

# 볼륨렌더링을 이용한 3차원 물체의 형상화

최 환 수\*

(\*명지대 공대 전기공학과 조교수)

## 1. 머릿말

Volumetric rendering 기술은 polygon-based rendering 기술과 더불어 3차원에서 모델링된 물체(objects)를 2차원 투영평면(viewing window)에 투영하는 대표적인 기술로 각광을 받고 있다. 특히 3차원 volumetric dataset을 만들 수 있는 의료용 영상기기(X-ray CT, magnetic resonance image (MRI) scanner 등)가 보편화 되면서 구미에서는 단층촬영영상과 volumetric rendering 기술을 이용하여 신체의 특정 조직의 3차원 영상을 구하여 임상에까지 사용하는 단계에 와있다.

Volumetric rendering은 일반적으로 컴퓨터그래픽스에 사용되어지는 polygon-based rendering과는 달리 물체표면의 특성(color 및 texture)만을 투영하지

않고 rendering대상물의 내부상태등의 정보도 함께 투영된 영상에 나타낼 수 있는 장점이 있다[1, 2, 3, 4]. 그러므로 어떤 대상물의 volumetric dataset을 쉽게 구할 수 있다면 volumetric rendering은 3차원 영상정보의 효과적인 제시방법이 된다. volumetric dataset은 대상물체를 포함한 어떤공간의 단층영상(예 : X-ray나 MRI의 단층촬영영상)을 각기 다른 위치에서 구하여 각 층을 순서대로 포개놓은(stacked)dataset으로서 그림 1에 예시되어 있다. Volumetric dataset의 각층(slice)은 하나의 2차원 영상으로서 각 영상의 화소(pixel)는 volumetric dataset의 한 요소입을 강조하기위하여 공간화소(volume element; voxel)라고 불리운다. 이 글에서는 volumetric rendering기술을 간단히 설명하고 이 기술을 X-ray단층촬영영상에 적용하여 신체 한 조직의 3차원영상을 재구성한 실례를 보여준다.

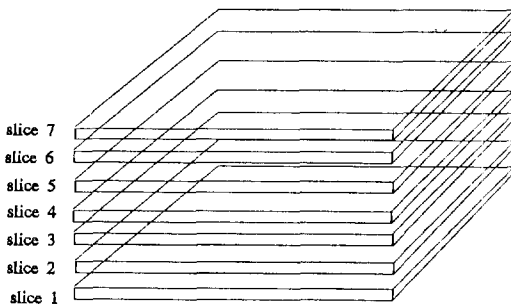


그림 1. Volumetric dataset. Volumetric dataset의 각 slice는 하나의 2차원 영상이다.

## 2. Volumetric Rendering기술소개

### 2.1 역사

1970년대 이후로 3차원 volumetric dataset의 형상화(visualization)에 관한 많은 연구가 있어왔으나 그 대부분은 3차원물체의 표면을 polygon으로 모델링하여 2차원평면에 투영(projection)함으로써 대상물체의 표면특성의 형상화에 국한되었다. 예를 들어

초기에는 volumetric dataset의 각 slice에서 형상화를 원하는 각물체의 경계선(boundary)을 사람이 직접 그려서 물체표면을 모델링하기도하였다[5, 6]. 최근에는 volumetric dataset내의 각 물체에 인위적인 투명도(transparency)를 지정하여 이에 대한 3차원 gradient vector(surface normal gradient)를 구하여 이를 투영하는 방법이 많이 연구되고있다. [3, 7-10]. 이러한 방법을 통칭하여 volumetric rendering이라고 불리운다. Volumetric dataset을 투영평면으로 투영하는 방법으로는 ray tracing기술의 일종인 Blinn[11]의 알고리즘이 주로 사용되고 있다.

### 2.2 배경

Volumetric dataset의 volumetric rendering은 투영되기까지 다음의 처리과정을 거친다: 1) 대상물체분류(classification) 및 각 물체의 불투명도 지정, 2) surface normal vector(SNV) 계산, 3) depth cueing(일반적으로 shading이라 불린다.), 4) shading된 각 공간화소의 2차원 투영평면으로의 투영. 위 과정에서 volumetric rendering이 polygon-based rendering보다 강점을 가질 수 있는 부분이 물체표면의 정의에 유연성을 가질 수 있다는 것이다. 일반적으로 형상화를 원하는 각물체에 특정 투명도를 지정함으로써 이 투명도에 기초한 SNV로 물체의 표면이 정의되는데 특기할 점은 dataset내의 모든 공간화소에서 SNV가 계산되어진다는 것이다. 따라서 투명도가 급히 변하는 화소에서는 SNV의 크기가 클 것이며 불투명한 공간에서도 투명도의 변화가 없는 화소에서는 SNV가 영의 값을 가진다.

투명도 계산에서 각 공간화소가 하나의 물체에만 속한다고 가정하면 volumetric rendering기술에 의한 이득이 없어진다. 특히 공간화소의 크기가 대상물체들의 크기에 비해 아주 작지않을때는 partial volume effect를 제거하지 못하기 때문이다. 어떤 공간화소에 한물체가 (특히 가장자리 부근에서) 그 화소의 일부분에만 포함될 때 그 화소에 포함된 물체의 부분을 partial volume이라하는데 (그림 2), 따라서 partial volume effect는 공간화소의 크기가 충분히 작지 못할 때 많이 발생한다. partial volume effect를 효과적으로 제거하지 못했을 경우 재구성된 3차원 영상에는 blockiness와 aliasing이 심하게 나타날 수

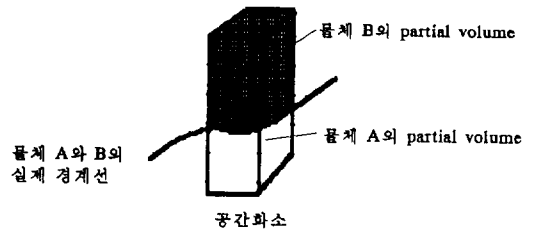


그림 2. partial volume effect의 예

있다[12]. 참고로 X-ray CT영상의 화소크기는 0.5×0.5×3mm정도이며 MRI는 1×1×3mm정도이다.

위에서 설명하였듯이 volumetric rendering을 위해서는 3차원 volumetric dataset을 구성하는 각 slice 영상에서 물체의 경계선뿐만 아니라 각 화소에서 물체들의 partial volume을 구해야 한다. Partial volume을 분류하는 방법의 자세한 내용은[1, 4]를 참조바라며 dataset내에 많은 숫자의 물체가 있으면 Choi의 알고리즘[1]이 적합하며 약 3개이하의 물체가 있으면 Drebin[4]의 알고리즘이 사용될 수 있다. (물체의 배경 즉 공기도 하나의 물체가 되어야 한다.)

### 2.3 Surface Normal Vector의 계산

Volumetric rendering에서 SNV는 광원(light source)의 위치와 함께 shading의 기본이 되며 그 방향뿐만 아니라 그 크기도 중요한 역할을 한다. 또한 polygon-based rendering과는 달리 SNV는 모든 공간화소에서 구해져야 한다.

$\rho(x, y, z)$ 가 어떤 공간화소  $(x, y, z)$ 에서 어떤 물리적 특성(예: 불투명도 또는 밀도)을 표시한다고 하면 공간화소  $(x, y, z)$ 에서의 SNV 즉  $\vec{g}(x, y, z)$ 는 다음과 같이 정의된다:

$$\begin{aligned} \vec{g}(x, y, z) &= \nabla \rho(x, y, z) \\ &= \left( \frac{\partial \rho}{\partial x}, \frac{\partial \rho}{\partial y}, \frac{\partial \rho}{\partial z} \right) \end{aligned} \quad (1)$$

그리고 discrete lattice system에서 SNV는 다음의 식으로 계산이 된다:

$$\begin{aligned} \vec{g}_x &= \rho(x+1, y, z) - \rho(x, y, z) \\ \vec{g}_y &= \rho(x, y+1, z) - \rho(x, y, z) \\ \vec{g}_z &= \rho(x, y, z+1) - \rho(x, y, z) \end{aligned} \quad (2)$$

SNV의 크기, 즉  $|\vec{g}(x, y, z)|$ 는 surface강도라고 불린다.

SNV를 결정하는 불투명도의 결정에는 몇가지 요소가 작용한다. 첫째로 dataset내에 있는 물체중 형상화를 시키고자 하는 물체는 투명하지않아야 하며 또한 경우에 따라서는 반투명 할 수도 있다. 즉 물체의 투명도는 인위적으로 주어지는 것이다. 예를 들어 의료용 영상의 volumetric dataset내에는 뼈와 그외의 연세포조직이 있으나 3차원의 재구성된 영상에서 뼈부분만 보고자하는 경우 연세포조직의 불투명도를 영으로 지정하고 뼈의 불투명도는 1로 지정을 하면 재구성된 영상에서 연세포조직은 보이지 않고 뼈만 투영되어 나타날 것이다. 또다른 요소로는 두가지 이상의 물체들의 partial volume들로 구성된 공간화소의 경우 이 두 물체의 투명도가 다르다면 그 화소의 총체적 투명도는 두 물체의 partial volume의 양과 투명도에 따라 결정되어야 할 것이다. 일반적으로 각 화소의 partial volume정보가 얻어질 수 있는 경우 그 화소의 불투명도는 다음의 식으로 구해진다.

$$\eta(x, y, z) = \sum_k v_k(x, y, z) \tau_k \quad (3)$$

여기서  $v_k(x, y, z)$ 는 물체 k의 화소위치  $(x, y, z)$ 에서의 partial volume이며  $T_k$ 는 지정된 불투명도이다.

## 2.4 Shading

한 공간화소에서 그화소의 SNV와 광원의 위치가 주어지면 투영평면에서 바라본 그화소의 shade를 구할 수 있다. Shading 모델에는 여러가지가 있으나 대표적인 한 가지를 소개하면 Phong's shading모델이다[13].  $I_a$ 와  $I_p$ 가 각각 ambient 광원과 점 광원의 세기를 표시하면 각 공간화소에서의 shade, S는 다음과 같이 구해진다:

$$S = I_a k_a + \frac{I_p}{(r+k)} [k_d(L \cdot N) + k_s(R \cdot V)] \quad (4)$$

여기서 L, N, R, V는 각각 광원, SNV, 반사된 빛, 그리고 투영평면방향으로 unit vector들이며  $k_a$ ,  $k_d$ ,  $k_s$ 는 각각 ambient, diffuse, 그리고 specular reflection계수이고 r는 투영평면과 shade를 구하는 화소와의 거리이며 k는 주어지는 상수이다. Shading에 관한 자세한 내용은[13, 14]를 참조 바란다.

## 2.5 투영-Volumetric Composition

각 공간화소에서 shade가 구해지면 volumetric composition을 이용하여 투영평면에 투영되어진다. Volumetric composition은 Blinn[11]에 의해 처음 소개되었는데 구름과 같은 반투명한 물체를 simulation하기위해 고안되었다. 후에 이 기술은 Levoy[15]에 의해 X-ray CT에 의해 구해진 volumetric dataset을 형상화하기위해 사용되어졌다.

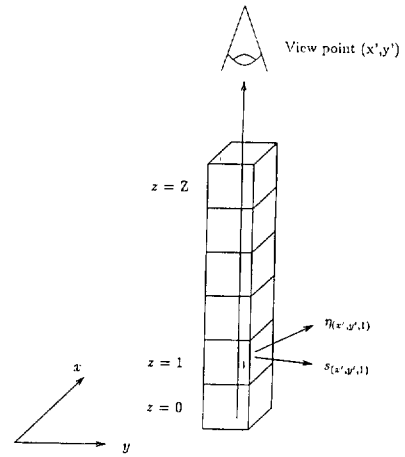


그림 3. Volumetric decomposition



그림 4. X-ray CT영상을 이용한 Volumetric rendering

그림 3은 z방향을따라 투영평면상의 어떤점(view point)으로 투영되고자하는 공간화소의 한 열을 보여준다.  $\eta(x, y, z)$ 와  $S(x, y, z)$ 가 각각 공간화소  $(x, y, z)$ 에서의 불투명도와 구해진 shade라고 가정하면  $(x', y')$ 으로 투영된 빛의 세기,  $I(x', y')$ 는

$$I(x', y') = \sum_{z=0}^z \left[ S(x', y', z) \prod_{w=z+1}^z (1 - \eta(x', y', w)) \right] \quad (5)$$

이다.

### 3. Volumetric Rendering의 실제응용

그림 4는 volumetric rendering 기술을 이용하여 X-ray CT에서 얻어진 volumetric dataset에서 두개골(뼈) 부분만 재구성하여 형상화 시킨 결과이다. Volumetric dataset은 환자의 頭部를 3mm간격으로 87개의 slice를 촬영하여 얻었으며 두개골을 포함한 각 조직(물체)의 분류는 Choi의 partial volume classification algorithm[1, 2]을 사용하였다. 뼈를 제외한 나머지 분류된 각 조직의 불투명도는 영을 지정하였으며 뼈는 완전히 불투명하게 하였다.

그림 5는 같은 dataset을 135도 회전시킨다음 투영 시킨 결과이다. 각 단층영상에서 region of interest (ROI)를 적용하여 ROI외부의 화소는 투명하게 만든 결과 두개골의 특정부분을 잘라낸 듯한 효과를 보여 주고 있다. 또한 연세포조직의 불투명도가 영이므로



그림 5. (그림 4)영상의 135도 회전

환자의 두개골내부가 불규칙하게 자라고 있는 모습을 보여준다.

### 4. 결 론

본 글에서는 구미에서 활발히 실용화 되고 있는 volumetric rendering 기술을 간략히 소개하였다. 특히 이기술은 volumetric dataset을 쉽게 구할 수 있는 진단방사선과에게 활발히 실용화를 연구하고 있으며 최근에는 몇 대규모 병원에서 surgical planning을 위한 임상에도 사용하기 시작하였으며 향후 암환자의 방사선치료, 신경외과의 stereotaxic surgery등으로 그 활용범위를 넓히기위해 많은 연구를 하고있다. 그의 본 기술은 volumetric dataset을 구할 수 있는 모든분야에 적용이 가능하다. 특히 등고선 data를 이용한 地形의 형상화는 군사적 용도로 진요하게 쓰일 수 있다.

### 참 고 문 헌

- [ 1 ] H.S. Choi, D.R. Haynor, and Y. Kim, "Partial volume tissue classification of multichannel magnetic resonance images-A mixel model," IEEE Transaction on Medical Imaging, Vol. 10, No. 3, pp. 395-407, 1991.
- [ 2 ] H.S. Choi, D.R. Haynor, and Y.Kim, "Multivariate tissue classification of MRI images for 3-D volume reconstruction-A statistical approach,"
- [ 3 ] G. Frieder, D. Gordon, and R.A. Reynolds, "Back to front display of voxel-based object," IEEE Trans. Comput. Graphics Applicat., Vol. 5-1, pp. 52-60. 1985.
- [ 4 ] R.A. Drebin, L. Carperter, and P.Hanrahan, "Volume rendering," Proc. SIGGRAPH'88, Vol. 22, pp. 65-74, 1988.
- [ 5 ] A. Sunguruff and D. Greeberg, "Computer generated images for medical applications," Comput. Graphics, (SIGGRARH 78), Vol. 12, pp. 196-202, 1978.
- [ 6 ] M.W. Vannier, L.M. Jeffrey, and O.W. Marsh, "Three dimensional computer graphics for craniofacial surgical planning and evaluation," Comput. Graphics, (SIGGRAPH 78), Vol. 17-3, pp. 263-278, 1983.
- [ 7 ] D. Gordon, G.T. Herman, R.A. Raynolds, and J.K.

- 
- Udupa, "Surface shading in the cuberille environment," *Comput. Vision Graphics, and Image Process.*, Vol. 29. pp. 361-379, 1985.
- [ 8 ] D. Schreiter and J.B. Zimmerman, "Evaluation of 3D voxel rendering algorithms for real-time interaction on an SIMD graphics processor," *Proc. SPIE Medical Imaging II*, Vol. 914, pp. 1291-1298.
- [ 9 ] L. Bergman, H. Fuchs, and E. Grand, "Image rendering by adaptive refinement," *Comput. Graphics*, Vol 20-4, pp. 29-37, 1986.
- [10] K. Hohne, M. Bomans, U. Tiede, and M. Riemer, "Display of multiple 3D-objects using the generalized voxel-model." *Proc. SPIE Medical Imaging II*. Vol. 914, p. 850-855, 1988.
- [11] J.F. Blinn, "Light reflection functions for simulation of clouds and dusty surfaces," *Comput. Graphics*, vol. 14, No. 3. pp. 21-29, 1982.
- [12] H.S. Choi, "Partial volume tissue classification of multichannel MRI and its applications-A mixel model," Ph.D. Dissertation, University of Washington, Washington, USA, 1990.
- [13] B. Phong, "Illunination for computer generated pictures," *Commun. ACM*, Vol. 18, No. 6, pp. 311-317, 1975.
- [14] J.D. Foley and A. Van Dam, *Fundamentals of Interactive Computer Graphics*, Reading, Massachusetts: Addison-Wesley, 1984.
- [15] M. Levoy, "Direct visualization of surfaces from computed tomography data," *Proc. SPIE Medical Imaging II*, Vol. 914, pp. 361-379, 1985.
- 



**최환수(崔煥洙)**

1961년 12월 25일생. 1984년 서울대 공대 제어계측공학과 졸업.

1986년 University of Washington 대학원 졸업. 1990년 University of Washington 졸업(공학). 1990-1992년 (주)금성사 컴퓨터연구소 선임연구원. 현재 명지대학교 전기공학과 조교수.