

PC 기반의 3차원 의료영상 재구성 시스템의 고속화 설계

배수현·김선호*·유선국

연세대학교 의과대학 의용공학교실, *연세대학교 의과대학 신경외과학교실
(1997년 12월 24일 접수, 1998년 3월 18일 채택)

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

S.H. Bae, S.H. Kim*, S.K. Yoo

Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine, Yonsei University
(Received December 24, 1997, Accepted March 18, 1998)

요약 : 3차원 의료영상 재구성 기법은 2차원 의료영상으로부터 인체의 복잡한 3차원 구조를 이해하는데 많은 도움을 준다. 본 논문에서 구현한 3차원 의료영상 재구성 시스템은 저가의 PC 기반에서 시스템의 환경에 상관없이 사용될 수 있도록 Visual C++ 4.2를 이용하여 작성하였으며 향후 확장성을 고려하여 각 기능을 모듈화 시켰다. 모듈 설계된 3차원 의료영상 재구성 시스템은 데이터 준비, 그래디언트 근사화, 분할, 음영처리, 좌표시스템 변환, 그리고 광선투사와 합성 모듈로 구성되었다. 본 논문에서는 3차원 의료영상 재구성 방법의 속도문제를 개선하여 저가의 PC 환경에서 구현하였다. PC 환경에서 3차원 의료영상 재구성 시스템을 구현하기 위하여 광선투사를 재구성되는 영상에 영향을 주지 않는 범위에서 조기 중단 시키는 알고리즘과 영상 재구성에 참여하는 체적소를 줄이는 방법, 그리고 영상을 재구성하기 위한 광선투사 과정에서 투사되는 광선의 수를 줄이는 방법 등을 적용하여 PC환경에서 3차원 의료영상 재구성 시스템의 고속화를 이루었으며 실험에 의해서 PC환경에서도 의료영상 재구성 알고리즘이 효과적으로 사용되었다.

Abstract : 3D medical image reconstruction techniques are useful to figure out complex 3D structures from the set of 2D sections. In this paper, 3D medical image reconstruction system is constructed under PC environment and programmed based on modular programming by using Visual C++ 4.2. The whole procedures are composed of data preparation, gradient estimation, classification, shading, transformation and ray-casting & compositing. Three speed optimization techniques are used for accelerating 3D medical image reconstruction technique. One is to reduce the rays when cast rays to reconstruct 3D medical image, another is to reduce the voxels to be calculated and the other is to apply early ray termination. To implement 3D medical image reconstruction system based on PC, speed optimization techniques are experimented and applied.

Key words : PC environment, Volume rendering, Surface rendering, Speed optimization

서론

지금까지의 3차원 영상 재구성 기법은 3차원 데이터의 크기, 데이터를 처리하는 많은 계산량과 속도문제 등의 이유로 처리 속도가 빠른 고성능 컴퓨터인 워크스테이션(workstation)을 중

심으로 발전하였으며 고가의 장비인 워크스테이션의 사용은 3차원 영상 재구성 시스템이 일반화되어 사용되는데 단점으로 작용하였다. 본 논문에서는 지금까지 고가의 워크스테이션을 중심으로 구현된 3차원 영상 재구성 기법을 저가의 PC 환경에서 구현하여 이를 의료영상에 적용시켜 PC 기반의 3차원 의료영상 재구성 시스템을 구현하고자 한다. 그리고 PC 환경에서 3차원 의료 영상 재구성 시스템을 구성할 경우 가장 큰 문제점인 데이터를 처리하는 속도를 개선시키고자 한다.

본 논문에서는 PC 기반에서 속도문제의 개선을 위하여 3차원

본 연구는 1997년도 보건복지부 G7 의료공학기술개발사업의 지원을 받았음.

통신저자 : 유선국, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134
Tel. (02)361-5403, Fax. (02)363-9923

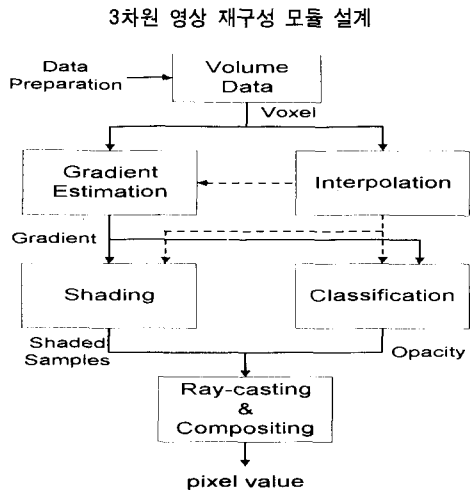


그림 1. 체적 재구성 알고리즘의 구조
Fig. 1. Volume Rendering Algorithm Structure

의료영상 재구성 방법의 단점인 계산량을 줄여 이를 의료영상에 적용시켜 고속화된 3차원 의료영상 재구성 시스템을 구성하고자 한다. 속도개선을 위해 사용하는 방법은 3차원 영상을 재구성하는 영상 정렬 방식(image-order technique)에서 투사되는 빛의 수를 줄여 영상을 구성하고 빛이 투사되지 않아 손실된 영상의 부분은 빛의 재투사나 영상 보간에 의해 보상하는 방법, 결과 영상에 영향을 미치지 않는 체적소를 검출하여 계산과정에서 제외시킴으로서 영상 재구성의 계산량을 줄여 속도를 개선시키는 방법, 그리고 데이터의 계산을 영상의 질에 영향을 미치지 않는 지점에서 중단시켜 계산량을 줄이는 방법 등을 사용하여 3차원 의료영상 재구성 방법의 고속화를 이루고자 한다.

1. PC 기반의 3차원 의료영상 재구성 알고리즘의 모듈화 설계

본 논문에서 구성한 의료영상 재구성 시스템은 그림 1에서처럼 데이터 준비(data preparation), 그래디언트 근사화(gradient estimation), 분할(classification), 음영처리(shading), 좌표 시스템 변환(transformation), 그리고 광선투사(ray-casting)와 합성(compositing)과정으로 나눌 수 있다.

1) 3차원 데이터 준비

3차원 의료영상 재구성 시스템의 처음 과정은 그림 1에서처럼 2차원 의료영상을 3차원 의료영상 데이터로 준비하는 과정이다. MR이나 CT에 의해 획득된 의료영상은 2차원 영상이며 이러한 영상은 환자에 대한 방사선의 과다한 노출을 방지하기 위하여 실제 촬영되는 2차원 단면간의 간격이 체적소(voxel)의 높이 보다 높게된다. 이러한 단면간의 높은 간격은 정육면체로 고려되는 체적소를 직육면체로 만들게 되므로 영상을 찌그러지게 하여 단면간의 사이에 계단과 같은 층이 형성된다. 이러한 현상을 보완하기 위하여 trilinear 보간법을 사용하여 새로운 데이터로 합성한다[1].

2) 음영처리

본 논문에서는 음영처리 모델로 Phong 음영처리(Phong shading)를 사용하였다[2]. Phong 음영처리는 광원과 물체에 반사되어지는 빛, 물체에서 빛이 반사되어지는 정도, 관찰자의 위치 등을 고려하여 각 체적소에서의 색 값을 결정한다. Phong 음영처리는 식 (1)과 같이 나타내어진다.

$$C(x_i) = c_p \cdot (k_a + \frac{1}{k_1 + k_2 d(x_i)} [k_d(\vec{N}(x_i) \cdot \vec{L}) + k_s(\vec{N}(x_i) \cdot \vec{H})^n]) \quad (1)$$

- $C(x_i)$: color at voxel location x_i
- c_p : color of parallel light source
- k_a : ambient reflection coefficient
- k_d : diffuse reflection coefficient
- k_s : specular reflection coefficient
- n : exponent used to approximate highlight
- k_1, k_2 : constants used in linear approximation of depth-cueing
- $d(x_i)$: perpendicular distance from image plane to voxel location x_i ,
- $\vec{N}(x_i)$: surface normal at voxel location x_i ,
- \vec{L} : normalized vector in direction of light source
- \vec{H} : normalized vector in direction of maximum highlight

위의 식에서 표면 정규벡터 $N(x_i)$ 은 $\frac{\nabla f(x_i)}{|\nabla f(x_i)|}$ 의 식에 의해 계산되는 근사화된 그래디언트를 사용하며 $\nabla f(x_i)$ 는 식 (2)에 의해 구해진다[1].

$$\nabla f(x_i) = [\frac{1}{2}[f(x_{i+1}, y, z_k) - f(x_{i-1}, y, z_k)], \frac{1}{2}[f(x, y_{j+1}, z_k) - f(x, y_{j-1}, z_k)], \frac{1}{2}[f(x, y, z_{k+1}) - f(x, y, z_{k-1})]] \quad (2)$$

본 논문에서는 재구성된 영상의 스무딩(smoothing)효과를 관찰하기 위하여 Phong 음영처리에서 표면정규벡터와 광원벡터를 고려하지 않고 관찰자와 물체와의 거리에 의한 감쇄 정도를 고려한 깊이 음영처리(depth shading)와 식 (1)에서 나타난 모든 요소를 고려한 Phong 음영처리를 함께 구현하였다.

3) 좌표시스템의 변환

3차원 물체에 대한 임의의 위치에서의 관측은 좌표시스템 변환에 의해 이루어진다. 3차원 의료영상 재구성 시스템에서 주로 사용되는 좌표시스템 변환은 평행이동과 회전이며 본 논문에서 사용한 좌표시스템 변환을 식으로 나타내면 다음과 같다[3].

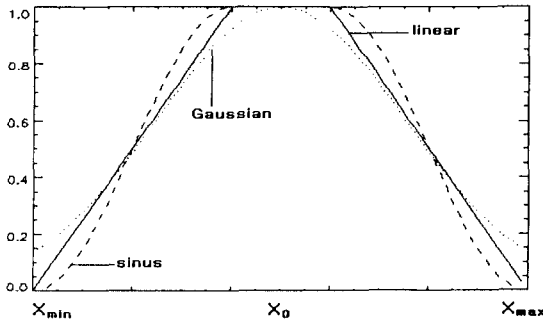


그림 2. 퍼지 분할 함수
Fig. 2. Fuzzy classification function

$$VIEW_MATRIX = T_x T_y$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & -\sin \phi & 0 \\ \sin \theta \sin \phi & \cos \theta & \sin \theta \cos \phi & 0 \\ \cos \theta \sin \phi & -\sin \theta & \cos \theta \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

4) 분할

3차원 데이터 준비과정에서 습득되어진 3차원 데이터로부터 불투명도(opacity)를 계산하여 각 체적소의 위치에 할당하는 과정이 분할과정이다. 본 논문에서 채택한 분할과정 방법은 관심을 가지고 나타내고자 하는 부분에 대한 문턱값(threshold value)을 설정하고 문턱값의 범위에 속하는 부분에 불투명도를 할당하고 나머지 부분에는 불투명도를 할당하지 않는 퍼지(fuzzy)분할 방법을 사용하였다. 이 방법은 사다리꼴 형태의 함수, 삼각함수, 가우시안(Gaussian) 함수 등을 이용하여 나타내고자 하는 각 부분에 불투명도를 할당할 수 있다. 식 (4)는 사다리꼴 형태의 함수를 이용하여 불투명도를 할당하기 위한 수식을 나타내며 그림 2는 사다리꼴 형태의 함수, 삼각함수, 가우시안 함수를 이용한 그래프를 나타낸다[4].

$$\alpha_{trapezoid}(x) = \begin{cases} 0 & x \leq x_{min}, x \geq x_{max} \\ \frac{x - x_{min}}{W - W_f} & x_{min} < x < (x_0 - W) \\ 1 & (x_0 - x) \leq x \leq (x_0 + x) \\ \frac{x_{max} - x}{W - W_f} & (x_0 + x) < x < x_{max} \end{cases} \quad (4)$$

5) 광선투사와 합성

체적 재구성 방법을 실현하기 위한 가장 효과적인 방법은 광선투사 알고리즘을 사용하는 것이다. 광선투사 알고리즘에 의해 음영처리와 분할 과정에서 계산된 3차원 데이터의 각 체적소의 값과 불투명도를 합성하여 2차원 영상평면의 각 화소에 나타나는 최종적인 값을 계산하게 된다. 광선투사 알고리즘은 계층적인 구조를 만들기 위한 전처리과정이 필요 없다. 광선투사 알고

리즘에 의해 음영처리 과정에서 결정된 체적소의 값과 분할 과정에서 결정된 체적소의 불투명도는 영상평면의 각 화소에서 투사된 빛의 궤적을 따라 trilinear 보간법에 의해 리샘플링(re-sampling)되고 이 과정에서 얻어진 색과 불투명도는 FTB(Front-To-Back)나 BTF(Back-To-Front)의 방법에 의해 합성된다[6,7]. 식 (5)는 FTB 방법에 의한 합성을, 식 (6)은 BTF 방법을 나타낸다. 식 (5)와 식 (6)의 수학적 전개는 정확히 일치한다.

$$C_{out}^*(r, R) = C_{in}^*(r, R) + C^*(R)[1 - \alpha_{in}(r, R)] \quad (5)$$

$$\alpha_{out}(r, R) = \alpha_{in}(r, R) + \alpha(R)[1 - \alpha(r, R)]$$

$$C_{out}^*(r, R) = C_{in}^*(r, R)[1 - \alpha_{in}(r, R)] + C^*(R)\alpha(r, R) \quad (6)$$

where:

$$C_{in}^*(r, R) = C_{in}(r, R)\alpha_{in}(r, R), C_{out}^*(r, R) = C_{out}(r, R)\alpha_{out}(r, R)$$

$$C^*(r, R) = C(r, R)\alpha(r, R)$$

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

2. 3차원 의료영상 재구성 알고리즘의 속도개선

본 논문에서 제안하는 속도개선 방법은 좌표시스템 변환과정에서 방향벡터의 계산을 단순화 시켜 속도를 개선하는 방법과 광선투사를 수행하는 과정에서 계산되어지는 체적소의 수를 줄이는 방법, 영상평면에서 투사되는 빛의 수를 줄여 속도를 개선하는 방법, 그리고 위에서 제안한 두 방법과 광선투사의 조기 중단 방법을 합성하여 속도를 개선하는 방법이다.

1) 좌표시스템 변환에서 방향벡터 계산에 의한 속도개선

임의의 각도에서 관찰한 영상을 영상평면에 합성된 최종적인 값을 나타내기 위해서는 투사되는 빛에 대한 좌표시스템 변환 계산을 거쳐야한다. 이때 좌표시스템 변환에는 영상 평면의 1개의 화소에 대해 8번의 곱셈과 6번의 덧셈을 하게 되므로 M개의 화소에서 빛이 투사된다면 $M \times (8 \text{ 곱셈} + 6 \text{ 덧셈})$ 의 계산 시간이 소요되므로 영상 평면에 영상을 나타내는데 많은 시간이 소요된다[5]. 본 논문에서는 이 과정에서 식 (3)에서 계산된 행렬의 수를 줄여 방향벡터를 미리 계산하였고 투사되는 빛의 정의를 식 (7)과 같이 내렸으며 이 과정에서 8번의 곱셈과 6번의 덧셈의 계산을 1번의 곱셈과 1번의 덧셈 연산으로 줄여 속도를 개선하였다.

$$\rho(t) = [x_t, y_t, z_t] = [x_0 + D_x t, y_0 + D_y t, z_0 + D_z t] \quad (7)$$

여기서 각 빛(ρ)에 대해서 값 (x_0, y_0, z_0) 은 영상평면의 각 화소의 위치에 의해서 주어지며 (D_x, D_y, D_z) 는 화소와 관찰자의 위치사이의 방향벡터를 나타낸다. 식 (7)에서 $\rho(t)$ 는 영상평면의 각 화소 (x_0, y_0, z_0) 에서 투사된 빛이 샘플링 간격을 t 로 하여 방향벡터의 방향으로 증가된 위치 (x, y, z) 에서의 빛을 나타낸다.

2) 광선투사의 조기 중단에 의한 속도개선

체적 재구성 방법의 속도개선을 위하여 가장 널리 사용되는 속도개선 방법은 광선 추적의 조기 중단 방법(early ray termination)이다. 이 방법은 광선투사 과정에서 불투명도에 대한 문턱값을 설정하고 광선투사 과정에서 축적되어 계산된 불투명도가 문턱값보다 크게 되면 광선투사를 중단시키는 방법이다. 이때 축적된 불투명도가 문턱값보다 크게 되면 그 이후의 체적소의 값은 최종적인 영상에 영향을 미치지 않는다[7]. 이때 문턱값으로 낮은 값을 선택하면 영상을 재구성하는 시간은 단축되나 영상의 질이 나빠질 수 있고 높은 값의 문턱값을 선택하면 영상을 재구성하는 시간이 길어진다. 또 이 방법은 모든 3차원 데이터의 불투명도 할당 함수가 높은 값의 불투명도를 갖지 않으면 효과가 크지 않다[1]. 그러므로 본 논문에서는 광선투사의 조기 중단에 의한 방법과 다음에 제시되는 다른 속도개선 방법을 혼합하여 사용하였다.

3) 계산되어지는 체적소의 감소에 의한 속도개선

광선투사과정에서는 영상평면에 나타내어지는 최종 영상의 화소의 값에 큰 영향을 미치지 않는 체적소도 계산되어진다. 이때 영상평면의 화소의 값에 영향을 거의 미치지 않는 체적소를 계산과정에서 제외시킨다면 광선투사 알고리즘의 속도를 개선할 수 있을 것이다[8].

계산되어지는 체적소 수를 감소시키는 것은 분할과정에서부터 시작된다. 분할과정에서 3차원 데이터의 각 체적소에 할당된 불투명도, 미리 설정한 낮은 불투명도 문턱값 Ω_L , 그리고 높은 불투명도 문턱값 Ω_H 에 의해 계산에 참여하는 체적소가 결정된다. 여기서 분할과정에서 할당된 불투명도와 마찬가지로 Ω_L 과 Ω_H 는 개구간(0, 1)의 범위의 값이다. 이때 계산에 참여하는 체적소의 집합은 Ω_L 보다 큰 불투명도를 가지는 체적소와 불투명도가 Ω_H 보다 작은 적어도 하나의 이웃하는 체적소를 가지는 체적소들로 이루어져 있다. 이것은 만약 체적소가 큰 값의 불투명도를 가지는 체적소들에 의해 완전히 둘러 쌓여 있다면 이 체적소는 큰 값의 체적소를 가지는 값에 의해 광선투사와 합성과정에서 완전히 가려지기 때문에 최종적인 영상의 결과에 영향을 주지 못하므로 계산에 참여하는 체적소의 집합에서 제외시킨다. 또 체적소의 불투명도가 아주 낮은 값을 가지면 광선투사와 합성과정에서 영상평면에 나타내어지는 최종영상에 영향을 주지 않으므로 계산되어지는 체적소의 집합에서 제외시킨다. 계산에 참여하는 체적소의 집합을 결정하기 위한 문턱값인 Ω_L 과 Ω_H 의 값은 실험적으로 결정되어지며 이 값의 설정은 영상평면에 나타

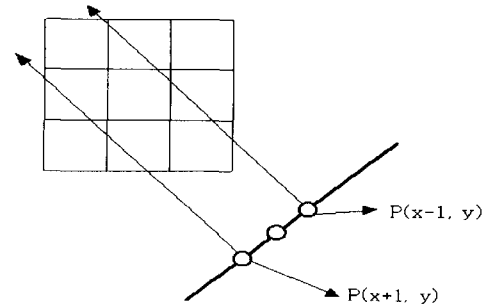


그림 3. 투사되는 빛의 수 조절

Fig. 3. Reducing the rays using subsampling

내어지는 최종적인 영상의 결과와 속도에 영향을 준다. 즉 Ω_L 와 Ω_H 의 차가 클 경우는 둘의 차가 작은 경우보다 많은 체적소가 광선투사 과정에서 계산에 참여하게 되고 결과적으로 많은 계산량을 요구하게 된다. 많은 실제상황에서 Ω_L 와 Ω_H 의 차가 큰 경우와 작은 경우는 적절히 Ω_L 와 Ω_H 가 적절히 선택되었을 경우 최종적인 영상 결과에는 큰 영향을 미치지 못하는 것으로 나타났다.

4) 투사되는 빛의 수의 감소에 의한 속도 개선

본 논문에서는 속도개선을 위하여 마지막으로 채택한 방법은 투사되는 빛의 수를 줄여 속도를 개선하는 방법이다. 이 방법은 빛이 지나가는 3차원 데이터 내에서 불투명도에 대한 문턱값을 설정하고 불투명도가 문턱값보다 작은 부분에 대한 계산을 하지 않는다. 또 영상평면에서 투사되는 빛의 수를 줄여 속도문제를 개선하였다. 그림 3에서 처럼 영상평면의 크기가 $N \times N$ 이라고 가정하면 X축 방향의 투사되는 빛의 수를 일정한 간격으로 $N/2$ 로 줄이고 빛이 투사되지 않는 화소의 값은 인접한 두 화소의 값을 보간시켜 얻을 수 있다.

그림 3에서 $P(x-1, y)$ 와 $P(x+1, y)$ 에서만 빛을 투사하였을 경우 $P(x, y)$ 에서의 값을 얻을 수 없다. 이 경우 $P(x, y)$ 의 값은 어떤 특정한 문턱값을 설정하고 $P(x-1, y)$ 의 값과 $P(x+1, y)$ 의 값을 비교하여 두 화소의 값의 차이가 미리 정한 문턱값보다 클 경우 경계부분 등 화소의 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 차이가 미리 정한 문턱값보다 작을 경우 같은 조직이라 가정하고 빛이 투사된 인접한 화소의 값을 이용하여 보간법에 의해 $P(x, y)$ 의 값을 얻을 수 있다. 일반적으로 2차원 영상처리에서 사용되는 보간법은 인접한 화소를 이용하여 선형적으로 보간하는 선형보간법을 사용한다. 본 논문에서는 고차 보간법(Higher Order Interpolation)인 B-Spline 보간법을 사용하였다. b-spline 보간법은 일반적인 선형 보간법에서 나타날 수 있는 경계부분의 앨리어싱(aliasing) 현상을 많이 줄일 수 있다. 1차원 B-Spline 함수는 식 (8)과 같다.

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{2} |x|^3 - |x|^2 + \frac{2}{3} & 0 \leq |x| < 1 \\ -\frac{1}{6} |x|^3 + |x|^2 - 2|x| + \frac{4}{3} & 1 \leq |x| < 2 \\ 0 & 2 \leq |x| \end{cases} \quad (8)$$

실험 및 결과

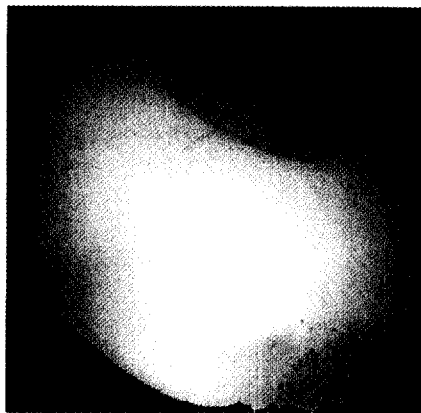
1. 2차원 의료영상의 3차원 의료영상으로의 합성

본 논문에서 사용한 데이터는 MR 영상이다. 이 영상은 머리를 촬영한 영상으로 머리의 4mm를 한 장의 영상으로 촬영하고 1mm의 공간을 두며 4mm 단위로 촬영하였다. 최초로 습득된 영상의 각 화소는 16 bit로 구성되어 있으며 영상의 크기는 256 × 256 이다. 이 영상을 일반적으로 많이 사용되는 gray level인 8비트로 다운샘플링(down sampling)하여 3차원 데이터 준비 과정에서 256 × 256 × 139인 3차원 데이터로 합성하였다. 이 과정에서 trilinear 보간법이 사용되었다. 영상의 합성은 영상의 각 장이 1mm 두께를 이룬다고 가정하였으며 촬영과정에서 생긴 1mm의 공간은 공간의 아래, 위 영상과의 보간에 의하여 계산되었다. 그리고 영상의 각 장이 1mm 두께를 이룬다는 가정으로 나머지 부분의 영상을 보간에 의하여 습득하였다. 본 논문에서는 촬영된 2장의 영상을 보간시켜 나머지 3mm에 해당하는 영상 3장과 1mm 공간에 해당하는 영상 1장을 합성하였다.

2. 3차원 영상 재구성 알고리즘을 적용한 결과

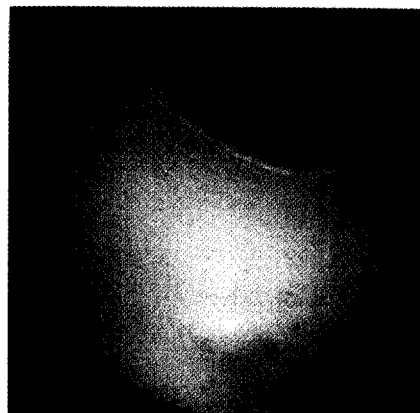
3차원 데이터 준비과정, 그래디언트 근사화 과정, 분할과정을 거치면 광선투사에 의해 3차원 데이터의 각 체적소를 지나면서 불투명도가 할당된 지점에서 음영처리 과정을 거쳐 2차원 영상 평면에 최종적인 영상을 나타내게 된다. 그림 4는 투사된 광선의 추적에 의해 불투명도가 할당된 지점에서 음영처리 과정을 거쳐서 합성된 영상을 나타낸다. 그림 4(a)는 음영처리과정 중 표면 정규 벡터와 광원, 표면에서의 반사 정도를 고려하지 않고 영상평면에서 나타내어지는 표면까지의 거리 정보와 광원의 세기만을 이용한 깊이 음영처리를 나타낸 영상이다. 그림 4(b)는 같은 위치와 같은 세기의 광원을 이용하여 그래디언트와 광원, 표면에서의 반사 정도를 고려한 Phong 음영처리 이용하여 나타낸 영상이다. 그림 4(a)와 그림 4(b)를 비교하면 그림 4(a)의 경우는 표면의 정보가 스무딩되어 나타나며 그림 4(b)의 경우는 표면에서 광원의 반사 정도까지 고려되어 나타난다. 그림 5는 불투명도를 퍼지분할 방법 중 사다리꼴 형태의 분할 방법을 사용하여 3차원 데이터 45~83 사이에 불투명도 0.8을 할당하여 Phong 음영처리를 사용하여 재구성한 영상이다. 이 때 그림 5(a)는 식 (1)에서 K_d 값을 0.35로 그림 5(b)에서는 K_d 값을 0.1로 하여 재구성한 영상이며 K_d 값의 변화에 따라 영상이 차이가 있음을 알 수 있으며 그림 5(a)의 경우가 5(b)의 경우보다 광원과 그래디언트 사이의 관계가 잘 나타남을 알 수 있다.

그림 6은 좌표시스템 변환에 의해 여러 각도에서 영상을 재구성한 결과이다. 좌표계의 변환은 광선투사 과정 전에 이루어지는데 속도개선을 위하여 미리 방향벡터 계산을 하여 그 결과 값을 이용하였다.



a. 깊이 음영처리를 이용한 영상 재구성 결과

The result of image reconstruction using depth shading



b. Phong shading을 이용한 영상 재구성 결과

The result of image reconstruction using Phong shading

그림 4. 체적 재구성 방법에 의한 3차원 영상 재구성
Fig. 4. The images reconstructed by volume rendering

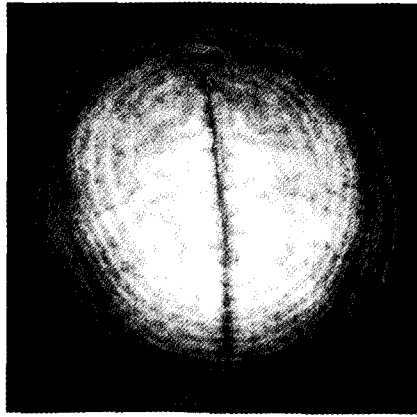
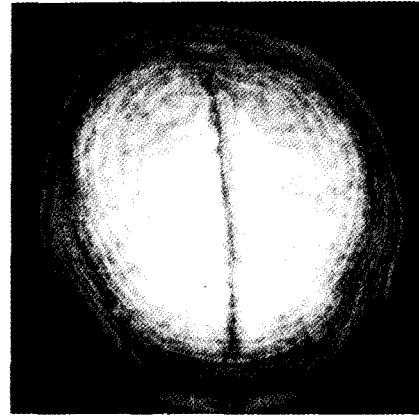
a. $K_d = 0.35$ b. $K_d = 0.1$

그림 5. Phong 음영처리를 사용한 체적 재구성 방법의 결과
 Fig. 5. The result of volume rendering using Phong shading

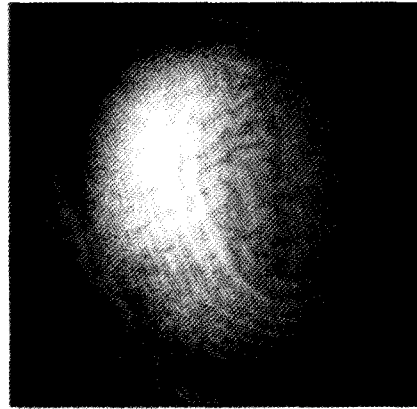
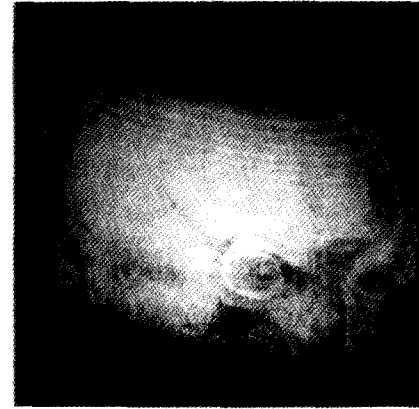
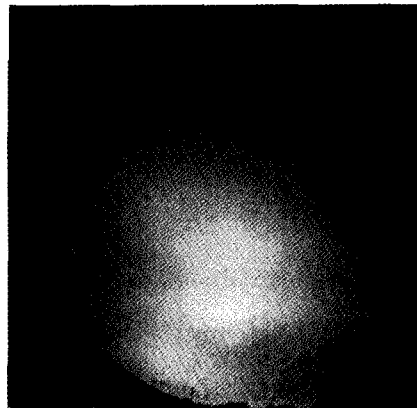
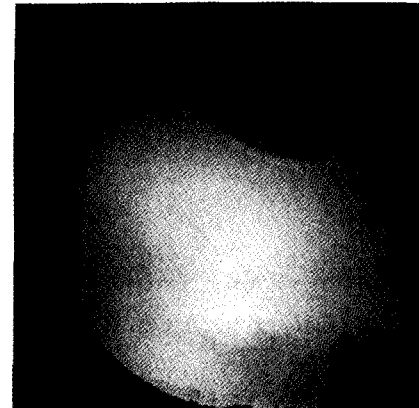
a. $x=0^\circ, y=-35^\circ, z=0^\circ$ b. $x=55^\circ, y=-35^\circ, z=0^\circ$

그림 6. 좌표시스템 변환에 의해 여러 각도에서 재구성한 영상
 Fig. 6. The images observed by various position using transformation

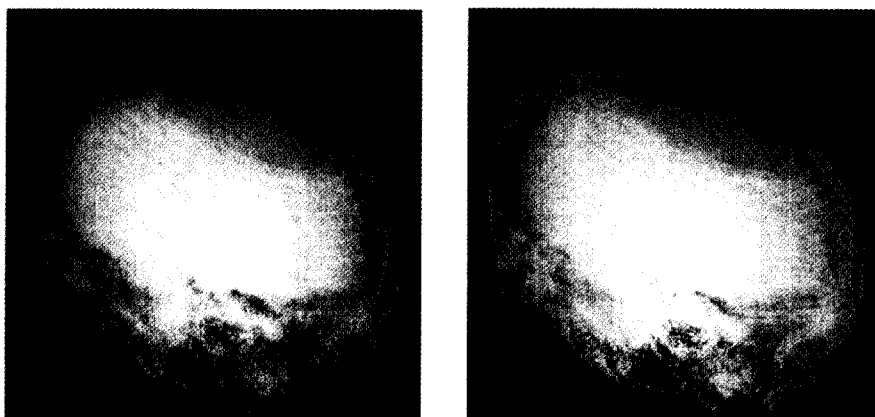


a. 문턱값 0.5



b. 문턱값 0.3

그림 7. 문턱값 설정에 의한 광선투사 조기중단 방법을 적용한 결과
 Fig. 7. The result of early ray termination

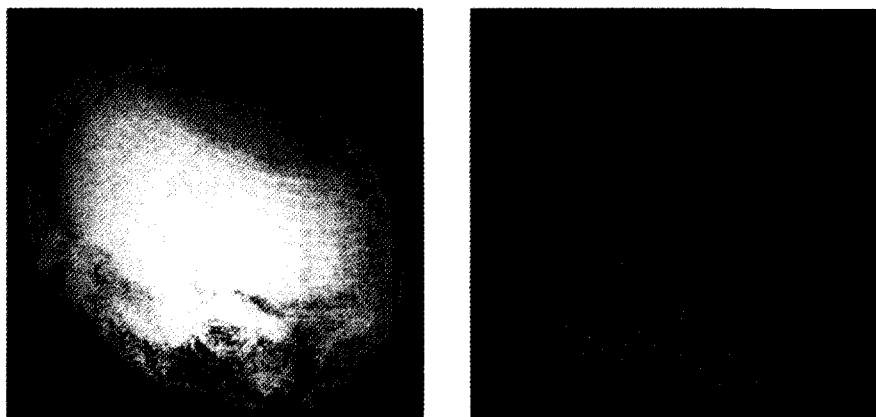


a. $\Omega_1=0.3, \Omega_h=0.75$

b. $\Omega_1=0.4, \Omega_h=0.7$

그림 8. 계산에 참여하는 체적소 수를 감소시켜 재구성한 결과

Fig. 8. The result of image reconstruction reducing the voxels to be calculated



a. 보간법과 광선 재투사에 의해
구성된 영상
The image using subsampling and
interpolation

b. 광선 재투사에 의해 구성된 화소를
나타내는 영상
The image representing re-ray
cast pixels

그림 9. 투사되는 빛의 수 조절에 의해 재구성된 영상
Fig. 9. The result of subsampling

3. 속도개선 알고리즘을 적용한 결과

그림 7은 광선투사와 합성과정에서 광선투사를 적절한 지점에서 조기 중단시키는 방법을 적용하여 속도를 개선시킨 결과이다. 광선투사의 조기 중단은 분할과정에서 할당된 불투명도의 값에 따라 문턱값을 결정하고 투사된 광선을 추적하는 과정에서 축적된 불투명도의 값이 문턱값 보다 크게 될 때 투사된 광선을 추적을 중단한다. 이때 적절한 문턱값은 실험적으로 결정된다. 그림 7의 경우 할당된 최대 불투명도는 0.8이며 광선투사 조기 중단을 위한 문턱값은 그림 7(a)의 경우 0.5이며 그림 7(b)의 경우는 0.3이다. 이때 그림 7(a)의 경우 약 1.8배의 속도개선이 이루어졌으며 7(b)의 경우 2.3배의 속도 개선이 이루어졌다. 문턱값이 너무 작으면 합성된 최종적인 영상을 합성하는데 걸리는

시간은 많이 줄어들지만 영상의 질이 나빠지고 문턱값이 너무 크면 영상을 합성하는데 영향을 거의 주지 않는 체적소까지 계산이 되어 영상을 구성하는데 많은 시간이 걸리게 되므로 적절한 값의 선택이 중요하다.

그림 8은 광선투사와 합성과정에서 계산에 참여하는 체적소의 수 감소에 의해 속도를 개선시킨 결과이다. 그림 8(a)의 경우 계산에 참여하는 체적소를 감소시키기 위한 문턱값은 $\Omega_1=0.3, \Omega_h=0.75$ 이며 할당된 최대 불투명도는 0.8이었다. 그림 8(b)는 그림 8(a)와 같은 조건에서 $\Omega_1=0.4, \Omega_h=0.7$ 의 문턱값을 할당하여 재구성한 결과이다. 그림 8(a)의 경우 약 1.5배의 속도개선을 그림 8(b)의 경우 약 1.4배의 속도개선을 보였다.

그림 9는 투사되는 빛의 수 조절에 의한 속도개선 알고리즘을 적용하여 재구성한 결과이다. 이 경우 그림 3에서처럼 투사되는



- a. 계산에 참여하는 체적소 감소와 광선투사의 조기 종단을 같이 적용한 결과
Combining early ray termination and reducing voxel to be calculated
- b. 계산에 참여하는 체적소의 감소와 투사되는 빛의 수 조절방법을 혼합한 결과
Combining subsampling and reducing voxels to be calculated
- c. 투사되는 빛의 수 조절과 광선투사의 조기종단 방법을 혼합한 결과
Combining early ray termination and subsampling

그림 10. 여러가지 속도개선 방법을 혼합한 결과
Fig. 10. The result of using various speed optimization method

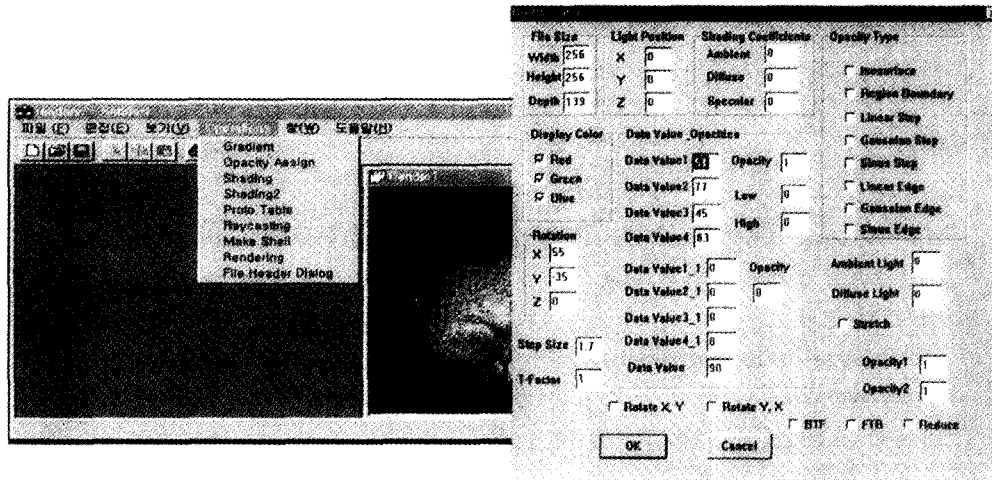


그림 11. 모듈화된 3차원 의료영상 재구성 시스템
Fig. 11. 3D medical image reconstruction system

빛의 수를 줄였고 빛이 투사되지 않은 화소에 대한 값은 b-spline 보간법을 사용하여 결정하였다. 그림 9(a)는 투사되는 빛의 수를 조절하여 약 2.5배의 속도개선을 이룬 결과이며 그림 9(b)는 보간되지 않고 광선의 재투사에 의해 결정된 화소를 나타낸다. 경계부로나 각 화소의 값이 급격히 변하는 부분에서는 보간에 의한 값이 아닌 빛의 재투사에 의해 화소의 값이 결정됨을 알 수 있다.

표 1은 본 논문에서 제안한 속도개선 알고리즘의 성능을 비교한 표이다. 표 1에서 광선 재투사 결정 문턱값은 투사되는 빛의 수를 줄였을 때, 빛이 투사되지 않은 화소 $P(x, y)$ 의 값을 P

$(x-1, y)$ 와 $P(x+1, y)$ 의 값의 차를 비교하여 보간에 의한 값을 사용할지 아니면 빛을 다시 투사하여 값을 계산할지를 결정하는 계수이다. 이 계수는 실험적으로 결정된다. 그림 10은 본 논문에서 제안한 속도개선 알고리즘을 혼합하여 적용한 결과를 보여주는데 대체로 혼합방법에 따라 비슷한 결과를 가져올 수 있으며 데이터를 구성하는 데이터 값, 할당된 불투명도의 범위에 따라 적절한 방법을 혼합하여 선택할 수 있다. 그림 11은 본 논문에서 개발한 모듈화된 함수와 PC 기반의 3차원 의료영상 재구성 시스템을 나타낸다.

표 1. 속도개선 알고리즘의 성능비교

Table 1. The performance of speed optimization algorithm

	투사된 빛의 수	불투명도 할당된 범위	광선투사 조기중단을 위한 범위	광선 재투사 결정 문턱값	계산에 참여하는 체적소 감소 계수	영상 재구성에 걸린 시간
7(a)	256 × 256	50~95	0.3			21초
7(b)	256 × 256	50~95	0.5			18초
8(a)	256 × 256	45~83			$\Omega_v=0.3$ $\Omega_h=0.75$	28초
8(b)	256 × 256	45~83			$\Omega_v=0.4$ $\Omega_h=0.7$	25초
9(a)	256 × 128	45~83		5		18초
10(a)	256 × 256	45~83	0.5		$\Omega_v=0.03$ $\Omega_h=0.075$	16초
10(b)	256 × 128	45~83		5	$\Omega_v=0.03$ $\Omega_h=0.075$	15초
10(c)	256 × 128	45~83	0.5	5		13초

결 론

참 고 문 헌

본 논문에서는 3차원 의료영상 재구성 시스템을 구성하였다. 3차원 의료영상 재구성 시스템은 3차원 데이터 준비, 분할, 좌표시스템 변환, 음영처리, 그리고 광선투사에 의한 영상의 합성 과정으로 구성되었다. 본 논문에서 구성한 시스템은 범용성 있게 사용되도록 하기 위하여 저가의 PC 환경에서 동작되도록 구성되었으며 향후 확장성을 고려하여 객체지향 프로그래밍(Object-Oriented Programming)기법을 이용하여 모듈화된 함수로 구성되었다. 그리고 PC 환경에서 가장 큰 문제점으로 지적되던 속도문제를 여러 가지 속도개선 알고리즘을 적용하여 해결하였다. 또, 3차원으로 구성된 영상을 다양한 각도에서 관찰할 수 있도록 하기 위하여 좌표시스템 변환 함수를 구현하였으며 속도 개선을 위하여 방향벡터를 미리 계산하여 8번의 곱셈과 6번의 덧셈 연산을 1번의 곱셈과 1번의 덧셈연산으로 줄여 행렬계산에 따른 속도의 느려짐을 개선하였다. 그리고 광선투사와 영상 합성과정에서 계산에 참여하는 체적소를 감소시켜 1.5배, 투사되는 빛의 수 감소와 보간법에 의해 2.5배 그리고 투사된 광선 추적을 조기 중단시키는 방법에 의해 1.8배의 속도개선 효과를 가져왔으며 제안된 속도개선 알고리즘의 혼합적용에 의해 3~4 배의 속도개선 효과를 가져왔다.

1. Richard S. Gallagher, Computer Visualization, Boca Raton, CRC Press, pp.171-202, 1995.
2. P .Bui-Tuong, "Illumination for Computer Generated Pictures", CACM, pp.311-317, June 1975.
3. Alan Watt, 3D Computer Graphics, New York, Addison-Wesley, pp.57-87, 1993.
4. Christian Barillot, "Surface and volume rendering technique to display 3D data", IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol. 12, no. 1, pp.111-119, March 1993.
5. 유선국, 계층적 표현에 의한 의료영상의 3차원 구성 및 처리, 박사학위논문, 연세대학교, 1989.
6. Marc Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data", IEEE CG&A, vol. 8, no. 3, pp.29-37, May 1988.
7. Marc Levoy, "Efficient Ray Tracing of Volume Data", Computer Graphics, vol. 9, no. 3, pp.245-261, July 1990.
8. Jayaram K. Udupa and Dewey Odhner, "Shell Rendering", IEEE CG&A, vol. 13, no. 6, pp.58-67, 1993.