

물체의 3차원적 도시를 위한 입체묘사기법의 성능향상 및 그 응용

이민섭 · 천강욱 · 나종범

= Abstract =

Volume Rendering Technique for 3-D Visualization and Its Performance Improvements

M.S. Lee, K.W. Chun and J.B. Ra

Semi-transparent volume rendering technique can provide 3-D visualization well by voxel level processing and alleviate segmentation artifacts compared with the surface rendering technique. In this paper, we consider several new schemes which can improve the performance of volume rendering. A directional interpolation method is proposed to reduce the artifact due to the anisotropic resolution in X-ray CT data. The computation time for rendering is shortened by using the depth information of the 3-D object. And also, we reduce the quantization artifacts in the rendering by introducing the opacity-dependent sampling interval to sampling in ray-tracing.

1. 서 문

X-ray CT(Computed Tomography)(1), SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) (2), PET(Positron Emission Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging)(3) 등을 통하여 인체의 진단에 필요한 내부 단면 정보를 얻을 수 있

으나 이와같은 단면 데이터는 축선자에 의해서만 해석이 가능하며 3차원적인 구조 분석에 있어서 2차원의 구조 정보만 제공하는 미흡한 점을 갖고 있다. 연속적인 단면 데이터가 쌓인 상태에서 3차원 구조 정보를 얻기 위해 단순히 가상적으로 형태를 추측하는 경우에 있어서는 세밀하고 복잡한 부분의 해석이 불가능할 경우가 많으며 또한 잘못된 판단을 가져올 수 있다. 특히 의학분야에서 조직의 연결성이라든가 상대적인 위치 및 상태를 파악하려 할때 불충분한 정보를 제공함으로써 의학적인 판단에 있어서 오류의 발생 여지가 있게 된다.

〈접수 : 1991년 6월 26일〉

* 한국과학기술원, 전기 및 전자공학과

* Department of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science & Technology

따라서 이와같은 문제점을 극복하고 여러 사람들이 쉽게 이해할 수 있도록 많은 3차원 도시 방법들이 개발 제시되고 있는데 도시 방법에 따른 특징에 따라 크게 surface based rendering방법, binary voxel rendering방법, semitransparent volume rendering방법의 3가지로 나뉜다. Surface based rendering방법이나 binary voxel rendering방법등은 3차원 물체를 단순한 표현요소들을 이용하여 재구성시킴으로써 계산시간과 데이터의 구성을 간단하게 하였으나 표현요소의 추출 과정에 있어서 분류기준으로 간단한 2원적인 분류(threshold)를 사용함으로써 복잡한 부분이나 불분명한 값을 지닌 부분에서 가상적인 표면(spurious surface)이나 구멍이 생성되는 단점을 갖고 있다. 이와같은 단점들은 의학적인 분야와 같이 정확한 해석을 필요로 하는 분야에서는 응용의 제한을 가져 올 수 있다. 이에 반해 semi-transparent volume rendering방법은 각 voxel의 intensity 값에 따라 불투명도를 계산하여 물체 표면을 표현해 주므로 2원적인 분류방법으로부터 발생하는 단점을 제거시켜주며 더욱 원래의 형체에 충실한 영상을 만들어 주므로 3차원 구조 정보를 얻는데 있어 가장 바람직한 방법으로 생각된다.

그러나 semi-transparent volume rendering방법은 좋은 화질을 제공하는 반면 처리해야 할 데이터가 많으므로 컴퓨터의 큰 주기억 용량이 필요하고 많은 계산 시간을 요구한다는 단점을 갖고 있다. 그리고 또한 3차원 데이터가 anisotropic resolution을 가질 때 gradient값의 비연속성으로 인한 심한 artifact가 발생한다. 따라서 본 논문에서는 이러한 semi-transparent volume rendering 방법이 갖고 있는 단점을 보완하기 위하여 물체 표면의 깊이 정보를 이용한 계산시간 단축 방법과, directional interpolation을 이용한 anisotropic resolution artifact의 해결방법및 3차원 data의 quantization으로부터 발생한 artifact를 제거하기 위한 불투명도 값에 의한 선택적 표본 방법을 제시하였다.

2. Semi-transparent volume rendering방법

Semi-transparent volume rendering의 구현을 위해서는 먼저 단층촬영기로 부터 얻은 영상의 형태

를 computer상에서 처리할 수 있는 형태로 변환시켜 주어야 한다. 즉, 단층촬영기로부터 얻은 영상은 촬영 대상의 움직임이라든가 아니면 물리적인 특성의 제한점에 의하여 각 단면 데이터에서의 물체의 위치가 변화하거나 또는 전체적으로 비균일한 해상도를 지니게 된다. 따라서 이와같은 문제점을 해결하기 위하여 움직인 물체의 위치를 바로 잡아서 외형의 정형성을 유지시키며 비균일한 해상도는 전체적인 외형을 변화시키지 않으면서 최종적인 결과에 나쁜 영향을 미치지 않도록 보간을 해 주어야 한다. 또 rendering하고자 하는 부분의 낮은 contrast로 인하여 주위의 물체들과 분류하기 힘들 경우에는 이 부분에 대하여 contrast를 증가시켜야만 한다.

이와같이 전처리 과정을 통하여 정형화된 데이터를 구성시킨후 특정 부위를 분류하기 위하여 3차원 데이터의 각 voxel에 대하여 이 voxel의 불투명도를 계산하게 된다. 불투명도가 낮은 부분은 투명한 물질로 처리되어 투영된 3차원 영상에서 제거되며 불투명도가 높을수록 가시성이 뚜렷해짐으로써 투영된 3차원 영상에서 불투명도의 크기만큼 비중을 갖고 도시된다.

분류단계를 거친후 물체의 굴곡을 표현하기 위하여 빛에 의한 명암을 계산하게 되는데 이때 굴곡의 형태를 가늠하기 위하여 각 voxel에서 intensity의 변화율($|\nabla I(v_i)|$)과 noise에 의한 잘못된 계산을 제거하기 위한 주위의 상관 관계를 고려하여야 한다. 또한 형태의 연결성을 유지시키기 위하여 전처리 과정에서의 보간이 선행되어야 한다.

이와같이 분류단계와 명암처리가 끝난후 마지막으로 관측점으로부터 물체를 향해 주사선을 따라 resampling을 함으로써 투영된 영상을 얻게 된다.

2.1 명암 계산

명암은 관측점과 voxel사이의 거리, 반사특성, 그리고 표면의 법선 벡터, 광원의 크기와 방향등의 함수로서 주어진다. 즉 명암의 밝기는 관측점과 voxel 사이의 거리에 반비례하고 표면의 법선 벡터와 광원의 단위 방향 벡터의 내적에 비례한다. 또한 물체가 갖는 고유한 색은 서로 다른 파장의 빛들이 각기 다른 반사율을 지니고 있기 때문이므

로 색채를 표현하기 위해선 빛의 3원색인 빨강(R), 파랑(B), 녹색(G)의 반사율을 각각 고려한후 명암을 계산하여야 한다. 다음 식은 본 논문에서 사용된 명암 계산식[4]을 나타낸 것이다.

$$B(v_i) = B_a k_a + \frac{B1}{d+K} (k_d \cos\theta + \cos^n\alpha) \quad (1)$$

$B(v_i)$: 3-D위치 v_i 에서의 voxel의 밝기,

B_a : Ambient Light의 밝기,

$B1$: 입사 광원의 밝기,

k_a : Ambient Light 상수($0 \leq k_a \leq 1$),

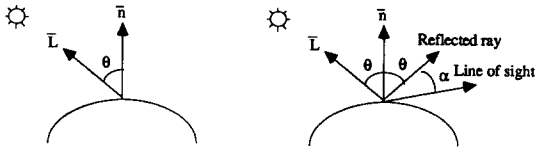
d : 관측자로 부터 v_i 까지의 최단 거리,

K : 거리 상수($0 < K$),

k_d : 산란광 상수($0 \leq k_d \leq 1$),

θ : 난반사 각도(참조: 그림 1),

α : 정반사 각도(참조: 그림 2).



\vec{n} : Surface normal vector

\vec{L} : Light source direction vector

그림 1.

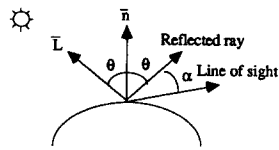


그림 2.

그림 1 빛의 난반사

Fig. 1 Diffuse reflection of light

그림 2 빛의 정반사

Fig. 2 Specular reflection of light

2.2 불투명도 계산

분류 단계에서는 특정 부분을 분류하기 위한 기준으로써 3차원 데이터의 불투명도 $\alpha(v_i)$ 를 구한다. 이 불투명도 “ α ”값은 분류하고자 하는 부분($I(v_i) = I_{th}$)에서는 최대값 “ α_{th} ”을 갖고 그밖의 부분에서는 voxel의 intensity와 그 위치에서의 intensity 변화율($|\nabla I(v_i)|$)을 고려하여 “ α_{th} ”보다 작은값을 갖도록 하였다. α_{th} 의 불투명도를 갖는 부분은 섬세히 표현하려고 하는 부분이므로 계산된 명암값이 그대로 물체의 표현에 기여하며, $\alpha=0$ 의 불투명도를 갖는 부분은 투명한 부분으로 처리되므로 계산된 명암값이 억제되어 최종 투영된 영상에서 보이지 않게 되고 “0”과 “ α_{th} ”사이의 값을 갖는 부분은 rendering하려 하는 물체의 특정 부위는 아

니지만 형태 구성에 α 값의 비중만큼 기여하게 됨으로서 단순히 threshold에 의한 분류 과정에서 발생하는 오류를 보완시켜주게 된다. 불투명도 α 를 구하는 식은 아래와 같이 정의 하였다.

여기서 r 값은 0보다 큰 값을 가지며 그림 3에서와 같이 $|\nabla I|$ 값의 크기에 따른 $I(v_i)$ 의 변화 폭을 정의해 준다.

$$1 \quad |\nabla I(v_i)| = 0 \text{ and } I(v_i) = I_{th},$$

$$\alpha(v_i) = \alpha_{th} \quad 1 - \frac{1}{r} \frac{|I_{th} - I(v_i)|}{|\nabla I(v_i)|}$$

if $|\nabla I(v_i)| > 0$ and,

(2)

$$I(v_i) - r |\nabla I(v_i)| \leq I_{th} \leq I(v_i) + r |\nabla I(v_i)|$$

0 otherwise.

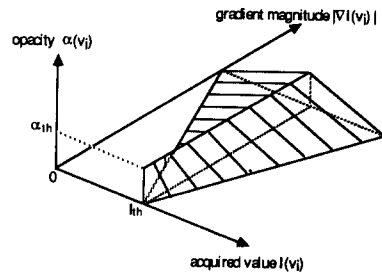


그림 3 $|\nabla I|$ 와 I 그리고 불투명도 α 사이의 관계
Fig. 3 Relationship between $|\nabla I|$, I , and opacity α

2.3 3차원 데이터의 투영

투영된 영상을 얻기 위해서는 관측자로부터 3차원 데이터를 향해 주사선을 쏘아 이 주사선을 따라 가면서 명암 $B(v_i)$ 와 불투명도 $\alpha(v_i)$ 를 resampling하여야 한다. 이때 resampling의 위치가 정수 좌표가 아닐 경우에는 선형보간(linear interpolation)에 의하여 8개의 주위 voxel이 갖는 값을 이용하여 표본값을 얻게 된다. 주사선을 따라 resampling된 표본값들은 식 (3)과 같이 관측점에서부터 물체의 표면에 이르기까지 계속 누적된다.

$$B(u_i)N = B(u_i)_{s-1} + B(v_i)\alpha(v_i)A(u_i)_{s-1},$$

$$A(u_i)N = A(u_i)_{s-1}(1 - \alpha(v_i)),$$

$$\{B(u_i)_1 = 0, A(u_i)_1 = 1\}.$$

$B(u_i)_{s-1}(u_i)$: projection plane의 좌표임)은 바로

전 resampling 위치에서 계산된 $B(u_i)_N$ 으로써 다음 계산에 다시 사용되며 이렇게 하여 최종적으로 구해진 $B(u_i)_N$ 는 투영된 영상의 한 pixel 값이 된다. 따라서 전체 범위에 대하여 $B(u_i)_N$ 를 구하게 되면 rendering된 투영된 영상을 얻게 된다. 여기서 최종적으로 구해지는 $B(u_i)$ 는 식 (4)와 같다. $B(u_i)_w$ 와 $\alpha(v_w)$ 는 resampling이 끝나는 표면에서의 명암과 불투명도 값이다.

$$B(u_i) = \sum_{j=1}^w (B(u_i)_j) \alpha(v_i) \prod_{k=1}^{j-1} (1 - \alpha(v_k))$$

3. 불투명도 값에 의한 선택적 표본

3차원 데이터의 각 voxel 값들은 정수 좌표에 의해 균일하게 나열되어 있지만 임의의 관측 방향에 따라 3차원 데이터를 회전 이동시키게 되면 변환전의 정수 좌표가 변화한 후 정수 좌표 값을 가질 수 없는 경우가 발생하게 된다. 따라서 이와같은 경우 등간격에 의해 표본 값을 얻게 되면 그림 4(a)와 같은 경우가 발생하게 되는데 주사선에 따라 등간격으로 표본값을 얻을 경우 P_2 위치에서 $\alpha = 1.0$ 인 값을 갖게 되나 실질적으로는 P_0 에서부터 $\alpha = 1.0$ 인 값을 가져야 한다. 만약 P_0 의 위치와 P_2 의 위치에서 계산된 명암이 서로 다르다면 결국 최종적으로 얻게되는 영상은 원래의 영상에 충실하지 못한 결과가 될 수 있다. 따라서 등간격을 이용한 표본값은 형태를 정확하게 표현하지 못할 경우가 있으므로 이것보다는 표본간의 간격을 $(1-\alpha)$ 로써 α 값에 의해 결정되는 표본을 하게 되면 $\alpha = 0$ 일 경우는 등간격 표본의 간격과 같으나 α 값이 증가할수록 $\alpha = 1.0$ 인 표면을 넘지않게 촘촘히 표본 값을 얻게 된다(그림 4(b)).

4. 3차원 방향성 보간

Anisotropic resolution을 갖는 3차원 데이터를 정형화 하기 위한 interpolation 방법중 사용상의 간편성으로 인해 bilinear interpolation이나 B-spline interpolation을 많이 사용하지만 이와같은 방법은 물체의 외형적 특성을 고려하지 않고 일정한 convolution kernel 영역에서만 데이터를 처리하므로

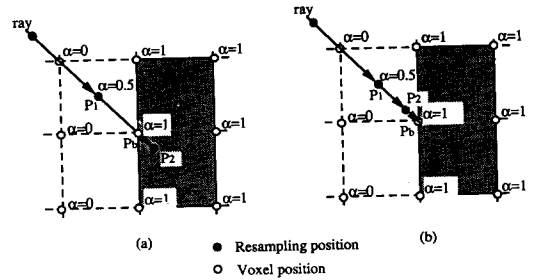


그림 4 표본 추출 방법. (a) 등간격으로 표본값을 추출하는 경우, (b) 불투명도 값에 의해 선택적으로 표본값을 추출하는 경우

Fig. 4 Sampling methods (a) Sampling with the equal interval along the ray, (b) Sampling with the opacity-dependent interval along the ray

artifact나 blurring 현상이 발생하게 된다. 따라서 본 논문에서는 bilinear나 B-spline interpolation에서 발생하는 artifact나 blurring 현상을 제거하기 위해서 표면의 방향성에 기초를 둔 interpolation 방법을 제시하였다.

본 논문에서 제시한 directional interpolation 방법은 크게 두 단계로 나뉘어지는데 첫 단계에서는 데이터의 상관관계를 이용하여 각각의 voxel에서 표면의 방향 성분을 찾아내며, 다음단계에서는 이와 같이 계산된 표면의 방향정보를 이용하여 interpolation을 수행한다.

4.1 3차원 데이터에서의 표면 검출

3차원 공간에서 intensity의 변화는 표면을 따라 가장 작게 변화하고 표면의 수직 방향으로 가장 크게 변화하므로 표면의 방향 vector는 주위의 intensity 변화율을 살펴봄으로써 구해질 수 있다(참조: 그림 6).

$$\frac{\partial I(x,y,z)}{\partial r} = \frac{\partial I}{\partial x} \cos\phi \sin\theta + \frac{\partial I}{\partial y} \sin\phi \cos\theta + \frac{\partial I}{\partial z} \cos\theta \quad (5)$$

r : Orientation vector of surface

물체 표면의 방향으로 intensity의 변화비율(식 (5))이 최소화 되는 조건을 만족한다고 가정하면, 물체 표면에 대한 표현식은 식(6)과 같이 나타난

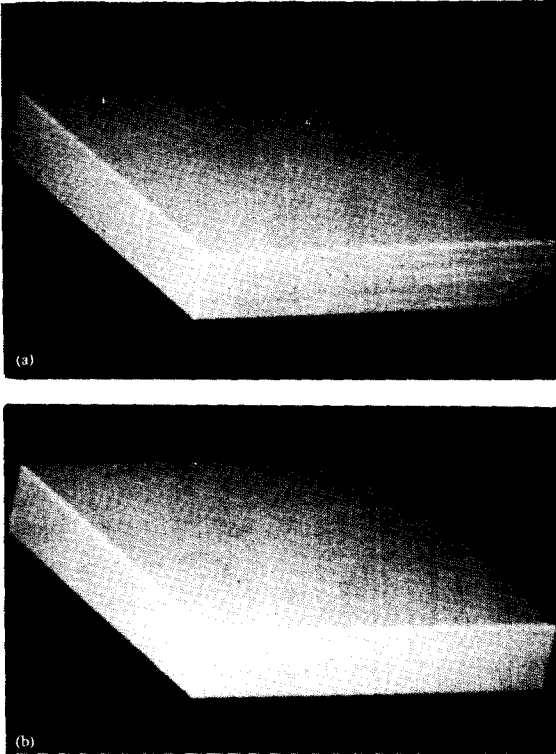


그림 5 각 표본 추출 방법에 의한 영상 (a) 등간격으로 표본 값을 얻은 영상, (b) 불투명도 값에 의한 선택적 표본으로 얻은 영상

Fig. 5 Volume rendered images obtained with each sampling method (a) Image obtained from sampling with equal interval along the ray, (b) Image obtained from sampling with opacity-dependent interval along the ray

다.

$$\frac{\partial I}{\partial x} \cos \phi \sin \theta + \frac{\partial I}{\partial y} \sin \phi \cos \theta + \frac{\partial I}{\partial z} \cos \theta = 0 \quad (6)$$

이때 좌표 변환에 대한 관계식(식 (7))을 식 (6)에 대입하면 식 (6)은 식(8)과 같이 일반적인 공간의 평면식이 된다.

$$\begin{aligned} \cos \phi &= \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}} & \sin \phi &= \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}} \\ \cos \theta &= \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} & \sin \theta &= \frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \end{aligned}$$

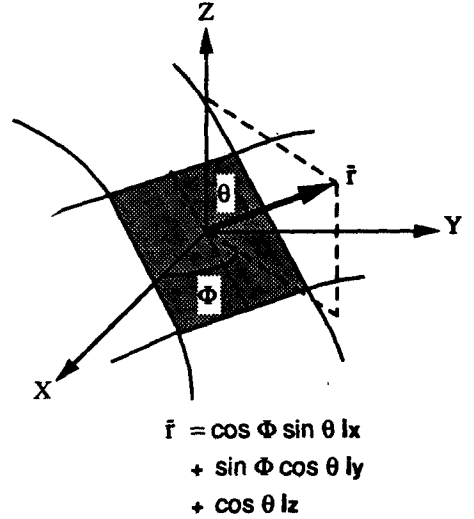


그림 6 평면과 평면의 방향 벡터

Fig. 6 Flat surface and its orientation vector

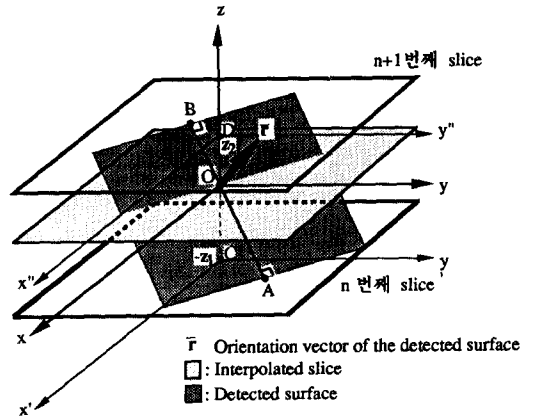


그림 7 3차원 방향성 보간

Fig. 7 3-D directional interpolation

$$G_x = \frac{\partial I}{\partial x}, \quad G_y = \frac{\partial I}{\partial y}, \quad G_z = \frac{\partial I}{\partial z} \quad (7)$$

$$z = -\frac{G_x}{G_z} x - \frac{G_y}{G_z} y \quad (8)$$

작은 영역에서의 물체의 표면은 평면으로 가정할 수 있으므로 표면을 식 (8)과 같이 공간의 평

면식으로 나타낼 수 있다. 구해진 평면식은 다음 단계의 directional interpolation에서 사용된다.

4.2 방향성 보간

첫 단계에서 구해진 평면은 현재의 interpolation 될 위치 O를 중심으로 연속으로 위치한 n+1번째 단면 데이터와 n번째 단면 데이터를 가로 지르게 된다. 이때 연속한 단면 데이터와 만나는 부분중 위치 "O"에서 가장 가까운 부분, 즉 상관관계가 가장 크다고 생각되는 부분인 점 "A"와 "B"를 구하기 위하여 공간의 평면식을 사용하게 된다.

$$z_1 = \frac{G_x}{G_z} x_1 + \frac{G_y}{G_z} y_1, \quad z_2 = -\frac{G_x}{G_z} x_2 - \frac{G_y}{G_z} y_2 \quad (9)$$

$$A = \left(\frac{G_x G_z}{G_x^2 + G_y^2 z_1}, \frac{G_y G_z}{G_x^2 + G_y^2 z_1}, -z_1 \right), \quad (10)$$

$$B = \left(-\frac{G_x G_z}{G_x^2 + G_y^2 z_2}, -\frac{G_y G_z}{G_x^2 + G_y^2 z_2}, z_2 \right)$$

식 (9)을 풀면 "A"와 "B"의 위치를 구할 수 있게 되고 이와같이 구해진 위치 "A", "B"의 intensity 값 I_A , I_B 를 식 (11)와 같이 계산하게 되면 interpolation 값 I_0 를 구할 수 있다.

$$I_0 = \frac{I_A z_2 + I_B z_1}{z_1 + z_2} \quad (11)$$

I_0 값은 표면의 isovalue 특성을 갖게 되므로 표면의 연속성을 유지시켜 주게된다. 그러나 만약 interpolation하려고 하는 부위에 noise성분이 있게되면 잘못된 gradient 값에 의하여 I_0 값을 구하는데 문제점이 발생하게 된다. 따라서 이와같은 경우에는 median filter의 개념을 도입하여 문제를 해결하였다. 즉, interpolation하려고 하는 위치 "O"에서 n+1번째 단면 데이터와 n번째 단면 데이터에 가장 가까운 위치에 있는 "C", "D"의 intensity 값 I_C , I_D 는 I_0 의 변화 가능한 범위를 제한한다. 왜냐하면 작은 영역에서의 상관 관계를 고려하였을 경우 interpolation될 값은 주위 값의 테두리 내에 있다고 볼 수 있기 때문이다. 따라서 directional interpolation에 의해 계산된 I_0 값이 I_C 와 I_D 사이 범위를 벗어나게 되면 이 값은 잘못 계산된 것으로 간주하고 I_C 와 I_D 의 bilinear interpolation 값으로 치환한다(참조 : 그림 8).

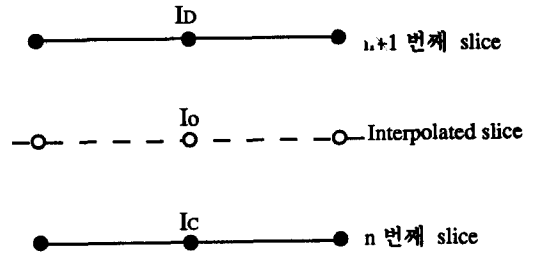


그림 8 3차원 방향성 보간의 오류 조정

Fig. 8 Error correction in the 3-D directional interpolation

5. 처리 속도의 증가

Volume rendering의 경우 단순히 물체의 외형적인 표면만을 구성시키기 위해서는 실제적으로 필요한 3차원 데이터의 유효한 부위는 물체의 표면을 중심으로 적은 범위의 데이터이다. 따라서 rendering하고자 하는 부분을 미리 분류하여 이 부분의 위치 정보를 run-length code를 사용하여 각 slice별로 저장해 두면 물체의 회전시 있을 때 run-length

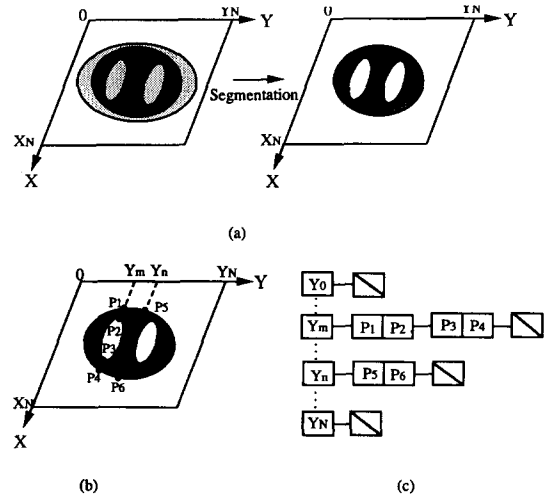


그림 9 깊이 정보의 구성 (a) 단면 데이터의 불투명도 값에 의한 분류, (b) 선 성분으로 분리, (c) Run-length coding

Fig. 9 Construction of depth information (a) Segmentation of the material according to its opacity, (b) Division of segmented material into line elements, (c) Run-length coding.

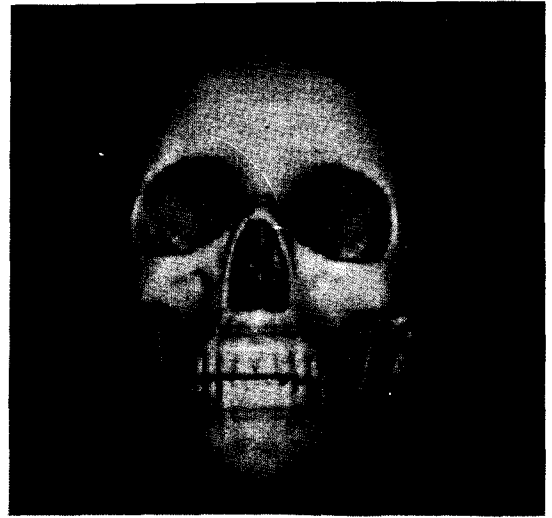
length coding된 선 성분의 시작과 끝 좌표를 이용하여 쉽고 빠르게 좌표 이동한 표면의 깊이 정보를 계산할 수 있다. 이러한 정보들은 필요한 물체의 표면에서부터 ray tracing이 시작 되도록 해주기 때문에 불필요한 계산을 크게 줄일 수 있다.

그림 9는 depth information을 구하는 과정이다. 그림 9(a)의 분류 단계에서의 분류기준은 앞서 설명한 불투명도 값에 근거하여 정해진다. Volume rendering에서 불투명도 값이 "0"보다 크면 물체의 표면을 나타내기 위해서 필요한 값이므로 비록 작은 값이라도 모두 고려해 주어야만 한다. 이와같이 분류된 부분들은 그림 9(b)와 같이 각 단면 데이터마다 일정한 방향에 평행한 선 성분으로 분리시킨 후 각 선 성분들을 run-length code로 저장시키게 된다.

6. 실험결과

그림 5는 표본 추출 방법에 따른 결과로 등간격으로 표본을 추출할 경우에는 quantization error에 의한 줄 무늬가 발생하였으나 본 논문에서 제안한 선택적 표본방법(그림 5(b))에서는 이와 같은 artifact가 사라졌음을 볼 수 있다.

그림 10(a)은 bilinear interpolation한 결과로 눈과 머리 윗부분에 수평 방향으로 줄무늬가 나타나고 있는데 이것은 X-ray CT의 z방향 해상도가 x, y방향에 비해 떨어지기 때문이다(x, y방향 resolution : 1mm, z방향 resolution : 3mm). 그러나 표면의 correlation을 고려한 directional interpolation 방법(그림 10(b))에서는 심한 strip artifact가 많이 제거된 것을 볼 수 있다. 사용된 3차원 데이터는 256×256크기의 60장에 2장의 interpolation된 데이터가 중간중간에 끼워진 180장의 단면 데이터로 구성되었다. 그림 11는 머리 부분의 X-ray CT 데이터로 살을 반투명하게 하여 살과 뼈가 동시에 보이도록 한 영상이다. 사용된 3차원 데이터는 256×256크기의 30장에 2장의 interpolation된 데이터가 중간중간에 끼워진 90장의 단면 데이터로 구성되었다. 그림 12는 뇌와 뼈를 반투명하게 하여 머리 부분의 암조각과 동시에 보이도록 한 영상으로 암조각을 강조하기 위해 이 부분에 win-



(a)



(b)

그림 10 3차원 보간 방법의 비교 (a) 일반적인 bilinear 보간의 결과, (b) 3차원 방향성 보간의 결과

Fig. 10 Comparison of interpolation methods (a) Conventional bilinear interpolation, (b) 3-D directional interpolation

dow를 씌웠다. 모든 실험결과는 SUN4/260 workstation에서 만들어 졌으며 처리 속도를 증가시키기 위한 알고리즘을 사용할 경우 처리시간은 그림 10의 경우에 3분이 소요 되었으나 사용하지 않을

경우에는 20분이 소요되었다.

그림 10-12에서 보여 주는 바와 같이 본 논문에서 제안된 방법들을 semi-transparent volume rendering에 적용함으로써 비교적 짧은 시간내에 3차원 의학 영상기기(여기서는 X선 단층 촬영기)에서 얻어지는 3차원 데이터로부터 관심 부위의 3차

원적 가시화를 실현할 수 있었다. 얻어진 영상의 질에 비추어 의학 진단 분야 및 surgical planning 등에서 그 활용이 기대된다.

7. 결 론

Volume rendering을 이용한 3차원 물체 표현 기법에 서 다음과 같은 점들이 연구 개선되었다. Anisotropic resolution을 가진 3차원 데이터는 표면의 correlation을 최대한 이용한 directional interpolation방법에 의해 artifact를 최소화 하는 방향으로 정형화 되었으며 물체 표면의 깊이 정보를 이용함으로써 semi-transparent volume rendering의 처리 시간을 많이 줄일 수 있었고, 또한 데이터의 ray tracing과정에서 생기는 artifact는 불투명도 값에 의한 선택적 포본 추출 방법에 의해 제거하였다.

참 고 문 헌

- 1) R.H.Bates, K.L.Garden, and T.M.Peters, "Overview of Computerized Tomography with Emphasis on Future Developments", Proc. IEEE, vol. 71, no. 3, pp. 356-372, 1983.
- 2) G.F.Knoll, "Single-Photon Emission Computed Tomography", Proc. IEEE, vol. 71, no. 3, pp. 320-329, 1983.
- 3) W.S.Hinshaw and A.H.Lent, "An Introduction to NMR Imaging : From the Bloch Equation to the Imaging Equation", Proc. IEEE, vol. 71, no. 3, pp. 338-350, 1983.
- 4) M.Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data", IEEE, Computer Graphics and Applications, vol. 8, no. 3, pp. 29-37, May 1988.
- 5) H.Fuchs, Z.M.Kedem, and S.P.Uselton, "Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours", Comm. ACM, vol. 20, no. 10, pp. 693-702, Oct 1977.
- 6) W.E.Lorensen and H.E.Cline, "Marching Cubes : A High-Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics(Proc. SIGGraph), vol. 21, no.4, pp. 163-169, July



그림 11 살을 반투명하게 하여 뼈와 동시에 volume rendering된 영상
 Fig. 11 Volume rendered image of the skull with the semi-transparent soft tissue



그림 12 뇌와 뼈를 반투명하게하여 암조직과 동시에 volume rendering된 영상
 Fig. 12 Volume rendered image of a tumor with the semi-transparent brain and skull

- 1987.
- 7) G.T.Herman and H.K.Liu, "Three-Dimensional Display of Human Organs from Computer Tomograms", *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 9, no. 1, pp. 1-21, Jan 1979.
 - 8) G.Frieder, D.Gordon, and R.A.Reynolds, "Back-to-Front Display of Voxel-Based Objects", *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 5, no. 1, pp. 52-59, Jan 1985.
 - 9) D.S. Schlüsselberg and W.K. Smith, "Three-Dimensional Display of Medical Image Volumes", *Proc. NCGA 86, Nat'l Computer Graphics Assn., Fairfax Va*, vol. III, pp. 114-123, 1986.
 - 10) Ellis Horowitz, Sartaj Sahni, "Data Structures in Pascal", *Computer Science Press, Maryland*, p. 94, 1986.
 - 11) C.L. Dumoulin, S.P. Souza, M.E. Walker, and W. Wagle, "Three-dimensional Phase Contrast Angiography", *Magn. Reson. Med.*, vol. 9. no. 1, pp. 139-149, Jan 1989.