

입체묘사 기법에 의한 물체표면의 삼차원적 도시

이민섭, 천강욱, 나종범
한국과학기술원, 전기및 전자공학과

3D SURFACE DISPLAY BY VOLUME RENDERING TECHNIQUE

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

Department of Electrical Science, Korea Advanced Institute of Science,
P.O. Box 150, Chongyangni, Seoul, Korea

요약

3차원 데이터로부터 물체 표면의 입체 도시를 위한 semi-transparent volume rendering 방법은 다른 입체 도시 방법들보다 화질면에서 뛰어나다고 알려져 있다. 본 논문에서는 이러한 semi-transparent volume rendering 방법의 장점을 가지면서 더욱 성능을 향상시킨 입체 데이터 표면의 3차원 도시를 실현시켜 보았다.

Anisotropic resolution의 3차원 데이터는 directional interpolation을 사용하여 artifact의 발생을 줄였으며 전 처리 과정에서 물체 표면까지의 깊이 정보를 구함으로써 계산시간을 줄일 수 있었고 또한 물체의 불투명도 값에 의해 결정되는 표본 간격을 사용함으로써 quantization error를 줄일 수 있었다.

I. 서론

인체 내부의 단면 정보를 얻어 낼 수 있는 단층 촬영 기술들로서 X-ray CT(Computed Tomography)(1), SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)(2), PET(Positron Emission Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging)(3) 등을 생각할 수 있다. 그러나 이와같은 기술을 통해서 얻은 데이터는 단지 그 단면에 대한 정보만을 제공하므로 각 기관을 구성하고 있는 전체 구조라든가 크기를 짐작하기에는 어려움이 많고 더욱 물리적 수술이나, 방사선 치료등에 임하게 되면 치료 부분의 위치라든가 상태를 정확히 파악하여야만 효과적인 치료를 할 수 있는데 단면 구조에 대한 정보만을 가지고 치료를 하게되면 오류를 범할 여지가 있게 된다. 이와같은 이유 때문에 정확한 3차원 구조 정보에 대한 필요성이 임상 의학적인 측면에서 발생하게 되었으며 또한 의학 분야뿐 아니라 물체의 내부 구조 정보를 필요로 하는 많은 분야에 있어서도 마찬가지이다.

3차원 구조 정보를 얻기 위하여 위에서 언급한 기술들에 의하여 만들어진 연속적인 단면영상 데이터로 구성된 3차원 영상 데이터가 필요하며 이와같은

3차원 영상 데이터를 3차원 도시방법을 통해 처리하면 필요한 3차원 구조 정보를 얻을 수 있는데 이러한 방법으로서 surface based rendering방법, binary voxel rendering 방법, semi-transparent volume rendering방법들이 있다. 그러나 surface based rendering방법이나 binary voxel rendering방법 등은 2원적인 분류방법(threshold) 또는 기본적인 도형을 이용하여 3차원 물체를 나타내기 때문에 인위적인 artifact가 발생할 수 있는 단점이 있다. 그런데 정확한 정보를 필요로 하는 의학분야에서는 이러한 인위적인 artifact는 치료를 위한 판단을 흐리게 하므로 커다란 문제점이 된다. 그러나 semi-transparent volume rendering방법은 각 voxel의 intensity값에 따라 불투명도를 계산하여 물체 표면을 표현해 주므로 2원적인 분류방법으로부터 발생하는 위의 두 방법이 갖는 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 갖는 반면 처리해야 할 데이터가 많으므로 컴퓨터의 큰 주기억 용량이 필요하고 많은 계산시간을 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 단축방법과, directional interpolation을 이용한 anisotropic resolution artifact의 해결방법 및 3차원 data의 quantization으로부터 발생한 artifact를 제거하기 위한 불투명도 값에 의한 선택적 표본 방법을 제시하였다.

II. Semi-transparent volume rendering방법

Surface-based rendering과 binary-voxel rendering방법들에서는 분류기준에 있어 2원적인 방법(threshold)을 사용하며 특히 surface based rendering의 경우 기본 도

형으로 표면을 표현하므로 매우 작은 부분이나 분명한 값을 갖지 않는 부분에서는 가상적인 표면(spurious surface)이나 구멍이 생성되며, 잘못 분류된 표면의 법선 벡터로 인해 상이 찌그러지는 단점을 갖고 있다. 따라서 이러한 문제점들을 제거하기 위하여 semi-transparent volume rendering 기법은 3차원 데이터에 대해서 명암과 불투명도를 계산함으로써 3차원 영상을 구성하므로 앞서의 방법들이 갖는 단점을 제거할 수 있는 장점을 갖고 있다. Semi-transparent volume rendering의 순서는 우선 각 voxel의 gradient 값(∇f)을 계산하여 이 값으로부터 명암(shading)을 구하고 rendering하려고 하는 부분의 intensity 변화 범위를 고려한 불투명도(opacity)를 계산한다. 불투명도가 낮은 부분은 투명한 물질로 처리되므로 이 부분은 눈에 보이지 않게 되며 불투명도가 높은 부분은 눈에 잘 띄는 표면으로 처리된다. 마지막으로 관측점으로부터 물체를 향한 주사선(ray)을 따라 나열된 voxel들중 표면을 이루는 부분의 표면값들을 얻음으로써 투영된 영상의 한 pixel값을 얻게 된다.

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 물체들의 고유한 색은 파장이 다른 빛의 반사를 때문이므로 물체의 색채를 나타내기 위해서 빛의 3원색인 빨강(R), 파랑(B), 녹색(G)을 한 voxel에 대하여 각각 고려한후 명암을($C_\lambda(x_i), \lambda = R, G, B$) 계산하여야 한다. 다음 식은 본 논문에서 사용한 Phong[4]의 식을 나타낸 것이다.

$$C_\lambda(x_i) = c_p \left[\frac{0.9}{k_1 + k_2 d(x_i)} (N(x_i) \cdot L) + 0.1 \right], \quad (1)$$

$C_\lambda(x_i)$: 위치 x_i 에서의 voxel의 밝기,

c_p : 광원의 밝기,

k_1, k_2 : 거리 상수,

$d(x_i)$: 관측자로부터 x_i 까지의 최단 거리,

$N(x_i)$: 위치 x_i 에서의 표면 법선 벡터,

L : 광원의 단위 방향 벡터.

다음 단계로서 분류 단계에서는 준비된 3차원 데이터를 이용하여 불투명도 $\alpha(x_i)$ 를 구하게 되는데, 이 불투명도 α 의 값은 분류하고자 하는 부분($f \geq f_v$)에서 최대값 "1"을 갖고 그외의 부분에서는 ∇f 의 절대값을 고려하여 f_v 보다 작은 영역에서 "1"보다 작은 값을 갖도록 하였다. 불투명도 $\alpha=1$ 인 곳은 계산된 명암 값이 최대로 물체의 표면 표현에 기여하며, 불투명도 $\alpha=0$ 인 부분은 투명한 부분이므로 보이지 않게 되고 "0"과 "1"사이의 값을 갖는 부분은 원하는 물체의

표면은 아니나 표면 표현에 α 값의 비중만큼 기여하게 된다. 불투명도 α 를 구하는 식은 아래와 같이 정의하였다.

$$\alpha(x_i) = \begin{cases} 1, & f(x_i) \geq f_v, \\ \left| 1 - \frac{1}{r} \left| \frac{f(x_i) - f_v}{\nabla f} \right| \right|, & f_v - r \cdot |\nabla f| \leq f(x_i) < f_v, \\ 0, & \text{그밖의 영역,} \end{cases} \quad (2)$$

여기서 r 값은 0보다 큰 값으로서 $f(x_i)$ 의 구간에서 f_v 로부터 f 의 변화 비율을 정의해 준다.

투영된 영상을 얻기 위해서는 관측자로부터 3차원 데이터를 향해 ray tracing을 하면서 명암 $C_\lambda(x_i)$ 와 불투명도 $\alpha(x_i)$ 를 sampling 하여야 한다. 이때 sampling의 위치가 공간 좌표와 같지 않을 경우에는 선형보간에 의하여 주위의 8개의 voxel를 이용하여 표본값을 얻게 된다. 주사선을 따라 sampling된 표본값들은 식 (3)과 같이 관측점에서부터 물체의 표면에 이르기까지 계속 누적된다.

$$C_{out,\lambda}(u_i) = C_{in,\lambda}(u_i)(1 - \alpha(x_i)) + C_\lambda(x_i)\alpha(x_i), \quad (3)$$

여기서 $C_{in,\lambda}(u_i) (u_i = (u_x, v_y))$ 는 투영된 영상의 좌표임)는 바로 전 상태에서 계산된 $C_{out,\lambda}(u_i)$ 로써 다음 계산에 다시 사용되며 이렇게 하여 최종적으로 구해진 $C_{out,\lambda}(u_i)$ 는 투영된 영상의 한 pixel 값이 된다. 그러므로 전체 범위에 대하여 $C_{out,\lambda}(u_i)$ 를 구하게 되면 투영된 영상을 얻게 된다. 여기서 최종적으로 구해지는 $C_{out,\lambda}(u_i)$ 는 식 (4)와 같다.

$$C_{out,\lambda}(u_i) = \sum_{k=0}^K C_\lambda(x_k) \cdot \alpha(x_k) \cdot \prod_{m=k+1}^K (1 - \alpha(x_m)). \quad (4)$$

III. 불투명도 값에 의한 선택적 표본

3차원 데이터는 각 voxel의 값이 정수 좌표에 의하여 표현되므로 만약 이 3차원 데이터를 관측 방향에 따라 회전시키게 되면 회전 이동된 정수 좌표는 다시 관측자 좌표내에서 정수 좌표값을 가질 수 없는 경우가 발생하게 된다. 이렇게 되었을 경우 관측자 좌표내에서 등간격에 의해 표본 값을 얻게되던 quantization으로부터 발생하는 문제 때문에 최종적으로 얻게되는 영상은 원래의 영상에 충실하지 못한 결과가 될 수 있다. 그러나 표본간의 간격을 $(1 - \alpha)$ 로 하게 되면 $\alpha=0$ 일 경우는 등간격 표본의 간격과 같으나 α 값이 증가할수록 표면을 넘지않는 범위내에서 촘촘하게 표본 추출을 하게 된다. 그림 1.는 등간격으

로 표본을 할 경우에 volume rendering된 영상에서의 artifact (그림 1(a))가 본논문에 제한 선택적 표본에 의해 사라지는 결과(그림 1(b))를 보여 주고 있다.

IV. 3-D Interpolation

Anisotropic resolution을 갖는 3차원 데이터를 정형화 하기 위한 interpolation방법중 사용상의 간편성으로 인해 bilinear interpolation이나 B-spline interpolation을 많이 사용하지만 이와같은 방법은 물체의 외형적 특성을 고려하지 않고 일정한 convolution kernel 영역에서만 데이터를 처리하므로 artifact나 blurring 현상이 발생하게 된다.

따라서 본 논문에서는 bilinear 나 B-spline interpolation에서 발생하는 artifact나 blurring 현상을 제거하기 위해서 표면의 방향성에 기초를 둔 interpolation 방법을 제시하였다.

방법

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

3차원 공간에서 intensity의 변화는 표면을 따라 가장 크게 변화하고 표면의 수직 방향으로 가장 크게 변화하므로 표면의 방향 vector는 주위의 intensity 변화율을 살펴봄으로써 구해질 수 있다. 작은 영역에서의 물체의 표면은 평면으로 가정할 수 있으므로 표면을 식 (5)과 같이 방향 vector에 따른 공간의 평면식으로 나타낼 수 있다.

$$z = \frac{G_x}{G_z} x - \frac{G_y}{G_z} y \quad (5)$$

$$G_z = \frac{\partial f(x,y,z)}{\partial z}$$

$$G_y = \frac{\partial f(x,y,z)}{\partial y}$$

$$G_x = \frac{\partial f(x,y,z)}{\partial x}$$

$f(x,y,z)$: voxel의 intensity 값

그림 2에서 보는 것과 같이 첫 단계에서 구해진 평면은 현재의 interpolation될 위치 O를 중심으로 앞뒤의 slice을 가로지르게 되며 n번째 slice와 만나는 부분과 n+1번째 slice와 만나는 부분에서 가장 짧은 거리를 갖는 점 A와 B를 선택한다. 이와 같이 계산된 위치 A와 B에서의 intensity 값을 이용하여 위치 O에서의 interpolation값을 구하고 최종적으로 noise나 gradient error로 인한 문제점 발생을 제거시키기 위해 directional interpolation값을 주위 voxel의 intensity값과

비교하여 주위 voxel의 intensity 범위를 벗어나는 경우는 error로 처리하여 두 slice의 중간값으로 대체시키게 된다.

V. 처리 속도의 증가

Volume rendering을 할 경우 3차원 데이터의 모든 voxel에 대해서 명암과 불투명도를 구해야 하기 때문에 데이터의 크기가 커질수록 계산시간은 방대해지지만 단순히 물체의 특정한 표면만을 보기 위해서 volume rendering을 할 경우 실제적으로 계산되는 부위는 물체의 표면을 포함한 적은 범위의 데이터이다. 따라서 rendering하고자 하는 부분을 미리 segmentation하여 이 부분의 위치 정보를 run-length code를 사용하여 각 slice별로 저장해 두면 물체의 회전이 있을 때 run-length coding된 line element의 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.

VI. 결과

그림 1.는 표본 추출 방법에 따른 결과로 등간격으로 표본을 추출할 경우에는 quantization error에 의한 줄 무늬가 발생하였으나 본논문에 제한 선택적 표본방법(그림 1(b))에서는 이와 같은 artifact가 사라졌음을 볼 수 있다.

그림 3.에서 보듯이 눈과 머리 윗부분에 수평 방향으로 줄무늬가 나타나고 있는데 이것은 CT의 z방향 해상도가 x,y방향에 비해 떨어지기 때문이다. 그림 3(a)은 bilinear interpolation한 결과로 심한 strip artifact가 발생하였으나 표면의 correlation을 고려한 directional interpolation 방법(그림 3(b))에서는 심한 strip artifact가 많이 제거 된 것을 볼 수 있다. 그림 4.는 살을 반투명하게 하여 살과 뼈가 동시에 보이도록 한 영상이다. 그림 5.는 뇌을 반투명하게 하여 압조직과 동시에 보이도록 한 영상으로 압조직을 강조하기위해 이 부분에 window를 씌웠다. 그림 6.는 뇌을 관통하는 핏줄을 volume rendering한 것으로 데이터는 MRI 시스템을 통해 얻은 것이다.

모든 결과는 SUN4/260 workstation에서 만들어 졌으며 처리 속도를 증가시키기 위한 알고리즘을 사용할 경우 처리시간은 그림 3.의 경우에는 3분이 소요 되었으며 사용하지 않을 경우에는 20분이 소요되었다.

VII. 결론

Volume rendering을 이용한 3차원 물체 표현 기법에서 다음과 같은 점들이 연구 개선되었다. Anisotropic resolution을 가진 3차원 데이터는 표면의

correlation을 최대한 이용한 directional interpolation 방법에 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 tracing 과정에서 생기는 artifact는 불투명도 값에 의한 선택적 표면 추출 방법에 의해 제거하였다.

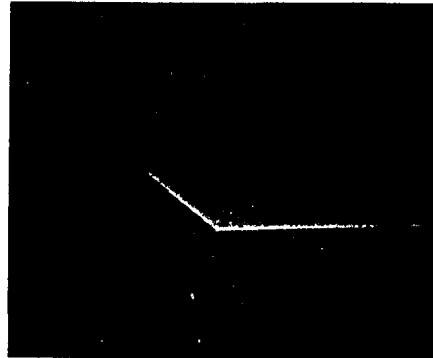
감사의 말

사용된 CT 데이터는 서울의대 방사선과에서 제공되었다. 특히 강홍식 교수와 임홍선씨에게 감사올린다.

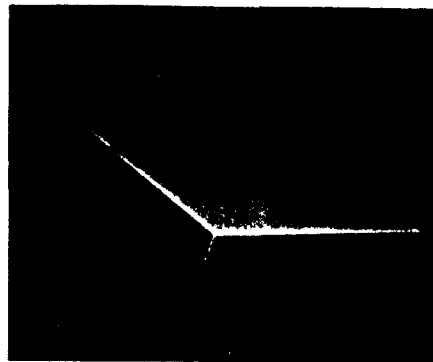
참고 문헌

- [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 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. Schlusberg 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.



(a)



(b)

그림 1. (a) 등간격으로 표본 값을 얻은 영상. (b) 불투명도값에 의한 선택적 표본으로 얻은 영상.

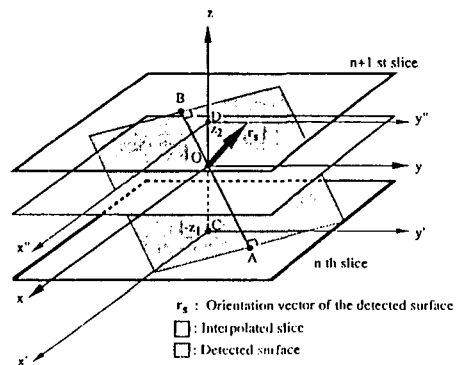


그림 2. Directional interpolation.



(a)



(b)

그림 3. Anisotropic resolution 을 갖는 3차원 데이터에 대해 interpolation을 이용한 volume rendering. (a) Conventional bilinear interpolation 결과. (b) Directional interpolation 결과.

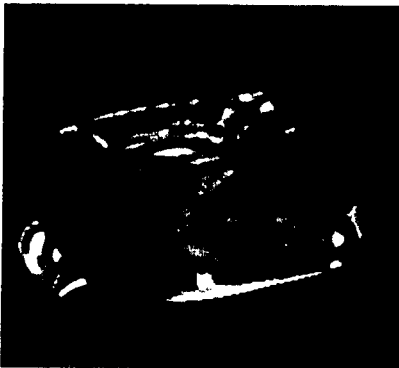


그림 4. 살을 반투명하게하여 뼈와 동시에 volume rendering 한 영상.

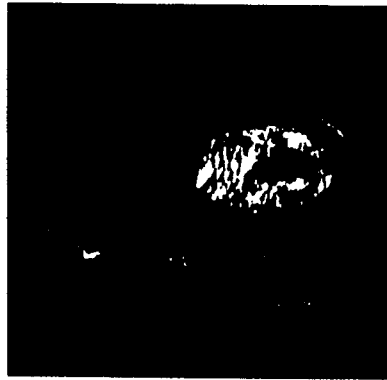


그림 5. 뇌를 반투명하게하여 암조직과 동시에 volume rendering 한 영상.



그림 6. 뇌를 관통하는 핏줄의 volume rendering 한 영상.