

의료영상 재구성의 속도개선에 관한 연구

유중현 · 백승화
 명지대학교 제어계측공학과

A Study on Speed Improvement of Medical Image Reconstruction

Jong-Hyun Ryu · Seung-Hwa Beack
 Dept. Control and Instrumentation Eng. Myong Ji Univ.

Abstract - The study of 3D image reconstruction re has developed along the progress of computer. Therefore Great deal of research on it have been done. 3D medical image reconstruction techniques are useful to figure out human's complex 3D structures from the set of 2D section. But 3D medical image reconstruction require a lot of calculation, it takes long time and expensive system. That gives a reason to the improvement of study on speed. In this paper, applying the interpolation to only the part which can appear as cube, I come up with a method that calculates the speed by reducing the a mount of calculation.

그림 1 과 같은 좌표 시스템 변환은 임의의 관측점 벡터에 대하여 다음과 같은 4단계의 변환과정이 필요하다.

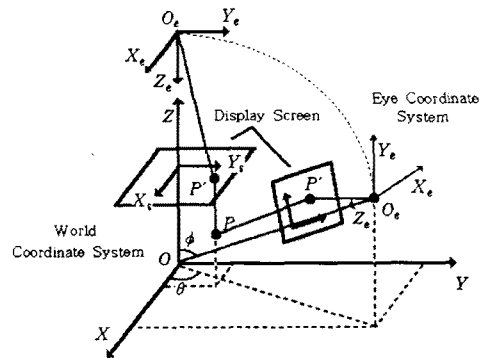


그림 1. 좌표시스템의 변환

1. 서 론

1895년 뢰트겐에 의해 X-ray 가 발견된 후로 인체기 관의 해부학적인 형태를 관측하기 위한 많은 노력이 있었다. 1970년대부터 인체내부의 단면을 영상화하는 CT 와 의료영상의 꽃이라 불리는 MRI 가 개발되면서 진단 과 치료에 많은 영향을 끼치게 되었으나, 단면적인 2차 원적인 영상 데이터는 3차원적인 공간적 관계를 표현하 지 못하는 단점을 가지고 있었다.

1975년 Glenn에 의해서 2차원 CT 단면영상을 연속 적으로 쌓아 올림으로서 3차원 영상을 재구성할 수 있 다는 개념(1)이 제시된 이후로 컴퓨터와 영상처리 기술 이 급진적으로 발전한 1980년대에 의료영상의 3차원 영 상 재구성 기법에 관한 연구도 더불어 급진적으로 발 전하게 되었다. 이러한 의료영상의 재구성은 수술시 필 요한 병소나 인체 기관의 공간적인 위치와 크기를 추정 함으로서 안전한 수술계획을 수립할 수 있게 해주며, 컴 퓨터상의 모의수술에 의해 환자의 손상위험을 최소화 시 켜주는 등 다양한 곳에 응용되고 있다.

영상의 공간적 재구성은 많은 계산량을 필요로 하기 때문에 속도가 느린 단점을 가지고 있다. 최근에 발전하 고 있는 컴퓨터의 성능에 의해 해결할 수도 있겠지만, 의료영상에 적용할 수 있는 보간법(Interpolation)의 확 장을 통하여 필요없는 계산을 제외함으로써 속도 개선을 이루고자 한다.

- ① 관측자의 눈의 위치에 표준좌표 시스템과 동일한 방향의 축을 갖는 새로운 좌표시스템을 구성한다.
- ② Z' 축에 대하여 시계방향으로 (90° - θ) 만큼 회 전시킨다.
- ③ 좌표시스템을 X' 축에 대하여 반시계 방향으로 (180° - φ) 만큼 회전시킨다.
- ④ 오른손 좌표시스템에서 왼손 좌표시스템으로 변환 한다.

위의 4단계를 합성하여 최종적인 변환행렬 T를 구하 면 식(1)과 같다. 여기서 T₁는 이동변환행렬, T₂는 Z 축에 대한 회전행렬, T_x는 X축에 대한 회전 행렬, T₃는 왼손좌표 변환행렬이다.

$$T = T_1 T_2 T_x T_3$$

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

2. 본 론

2.1 3차원 정보의 2차원적 표현(2)

3차원 물체에 대한 임의 위치에서의 관측은 좌표시스 템 변환에 의해서 계산된다. 즉, 평행이동, 스케일링, 회전의 과정으로 나눌 수 있으며, 의료영상 재구성의 경 우에는 평행이동과 회전을 주로 사용한다.

2.2 보간법

3차원 재구성을 위해서는 방사선 촬영을 얇은 단면으 로 하여 데이터를 얻는 것이 좋으나, 많은 방사성원소에 의 노출은 환자에게 치명적이다. 그러므로 보통 2.5~7mm 의 간격을 두고 촬영을 하게 되는데, 유실 된 데이터의 보간이 필요하게 된다. 이 논문에서는 trilinear 보간법을 사용하였다.

그림 2에서와 같이 Trilinear 보간법은 Cell 이라 불

리는 규칙적인 6면체의 내부에 있는 점 P의 값을 각 꼭지점과의 거리와 반비례하여 Voxel 값을 곱해주는 방법이다. 이것을 수식으로 표현하면 식 (2) 와 같다.

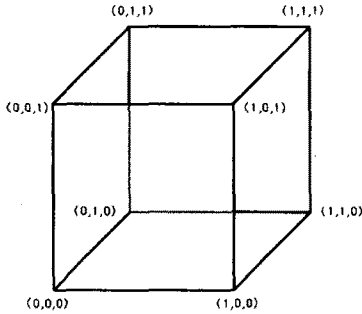


그림 2. Trilinear 보간법

$$V_{xyz} = V_{000}(1-x)(1-y)(1-z) + V_{100}x(1-y)(1-z) + V_{010}(1-x)y(1-z) + V_{001}(1-x)(1-y)z + V_{101}x(1-y)z + V_{011}(1-x)yz + V_{110}xy(1-z) + V_{111}xyz \quad (2)$$

2.3 은면제거 및 영역분할

입체로 나타내고자 하는 표면의 데이터가 구해졌어도 이를 표현하기 위해서는 관찰자가 볼 수 없는 뒷면은 제거시키고 빛에 의한 밝기를 나타내 주어야 하는데 이러한 작업을 은면제거(Hidden Surface Removal)라 한다.

은면제거 알고리즘은 영상공간과 물체공간에서의 방법 두가지가 있다.[3] 물체공간에서의 방법은 Appel, Newell 등에 의해 발전되었으며 정확히 은면이 제거되는 장점을 가지고 있다. Warnock 등에 의해 발전된 영상공간에서의 방법은 화면표시 영상분해능 내에서 계산하는 것으로서 연산이 간단하다.[4] 본 논문에서는 물체가 복잡한 경우에 효과적인 것으로 알려진 영상공간 은면제거 알고리즘인 Depth-buffer 알고리즘[5]을 적용하였다.

Depth-buffer 알고리즘은 화면에서의 임의의 점으로 투영되는 3차원 물체의 각 점에 대하여 관찰자의 거리를 비교하여 가장 작은 값을 갖는 점을 표시하는 방법이다.

관심을 가지고 있는 임의의 부분에 대한 데이터값을 알고 있으며, 각 부분이 서로 다른 두 개의 부분과 겹하고 있다고 할 때, 우리가 원하는 부분에 불투명도를 할당하여 결과영상을 만들어 낸다.

원영상은 공기, 지방, 피부, 뼈의 내부분으로 나뉘어지며, 일반적 중첩현상은 공기/지방, 지방/피부, 피부/뼈의 형태로 나타난다고 할 수 있다. 즉, 분할과정은 체적소에 균등하게 분포되는 물질의 비율을 측정한다. 이 비율은 그 물질이 그 체적소에 영향을 미치는 정도를 나타내게 된다. 두 개 이상의 물질이 중첩되어 나타나는 경우에는 각 물질의 최대값 사이에서 중첩된 부분이 선형적으로 변하게 된다. 불투명도 할당법에는 삼각함수, 가우시안 함수 등을 이용하여 나타내는 방법과, 경계분할방법, 계단형 분할방법, 퍼지분할 방법 등이 있다. 본 논문에서는 의료영상의 은면제거에 효과적인 퍼지분할 방법을 사용하였다.

2.4 음영처리(6) [7]

입체적으로 3차원의 모형을 만들고자 할 때, 음영처리(Shading)를 하여 체적소의 값을 결정해야 한다. 음영처리 알고리즘중 광원과 물체에 반사되어지는 빛, 물체

에서 빛이 반사되어지는 정도, 관찰자의 위치 등을 고려하여 표현하는 Phong Shading 방법은 다음의 식 (3) 과 같다.

$$S(x, y, z) = K_a + (K_d(\vec{L} \cdot \vec{N})) + (K_s(\vec{R} \cdot \vec{V})^n)(1 - K \frac{z}{Z_{max}}) \quad (3)$$

where,

- K_a = fraction of ambient reflection
- K_d = fraction of diffuse reflection
- \vec{L} = normalized vector in direction of light source
- \vec{N} = surface normal vector at location at location x, y, z
- K_s = fraction of specular reflection
- \vec{R} = normalized vector in direction of reflected ray
- \vec{V} = normalized vector in direction of observer
- K = depth factor
- n = exponent of modeling highlights
- Z_{max} = maximum depth of 3D scene

3. 실험 및 고찰

본 논문에서는 4mm간격으로 촬영한 MRI 영상을 데이터로 사용하였다. 최초영상의 화소는 16bit 로 구성되어 있으며 영상의 크기는 256x256 이다. 이 영상을 8bit gray level로 다운샘플링하였다. 각 영상의 두께를 1mm 로 가정하였을 때, 나머지 3mm의 보간이 필요하게 된다.

기존의 방법은 보간을 실행한 후에 3차원 데이터로 합성하였다. 이 방법은 메모리를 많이 차지하게 되며, 3차원 영상 재구성에 필요 없는 체적소까지 계산된다. 이러한 체적소의 계산을 없애기 위하여 은면제거와 함께 보간을 실행하는 방법을 제안한다.

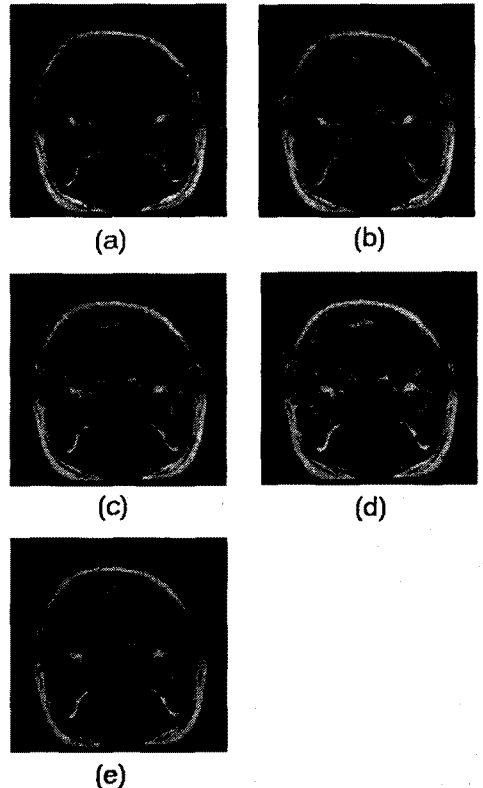


그림 3. 보간된 영상

그림 3은 기존의 Trilinear 보간법을 사용한 그림이다. (a)와 (e)는 Raw Image이며, (b),(c),(d)는 보간법에 의하여 생성된 영상이다.

보간법을 우선 실행하여 3차원 데이터를 만들 때의 메모리는 7.2M (256x256x109 + 256x109)가 사용된다. 그러나 보간법을 빛이 들어가는 방향으로 은면제거와 함께 보간법을 Raw Data에 적용할 경우의 메모리는 1.9M(256x256x28 + 256x109x2)가 사용된다. 그리고 3차원 영상으로 재구성하는 속도도 모든 과정을 합하여 10배의 차이가 나게 된다.

그림 4는 3차원 데이터를 구성하여 순서대로 계산한 영상이며, 그림 5는 개선된 방법으로 빛의 투과 방향에 따라 보간법을 실행한 영상이다. 그림 4와 그림 5는 영상의 질은 그림 5가 다소 떨어지나 확장된 보간법을 사용하면 좀더 부드러운 영상이 나오게 될 것이다.

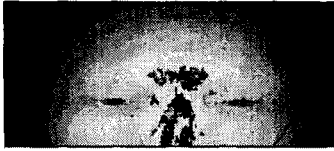


그림 4. 3차원 데이터를 만들어 재구성한 영상

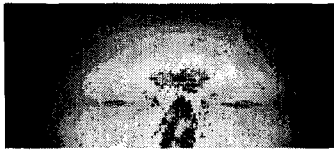


그림 5. 빛의 투과에 따라 은면제거와 보간법을 함께한 영상

4. 결 론

의료영상 재구성 시스템은 보간법, 은면처리, 음영처리를 통하여 영상을 합성하여, 많은 계산량을 필요로 하므로 고가의 시스템에서 연산을 수행하여야 한다. 본 논문에서는 의료영상의 3차원적인 재구성 시스템의 속도 개선에 대해 연구하여, 저가의 시스템에서도 의료영상의 재구성이 가능하게 할 수 있을 것이다.

불필요한 체적소의 계산을 제거함으로써 속도를 개선하였다. 즉, 3차원 데이터를 구성하지 않고, Raw Data에 직접 빛을 투과시킴으로써 은면제거와 보간법을 함께 처리함으로써 재구성에 참여하지 않는 체적소를 계산에서 제거함으로써 사용되는 메모리의 용량과 현재의 속도 개선을 이루었다. 그러나, 유감스럽게도 부드럽지 못한 결과가 나오는 것은 차후 보간법의 확장에 대한 연구를 함으로써 보다 더 나은 결과를 얻을 수 있을 것이다.

이러한 시스템은 필요한 병소나 인체 기관의 공간적인 위치와 크기를 추정함으로써 안전한 수술계획을 수립할 수 있게 해주며, 컴퓨터상의 모의수술에 의해 환자의 손상위험을 최소화 시켜주고, 또한 가상현실을 통한 수술 시뮬레이션을 개발함으로써 의학도들의 해부학적 경험을 늘려주는 용도에 많이 사용될 것이다.

{참 고 문 헌}

[1] W. V. Glenn et al. "Image Generation and Display

Techniques for CT Scan Data : This Transverse and Reconstructed Coronal and Sagittal Planes", Invest. Radiol. Vol. 10. PP. 403~416. 1975.

[2] D. F. Rogers : Procedural Elements for Computer Graphics, Magraw-Hill, 1985.

[3] Philippe Lacroute and Marc Levoy, "Fast Volume Refidring Using a Shear-Warp Factorization of the Viewing Transform", Computer Graphics, 1994, PP. 451~458.

[4] 박상희, 유선국, "의료용 영상의 3차원 재구성", 대한전기 공학회지, 38권 8호, 1989년 8월, PP. 32~40.

[5] G. T. Herman and H. K. Liu, "Three-Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms", Compu. Graph., Image Processing, Vol. 9., PP. 1~21, 1979.

[6] Donald Hearn and M. Pauline Baker, "Computer Graphics", Prentice Hall, 1994, PP. 407~430.

[7] Richard A. Robb, "Three-Dimensional Biomedical Imaging". Principles and Practice, 1995.