상들을 데이터셋으로 구성해 정면, 오른쪽면에서 본 영상이고, 그림 10은 각 슬라이스에서의 영상정보 전체를 다 이용해 데이터 셋으로 구성하여 볼륨 렌더링한 결과이다. 그림 5에서도 알 수 있듯이 볼륨 렌더링은 영상정보 전체를 사용하였을 경우와 특정 부위를 추출해서 사용하였을 경우 전달함수의 값에 의해 내부와 외부를 함께 표현할 수 있다.

VII. 결론

본 논문에서는 움직임 변화가 많은 2차원 또는 3차원 영상으로부터 대상물체의 경계선이나 형태를 추출하기 위하여 양방향 곡선 전개 모델을 제안하였다. 그리고 잡음처리를 위한 필터링 방법으로 비등방성 확산 기법을 이용하여 영상 슬라이스들을 전처리하였고 이들 영상을 3차원으로 구성하여 분할, 보간 등의 과정을 거쳐 영상의 내·외부 정보를 불투명도 조건에 따라 영상형태를 다양하게 볼 수 있었다. 결과를 요약하면

- 1) 각 슬라이스마다 잡음 처리를 위하여 비등방성 확산 필터링 처리를 함으로 잡음 제거와 에지 부분의 위치 이동이나 흐림 현상을 방지하였다.
- 2) 기존 윤곽추출 방법은 모양이 일정한 경우는 수축이나 팽창으로 형태추출이 가능하였으나 사용하는 슬라이스의 양이 많고 각 슬라이스마다 모양이 다른 경우는 형태추출이 불가능한 경우가 많으므로 인하여 양방향 곡선전개에 의한 형태추출이 뛰어난을 알수 있었다.
- 3) 특히 볼륨 렌더링을 위해 사용되는 슬라이스는 특정 부위의 렌더링을 위해 사용되는 슬라이스의 수가 최소한 10 슬라이스 이상이 필요하므로 잡음 제거와 정확한 윤곽추출이 매우 중요함을 확인하였다.
- 4) 일반적으로 고가의 장비에서 처리되는 볼륨 렌더링 기법을 특정부분에 대하여 형태를 추출하여 처리함으로써 PC에서 구현하는 것이 가능하였다.
- 5) 특정 부위에 대한 가시화 효과도 더욱 선명하게 할 수 있었다.

위와 같은 특징의 제안모델은 신체 특정부위에 대한 단면이 아닌 전체의 모습을 볼 수 있는 시각화를 통하여 의료영상 분야에서 유용하게 활용될 것으로 기대할 수 있다.

향후에는 일반 PC에서도 사람의 전신을 렌더링하기 위한 많은 양의 계산에 따른 시간적인 문제와 볼륨데이터의 크기로 인한 메모리문제, 그리고 칼라처리를 위한 개선된 알고리즘 연구가 필요하다고 생각된다.

접수일자 : 2002. 10. 1 수정완료 : 2002. 10. 15

이 논문은 2001년도 정보통신(IT)사업 연구비에 의해 연구되었음

참고문헌

- [1] 김성곤, 김 두영, "다중 해상도 레벨 세트 방식을 이용한 기하 활성 모델", 한국 정보 처리 학회 논문지, 제6권 10호, pp.2809-2815, 1999.
- [2] P. Perona and J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion", IEEE PAMI, Vol. 12, No. 7, pp. 629-639, July 1990
- [3] L. Alvarez, "Image Selective Smoothing and Edge Detection by Nonlinear Diffusion II", SIAM Journal of Numerical Analysis, Vol. 29, No. 3, pp. 845-866, June 1992.
- [4] R. Jain, R. Kasturi, and B.G. Schunck, "Machine Vision", McGRAW-HILL, Inc., 1995.
- [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] 김하형, 김성곤, 김두영, "양방향 곡선 전개를 이용한 형태추출". 한국 신호처리·시스템 학회, 2000, 하계 종합 학술대회 논문지, pp.225-228, 2000
- [7] C. Barillot, Surface and Volume Rendering Techniques to Display 3D Data. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 12(1):111-119, March 1993
- [8] M. J. Bentum, Interactive Visualization of Volume Data. Ph.D. thesis, University of Twente, December 1995.
- [9] R. A. Drebin L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume Rendering. Computer Graphics", 22(4):65-74, August 1988.
- [10] E. Angel, "Interactive Computer Graphics with OpenGL," 2nd ed., Addison-Wesley, 1996



김태형(Taehyoung Kim)

準會員

1995년 동아대학교 전자공학과 공학사

1997년 동아대학교 전자공학과 공학석사

1999년 3월 ~ 현재 동아대학교 전자공학과 박사수로
관심분야 : 컴퓨터 비전, 컴퓨터 그래픽,



염동훈(Donghun Yum)

準會員

2000년 동아대학교 전자공학과 공학사

2002년 동아대학교 전자공학과 공학석사

2002년 3월 ~ 현재 동아대학교 전자공학과 박사과정

관심분야 : Image Segmentation, Recognition



주동현(Donghyun Ju)

準會員

2000년 동아대학교 전자공학과 공학사

2002년 동아대학교 전자공학과 공학석사

2002년 3월 ~ 현재 동아대학교 전자공학과 박사과정
관심분야 : 컴퓨터 비전, 패턴인식, Biometrics



김두영(Dooyoung Kim)

正會員

1972년 부산대학교 전자공학과 공학사

1975년 부산대학교 전자공학과 공학석사

1983년 경북대학교 전자공학과 박사수로

1977년 ~ 현재 동아대학교 전자공학과 교수

1998년 ~ 1999년 대한전자공학회 부산경남지부장
2000년 8월 ~ 현재 한국신호처리·시스템 학회장
관심분야 : 디지털 신호처리, 영상처리 및 컴퓨터 비전
신경망 등