

PC 기반의 3차원 의료영상 재구성 시스템의 고속화 설계

배수현, 김선호¹, 유선국²

연세대학교 대학원 생체공학협동과정
연세대학교 의과대학 신경외과학교실¹
연세대학교 의과대학 의용공학교실²

Speed Optimization Design of 3D Medical Image Reconstruction System Based on PC

S. H. Bae, S. H. Kim¹, S. K. Yoo²

Department of Biomedical Engineering, Graduate School, Yonsei University

Department of Neurosurgery, College of Medicine, Yonsei University¹

Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University²

ABSTRACT

3D medical image reconstruction techniques are useful to figure out complex 3D structure from the set of 2D sections but their implementations are difficult due to processor's limitation and their computational complexity. In this paper, we propose a new speed optimization technique for accelerating the volume rendering algorithm.

In addition, the whole procedure for reconstructing the medical images are constructed by using Visual C++ 5.0 under PC environment. They include classification, shading and ray-casting.

I. 서론

MR이나 CT의 개발은 의사들이 유용하게 활용할 수 있는 정보의 양을 증가시켰으며 결과적으로 진단 능력의 많은 향상을 가져왔다. 그러나 MR이나 CT로부터 얻은 의료영상은 2차원 영상이며 2차원 평면에 나타내어진 의료영상은 해부학 등과 관련된 3차원 특성을 충분히 나타낼 수 없다. 이들 영상의 3차원적 재구성은 의사들의 상상에 의해 이루어지며 많은 연구와 훈련을 필요로 한다. 그리고 의사들의 많은 연구와 훈련에 의해 습득되어진 3차원 모델링 방법을 임상 의사에게 충분하게 전달하는 것은 불가능하였다. 이러한 2차원 의료영상의 단점을 개선하기 위하여 2차원 의료영상을 많은 시간과 연구, 훈련을 통하여 습득되어질 수 있는 복잡한 해부학적인 특성들을 쉽게 이해할 수 있는 3차원 의료영상으로 재구성하는 시스템의 구현이 필요하다.

본 논문에서는 3차원 영상을 재구성하는 방법으로 voxel로 이루어진 3차원 데이터를 영상으로 재구성하는 방법인 volume rendering을 채택하였다. volume rendering의 대표적인 장점은 3차원 영상에

명암을 주어 화면에 표시하기 위해서는 표면을 추출하여 표면의 기울기를 계산하여야하는 초기의 3차원 영상 재구성 알고리즘에 비해 경계추출 없이 영상을 표면 추출과정 없이 획득할 수 있다는 것이다.

volume rendering의 단점은 2차원 영상을 3차원으로 재구성하기 위하여 3차원 데이터에 포함된 모든 voxel이 계산 과정에 포함되어야 한다는 것이다. 이러한 많은 계산량은 일반적으로 데이터의 크기가 큰 의료영상에 적용되는 데는 많은 문제점을 가지고 있다. 본 논문에서는 이러한 volume rendering의 단점인 계산량을 효과적으로 줄여 이를 의료영상에 적용시켜 고속화된 3차원 의료영상 재구성 시스템을 설계하는 것이다. 가장 널리 사용되는 속도개선 방법은 ray-casting과정에서 적절한 순간에 ray-casting을 중단시키는 early ray termination방법이다. 그러나 이 방법은 classification과정에서 할당된 opacity의 값이 크지 않을 경우 효과가 크지 않다. 본 논문에서 사용하는 방법은 3차원 영상을 재구성하는 image-order technique에서 투사되는 빛의 수를 효과적으로 조절하여 결과 영상에 영향을 미치지 않는 voxel의 계산을 줄여 알고리즘의 고속화를 이루고자 한다.

II. 방법

1. Volume Rendering Algorithm

volume rendering algorithm은 다음과 같은 과정으로 구성된다. 그림 1은 의료영상의 3차원 재구성 과정인 volume rendering과 surface rendering 과정을 나타낸다.

1.1 Data Preparation

volume rendering의 처음 과정은 데이터를 준비하는 과정이다. MR이나 CT에 의해 습득된 2차원 의료영상을 3차원 데이터로 합성하는 과정이다. 이 과정은 2차원 데이터에서 환자의 움직임 보정, 3차원 데

이더로 합성되는 과정에서 추가되는 voxel에 대한 interpolation, 그리고 segmentation 등을 포함한다. 일반적으로 3차원 데이터로 합성된 각 voxel은 8-bit gray value로 나타내어진다.

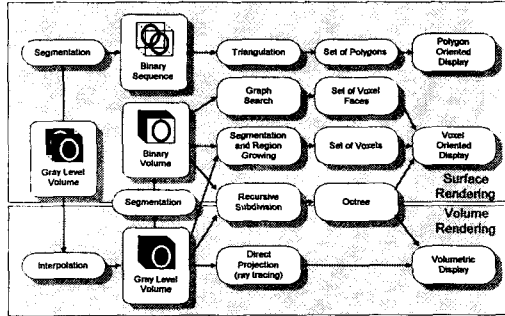


그림 1. 의료 영상의 3차원 재구성 과정 (Referenced by Surface and Volume Rendering Technique to Display 3D data)

1.2 Classification

volume rendering에서 가장 중요한 부분은 나타내 고자 하는 부분에 적절한 opacity를 주어 영상의 재 구성을 빠르고 정확하게 하는 것이다. classification 방법 중 하나는 fuzzy segmentation 과정을 거쳐 그 결과를 ray-casting 과정에서 사용될 수 있는 fuzzy object map으로 할당하는 것이다. 일반적으로 많이 사용되는 classification 함수는 선형함수와 Gaussian함수, 그리고 sinus함수가 있으며 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$a_{step\ linear}(x) = \begin{cases} 0 & x \leq x_{min} \\ \left(\frac{x - x_{min}}{x_{max} - x_{min}} \right) & x_{min} \leq x \leq x_{max} \\ 1 & x \geq x_{max} \end{cases}$$

$$a_{step\ Gaussian}(x) = \begin{cases} 0 & x \leq x_{min} \\ e^{-\left(\frac{(x - x_{max})^2}{2w^2} \right)} & x_{min} \leq x \leq x_{max} \\ 1 & x \geq x_{max} \end{cases}$$

$$a_{step\ sinus}(x) = \begin{cases} 0 & x \leq x_{min} \\ \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \sin\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{x - x_0}{w} \right) & x_{min} \leq x \leq x_{max} \\ 1 & x \geq x_{max} \end{cases}$$

여기서 x_{min} 과 x_{max} 는 3차원 데이터 중 재구성 할 부분의 최소와 최대의 gray value를 의미한다.

1.3 Shading

Shading과정은 재구성된 영상의 사실감을 부여하기 위한 음영처리 과정이다. 이 과정은 광원과 물체에 반사되어지는 빛, 물체에서 빛이 반사되는 정도, 관찰자의 위치 등을 고려하여 각 voxel의 값을 계산하는 Phong Shading이 많이 사용된다. Phong Shading의 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$S(x, y, z) = K_a + (K_d(\vec{L} \cdot \vec{N}) + K_s(\vec{R} \cdot \vec{V})^n) \left(1 - K \frac{z}{z_{max}}\right)$$

K_a = fraction of ambient reflection
 K_d = fraction of diffuse reflection
 K_s = fraction of specular reflection
 K = depth factor
 n = exponent of modeling highlights
 \vec{N} = surface normal vector at location x, y, z
 \vec{L} = normalized vector in direction of light source
 \vec{V} = normalized vector in direction of observer
 \vec{R} = normalized vector in direction of reflected ray
 최종적인 voxel의 값은 위에서 계산된 $S(x, y, z)$ 와 3차원 데이터의 voxel 값의 곱으로 나타내어진다.

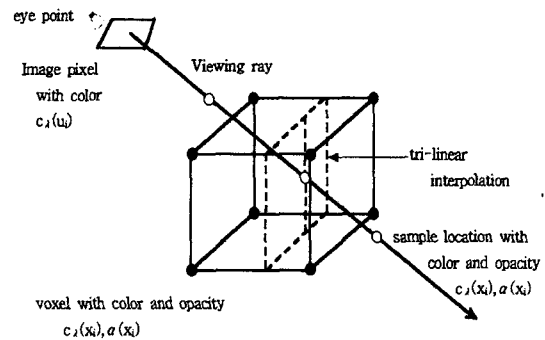


그림 2. Ray-Casting Algorithm

1.4 Ray-Casting

volume rendering을 구현하기 위한 가장 효과적인 방법은 ray-casting 알고리즘을 사용하는 것이다. ray-casting 알고리즘은 계층적인 구조를 만들기 위한 전처리(pre-processing)과정이 필요 없다. 그림 2에서처럼 ray-casting 과정에서는 빛이 데이터의 voxel로 들어가면서 주위의 voxel과 trilinear interpolation에 의한 interpolation과정을 거치고 voxel값과 opacity의 re-sampling과정을 거쳐 최종적으로 영상평면의 각 pixel의 값으로 합성된다. 3차원 좌표계에서 투사되는 빛 ρ 의 정의는 다음과 같다.

$$\rho(t) = [x_t \ y_t \ z_t] = [x_0 + D_x t \ y_0 + D_y t \ z_0 + D_z t]$$

여기서 각 빛 ρ 에 대해서 값 (x_0, y_0, z_0) 은 영상평면의 각 pixel의 위치에 의해 결정되며 방향벡터 (D_x, D_y, D_z) 는 pixel과 관찰자의 위치사이의 방향벡터를 나타낸다. 따라서 영상평면의 pixel $p(x_0, y_0)$ 에서 투사되는 빛은 다음과 같이 정의된다.

$$\rho(x_0, y_0, t) = [x_t \ y_t \ z_t] =$$

$$[x_0 \ y_0 \ z_0] + [0 \ 0 \ 1] \cdot t = [x_0 \ y_0 \ t]$$

투사된 빛의 궤적을 따라 shading과정에서 결정된 voxel의 gray 값인 color와 classification과정에서 결정된 opacity의 합성은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$C_{out}^*(r, R) = C_{in}^*(r, R) + C^*(R)[1 - a_{in}(r, R)]$$

$$a_{out}(r, R) = a_{in}(r, R) + a(R)[1 - a(r, R)]$$

where:

$$C_{in}^*(r, R) = C_{in}(r, R)a_{in}(r, R),$$

$$C_{out}^*(r, R) = C_{out}(r, R)a_{out}(r, R)$$

$$C^*(r, R) = C(r, R)a(r, R)$$

여기서 r은 영상평면의 화소를 나타내는 좌표(i, j)를 의미하며 R은 투사된 빛이 3차원 데이터를 지나는 위치(i, j, k)를 나타낸다.

2. Volume Rendering Algorithm의 속도개선

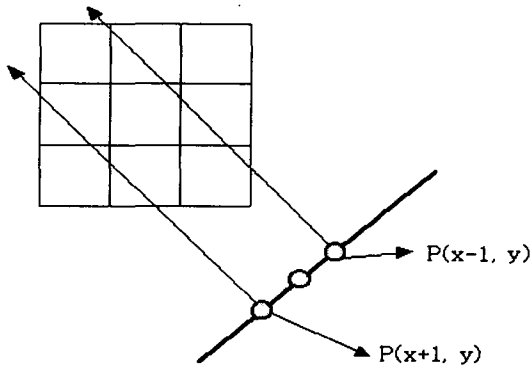


그림 3. 투사되는 빛의 수 조절

효과적인 volume rendering을 위해 사용하는 ray-casting 알고리즘의 가장 큰 단점은 3차원 데이터에 포함된 모든 voxel이 계산되어야 한다는 것이다. 따라서 ray-casting에 소요되는 시간은 데이터의 크기에 선형적으로 비례한다. 이러한 이유 때문에 일반적으로 데이터의 크기가 큰 의료영상의 경우 2차원 영상을 3차원으로 재구성하는데 많은 시간이 소요된다. 이러한 단점을 개선하기 위하여 본 논문에서는 영상평면에서 투사되는 빛의 수를 효과적으로 줄이는 방법을 채택하였다.

그림 3에서처럼 영상평면의 크기가 N×N 이라고 가정하면 X축 방향의 투사되는 빛의 수를 일정한 간격 N/2로 줄이고 빛이 투사되지 않는 pixel의 값을 인접한 두 화소의 값을 interpolation하여 얻을 수 있다. 그림 3에서처럼 P(x-1, y), P(x+1, y)에서만 빛을 투사하였을 경우 P(x, y)의 값은 직접적으로 얻을 수 없다. 일반적으로 MR이나 CT같은 의료영상은 피부(soft tissue), 뼈(bone), 지방(fat), 공기(air)의 네 부분의 조직으로 나눌 수 있고 의료영상에서는 위의 네 조직 중 두개 이상의 조직이 혼합되는 경우는 아주 드물다. 그리고 네 조직의 일반적인 혼합은 지방/공기, 지방/피부 그리고 피부/뼈의 세 가지 경우로 나눌 수 있다. 본 논문에서는 의료영상의 3차원 데이터는 위에서 언급한 세 가지 경우만을 가능한 혼합이라고 가정한다. 이러한 가정에서는 2차원 영상평면에 최종적으로 나타내어지는 영상에서 경계부

분을 제외한 나머지 부분은 한 pixel의 gray 값은 인접한 pixel의 gray 값과 큰 차이를 갖지 않는다. 따라서 P(x, y)의 값은 어떤 특정한 문턱값(threshold value)을 설정하고 P(x-1, y)의 값과 P(x+1, y)의 값을 비교하여 두 pixel 값의 차이가 문턱값 보다 클 경우 경계부분 등 gray 값이 급격히 변하는 부분으로 인정하고 (x, y)의 위치에서 빛을 투사하여 값을 얻는다. 그리고 P(x-1, y)와 P(x+1, y)의 값의 차가 미리 정한 문턱값 보다 작을 경우 같은 조직이라 가정하고 빛이 투사된 인접한 pixel의 gray 값을 이용하여 interpolation에 의해 P(x, y)의 값을 얻을 수 있다. 일반적으로 2차원 영상처리에 사용되는 interpolation은 인접한 pixel 값을 이용하는 linear interpolation을 사용한다. 본 논문에서는 Higher Order Interpolation인 cubic convolution interpolation과 B-Spline interpolation을 사용하였다. 1차원 cubic convolution 함수는 다음과 같으며 그림 4는 cubic convolution interpolation 함수를 나타낸다.

$$f(x) = \begin{cases} (a+2)|x|^3 - (a+3)|x|^2 + 1 & 0 \leq |x| < 1 \\ a|x|^3 - 5a|x|^2 + 8a|x| - 4a & 1 \leq |x| < 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases}$$

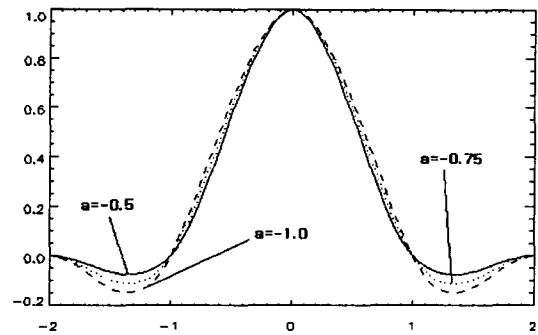


그림 4 Cubic convolution interpolation function for a=-0.5, -0.75 and -1.0

위의 식에서 일반적으로 많이 사용되는 a값은 -0.5, -0.75 그리고 -1.0이다. a가 -0.5일 경우 interpolation된 영상의 mean square error가 가장 작아지며 a가 -1.0일 경우 가장 좋은 시각효과를 보인다.

B-Spline interpolation은 cubic convolution interpolation의 특수한 형태라고 볼 수 있으며 1차원 B-Spline 함수는 다음과 같다.

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{2}|x|^3 - |x|^2 + \frac{2}{3} & 0 \leq |x| < 1 \\ -\frac{1}{6}|x|^3 + |x|^2 - 2|x| + \frac{4}{3} & 1 \leq |x| < 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases}$$

III. 결 론

본 논문에서는 3차원 의료영상을 고속으로 재구성하기 위하여 volume rendering 알고리즘의 효과적인 ray-casting과정에 관하여 연구하였다. 동일한 환경

에서 본 논문에서 채택한 알고리즘을 사용한 경우와 그렇지 않은 경우를 비교하면 $256 \times 256 \times 256$ 데이터를 재구성하는데 약 50% 정도의 속도개선을 보였으며 영상의 질은 다소 떨어졌다. 빛의 수를 줄이지 않고 ray-casting을 했을 경우, Windows 95기반의 Pentium 120MHz PC에서 한 프레임의 영상을 얻는데 약 15초의 시간이 걸렸고 투사되는 빛의 수의 조절과 B-Spline interpolation을 사용했을 경우 한 프레임의 영상을 얻는데 약 7초의 시간이 걸렸다. 그리고 진자의 방법에 의한 영상과 후자의 방법에 의한 영상의 PSNR은 24dB이다. 후자의 방법에 의한 영상의 화질 개선문제는 앞으로 더 연구되어야 할 과제이다. 또 3차원 의료영상을 재구성하는 경우, 3차원 재구성과정 뿐 아니라 2차원 영상에서의 segmentation 등 전처리 과정도 ray-casting과정이나 projection 과정에서의 계산량을 줄여 속도 개선에 영향을 미친다. 이에 대한 계속적인 연구가 필요하다.

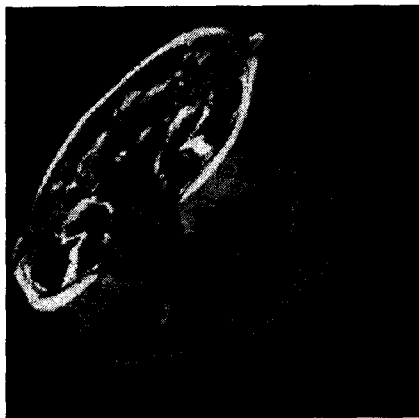
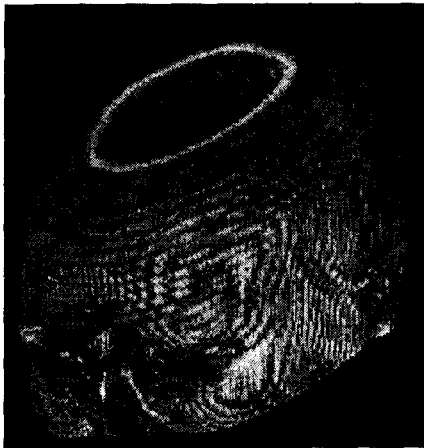


그림 5. 의료영상 재구성의 결과

IV. 참고 문헌

- [1] Philippe Lacroute and Marc Levoy, "Fast Volume Rendering Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transformation, Computer Graphics, 1994, pp. 451-458
- [2] Tiede U. et al, "Investigation of Medical 3D-rendering algorithm," IEEE CG&A, 1990, pp. 41-53
- [3] Richard S. Gallagher, "Computer Visualization," CRC Press, 1995, pp. 171-202
- [4] Arthur W. Toga and John C. Mazziotta, "Brain Mapping, The Methods," Academic Press, 1996, pp. 423-443
- [5] Marc Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data," IEEE CG&A, Vol. 8, No. 3, May, 1988, pp.29-37
- [6] Robert A. Drebin et al, "Volumetric Rendering of Computed Tomography Data : Principles and Techniques," IEEE CG&A, Vol. 12, No. 7, April, 1990, pp. 24-32
- [7] Marc Levoy, "Efficient Ray Tracing of Volume Data," Computer Graphics, Vol. 9, No. 3, July, 1990, pp. 245-261
- [8] Jayaram K. Udupa and Dewey Odhner, "Shell Rendering," IEEE CG&A, Vol. 13, No. 6, 1993, pp. 58-67
- [9] Christian Barillot, "Surface and volume rendering technique to display 3D data," IEEE Engineering in Medicine and Biology, March, 1993, pp. 111-119
- [10] R. A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume Rendering," Computer Graphics, Vol. 22, No. 4, Aug. 1988, pp. 65-74

*Acknowledgement

본 연구는 1997년도 보건복지부 G7 의료공학기술 개발사업의 결과이다.