

부분영역처리를 이용한 영상재구성의 속도개선에 관한 연구

論 文

48A-5-24

A Study on Speed Improvement of Medical Image Reconstruction Using Limited Range Process

柳宗賢* · 白承和**

(Jong Hyun Ryu · Seung Hwa Beack)

Abstract - 2D sliced CT images hardly express the human disease in a space. This space expression can be reconstructed into 3D image by piling up the CT sliced image in succession. In medical image, in order to get the reconstructed 3D images, expensive system or much calculation time is needed. But by changing the method of reconstruction procedure and limit the range, the reconstruction time could be reduced. In this study, to reduce the processing time and memory, we suggested a method of interpolation and ray casting processing at the same time in a limited range. Such a limited range processing have advantages that we could reduce the unnecessary interpolation and ray casting. Through a experiment, it is founded that the reconstruction time and the memory was much reduced.

Key Words : Volume rendering, Image reconstruction, Medical image

1. 서 론

윈드겐에 의하여 X선이 발견된 이후, 인체병변의 해부학적인 관측의 시도가 시작되었다. 그리고 컴퓨터 영상처리가 발달함에 따라 물체의 단면을 촬영할 수 있는 CT(Computed Tomography)가 개발되었다. CT는 기존의 인체내부의 구조를 중첩하여 표현하는 X선 영상방식에 비해 병변의 묘사가 뛰어날 뿐 아니라 비침습적인 관찰을 가능하게 함으로써 환자의 진단에 중요한 정보를 제공하였다. 특히 CT는 뼈의 정보 표현에 탁월한 성능을 발휘한다. 그러나 CT 영상은 인간의 병변에 대한 공간적 표현이 불가능하다는 단점을 가지고 있으며, 방사성원소에 의한 과다한 노출은 환자에게 치명적이므로 많은 부분을 한꺼번에 찍을 수 없다는 단점을 가지고 있다. 1975년에 Glenn이 2차원 CT 단면영상을 연속적으로 쌓아올림으로써 3차원 영상을 재구성할 수 있다는 개념을 발표하여 공간적 표현이 가능하게 하였다[1]. 그 후 MRI(Magnetic Resonance Image)의 개발로 피부 및 조직을 촬영할 수 있게 되어 CT의 뼈 정보와 MRI의 조직 정보를 합하는 등 3차원 영상재구성 기법에 관한 연구는 계속적으로 발전되고, 진단 및 치료의 다각적인 면에서 응용되고 있다.

이러한 의료영상의 재구성은 수술시 필요한 병소나 인체기관의 공간적인 위치와 크기를 추정함으로써 안전한 수술계획을 수립할 수 있게 해주며, 특히 공간상의 병변의 묘사가 뛰어나 컴퓨터상의 모의수술에 이용되어 환자의 손상위험을 최소화 시켜주는데 쓰이며, 정형외과 수술, 신경외과 수술, 치

열교정 수술, 두개안면 복구수술 등 다양한 곳에 응용되어 수술의 위험을 감소시키고, 수술시간을 줄이는데 커다란 도움을 준다. 또한 3차원영상에서 얻어지는 데이터는 실체크기를 알 수 있기 때문에, 보철 및 이식에 유용하게 사용되어질 수 있으며, 암에 대한 방사선 치료에 있어서도 방사선 투여 부위에 대한 3차원적인 관측은 치료계획에 중요한 정보를 제공하여 준다.

그러나 의료영상을 3차원으로 재구성하기 위해서는 많은 연산량을 필요로 하기 때문에 연산속도가 빠른 고가의 시스템을 요구한다. 만약 영상재구성에 관한 효율적인 알고리즘이 개발된다면, 연산량을 줄일 수 있기 때문에 저가의 시스템에서도 영상재구성을 가능케 할 것이다. 본 연구의 목적은 새로운 알고리즘을 이용하여 의료영상의 재구성의 속도를 개선하고자 하는 것이다. 보다 저가의 시스템으로 영상을 재구성할 수 있다면 대중적이며, 광범위하게 영상의 3차원적인 재구성이 사용될 것이다.

본 연구에서는 불필요한 체적소의 계산을 제거함으로써 속도를 개선하고자 하였다. 3차원 체적 데이터를 구성하지 않고, 원 CT 영상에 직접 광선을 투과하여 구한 깊이정보를 이용해 은면제거와 보간을 적용할 영역을 결정한다. 정해진 영역만을 은면제거와 보간을 적용함으로써 재구성에 참여하지 않는 체적소를 계산에서 제거하여 사용되는 메모리의 용량과 속도의 개선을 이루었다. 이것은 속도가 빠르나 정확도가 떨어지는 표면재구성 방법의 장점과 속도는 떨어지나 정확한 체적재구성 방법의 혼합형태로 속도개선을 이룬 것이다.

2. 본론

2.1 의료영상의 계층적 표현

CT나 MR의 단면 의료영상은 병변의 공간상의 표현이 불가능하므로 인체의 병변에 대한 공간·위치적인 정확한 판단

* 正 會 員 : 明知大學教 電氣情報制御工學部 博士課程

** 正 會 員 : 明知大學教 電氣情報制御工學部 教授

接受日字 : 1999年 3月 18日

最終完了 : 1999年 4月 10日

을 할 수 없다. 단면영상을 연속적으로 쌓아올림으로써 3차원 영상을 재구성할 수 있다는 개념은 공간적인 구현을 가능하게 하였다. 즉 그림 1의 (a)와 같은 단면영상을 (b)와 같은 3차원 영상으로 재구성할 수 있다는 개념으로 각 영상간의 빈 공간을 보간법(interpolation)을 사용하여 보간함으로써 3차원 데이터를 만들 수 있다는 것이다.

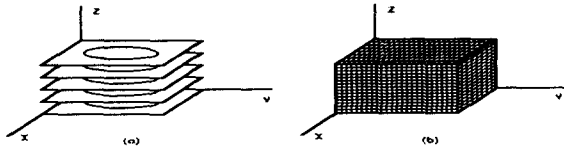


그림 1. 단면영상의 3차원 데이터로의 변환
(a) 위치순서에 따라 배열한 원 단면영상
(b) 단면영상의 각 중간값을 보간을 통해 채워넣은 체적데이터

Fig. 1. 3D Reconstruction of 2D images
(a) Stacked Sliced data
(b) Interpolated Volume data

2.2 알고리즘 구현

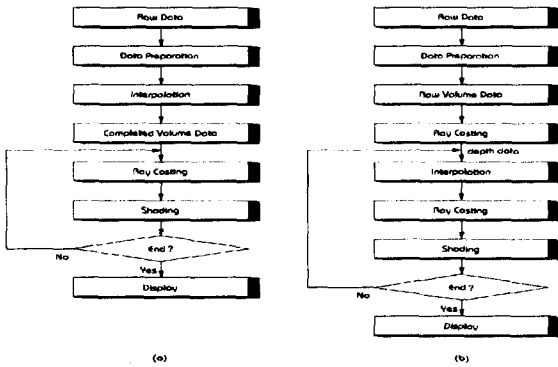


그림 2. 기존의 방법과 제안된 방법의 알고리즘 순서도
(a) 체적데이터를 만든후 모든 체적소에 광선투사하는 방법
(b) 기본데이터만을 광선투사하고 일정한 영역만을 보간한 후 2차 광선투사를 하는 방법

Fig. 2. Flowchart
(a) Conventional method (raycasting to all voxels)
(b) Proposed method (raycasting to limited range)

의료영상 재구성 시스템의 알고리즘 구현은 그림 2와 같다. 그림 2의 (a)는 기존방법의 알고리즘, (b)는 본 연구에서 제안한 알고리즘의 순서도이다. 기존 방법은 원 데이터를 보간을 통하여 3차원 체적데이터를 구축한 후 광선투사(ray casting)와 음영처리를 끝까지 실시시켜 마지막으로 화면상에 출력하는 방법이다. 본 연구에서 제안한 방법은 기본데이터에 광선투사를 먼저 실시하여 깊이(depth) 정보를 구하고 이 정보에 따라 일정한 부분만을 보간, 2차 광선투사와 음영처리를 적용시켜 화면에 출력시키는 방법이다.

2.3 보간법

정확하고 완벽한 3차원 재구성을 위해서는 방사선 단면촬영

영을 얇게 연속적으로 단면 데이터를 취득하는 것이 좋으나, 방사성원소에의 과도한 노출은 환자에게 위험하므로 보통 2.5~7mm의 간격을 두고 촬영을 하게 된다. 즉 각 단면 데이터마다 2.5~7mm의 데이터는 촬영하지 않은 빈공간이 존재하게 되는데 3차원 영상 재구성을 위해서는 촬영되지 않고 유실된 데이터의 보간이 필요하다. 보간에는 Trilinear 보간법을 사용하였다.

Trilinear 보간법은 그림 3에서와 같이 셀(cell) 이라 불리는 규칙적인 6면체의 내부에 있는 점 P(x,y,z)의 값을 각 꼭지점과의 거리와 반비례하여 체적소 값을 곱해주는 방법이다. 즉 가까운 체적소가 구하고자 하는 P(x,y,z)의 에너지의 값에 큰 영향을 주고, 멀리 있을수록 P(x,y,z)의 에너지의 값에 영향을 끼치지 못한다는 것이다. 이것을 수식으로 표현하면 식 (1)과 같다.

$$\begin{aligned}
 V_{xyz} = & V_{000}(1-x)(1-y)(1-z) + V_{100}x(1-y)(1-z) \\
 & + V_{010}(1-x)y(1-z) + V_{001}(1-x)(1-y)z \\
 & + V_{101}x(1-y)z + V_{011}(1-x)yz \\
 & + V_{110}xy(1-z) + V_{111}xyz
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

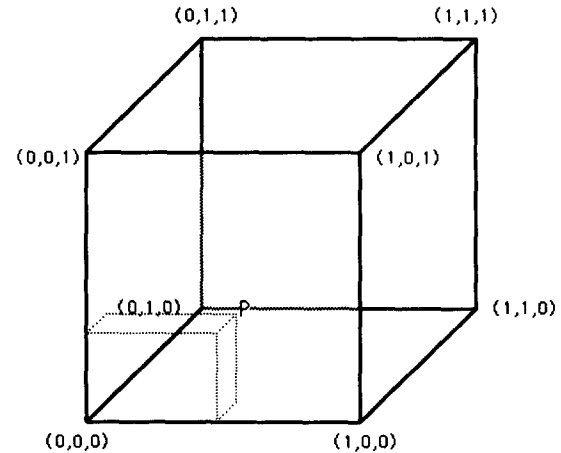


그림 3. Trilinear 보간법
Fig. 3. Trilinear interpolation

2.4 은면제거

입체로 나타내고자 하는 체적 데이터가 구해졌어도 이를 영상으로 재구성하기 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 두 가지가 있다[2]. 물체공간에서의 방법은 Appel, Newell 등에 의해 발전되었으며 정확히 은면이 제거되는 장점을 가지고 있다. Warnock 등에 의해 발전된 영상공간에서의 방법은 화면표시 영상분해능 내에서 계산하는 것으로 연산이 간단하다[3]. 영상공간 방법의 일종이며 일반적으로 의료영상에는 물체가 복잡한 경우에 효과적인 것으로 알려져 있는 Depth-buffer 알고리즘을 적용한다[4]. 그리고, 은면제거 과정은 체적재구성(Volume rendering)의 경우에는 광선투사의 목적을 하는 과정에서 물체의 표면을 제거하기 때문에 불필요하며, 표면재구성(surface rendering)의 경우에는 그러한 과정

이 따로 없기 때문에 은면제거를 해주어야 한다.

2.5 영역분할

원영상(raw image data)을 공기(air), 지방(fat), 연조직(soft tissue), 뼈(hard bone)의 내부분으로 나눌수 있으며, 일반적 중첩현상은 공기/지방, 지방/연조직, 연조직/뼈의 형태로 나타난다고 할 수 있다[5]. 이러한 분할과정은 체적소에 균등하게 분포되는 물질의 비율을 측정하며, 비율은 그 물질이 체적소에 영향을 미치는 정도를 나타내게 된다. 즉, 어느 체적소에 어떠한 조직의 존재확률이 90%라고 할 때 그 체적소는 90%가 그 조직으로 이루어져 있다는 확률·통계적인 방법이다.

그림 4는 영역분할을 표현한 그림으로, (a)는 원영상의 히스토그램(histogram)을 합하여 표시한 것이다. (b)는 원영상의 히스토그램에 따른 성분분포를 구분하여 영역을 분할시킨 것이다. (c)는 성분분포에 따라서 퍼지 분할방법을 적용시켜 영역을 분할시켰다[5]. 그림 (c)를 이용하여 불투명도를 할당하며 원하는 부분의 데이터만을 취득하여 화면에 출력할 수 있게 된다.

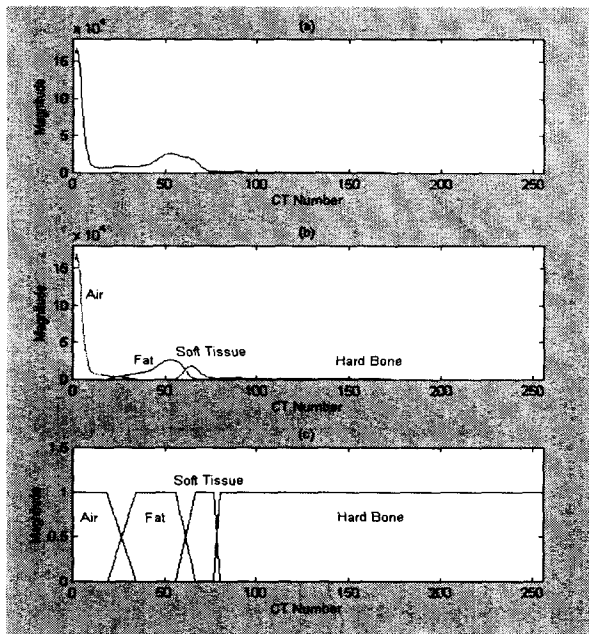


그림 4. 영역분할

- (a) 원영상의 히스토그램 합
- (b) 성분분포에 따른 영역분할
- (c) 성분분포에 따른 퍼지 분할방법 적용

Fig. 4. Segmentation

- (a) Histogram of original image
- (b) Data segmentation
- (c) Apply of fuzzy segmentation method

2.6 음영처리[6][7]

광선투사를 통하여 찾아낸 체적소를 입체적으로 3차원의 모형을 만들고자 할 때, 음영처리(shading)를 하여 체적소의 값을 결정해야 한다. 본 논문에서는 Phong Shading 방법을 사용하였으며 이 방법은 음영처리 알고리즘 중 광원과 물체에 반사되는 빛, 물체에서 빛이 반사되는 정도, 관찰자의 위치 등을 고려하여 표현하는 방법이다. Phong Shading 방법

은 식 (2)와 같이 일반화된다.

$$I = I_a \times ka \times Oda + fatt \times Ip [kd \times Od (\vec{N} \cdot \vec{L}) + ks (\vec{R} \cdot \vec{V})^n] \quad (2)$$

여기서,

- I_a = the ambient intensity
- ka = the ambient coefficient
- O_d = the objects colour
- ks = the specular coefficient
- n = the objects shinyness
- \vec{N} = the normal vector
- \vec{L} = the lighting vector
- \vec{R} = the reflection vector
- \vec{V} = the viewing vector
- Oda = the colour for the ambient
- $fatt$ = the atmospheric attenuation factor
- Ip = the intensity of the point source
- kd = the diffuse co-efficient

2.7 광선투사

은면제거와 불투명도 할당과 함께 3차원 체적 데이터에 광선(ray)을 투사시켜 체적화된 데이터 중에서 우리가 원하는 조직을 찾아 내야 한다. 이러한 작업을 광선투사라 한다.

광선투사란 체적화된 데이터에 광선을 투과시켜 우리가 원하는 부분만을 체적데이터에서 뽑아내는 과정을 말하며, 영역 분할에서 선택한 조직의 데이터 값을 추적하여 불투명도를 할당할 수 있게 된다. 광선이란 눈(eye)에서 3차원 체적데이터의 각각의 체적소의 열에 들어가는 탐색선(search line)이라고 할 수 있다.

그림 5는 체적소 열을 확대한 그림으로, 체적소 열을 따라 통과하면서 찾고자하는 값을 가지는 체적을 찾아가는 광선의 모습이다. 불투명도가 할당된 데이터에 광선이 투과됨으로 해서 원하는 체적값이 나올 때까지 찾아낸 후 다음 광선을 쏘아 다른 체적소열을 확인해서 모든 체적소에서 원하는 체적값을 찾게 된다.

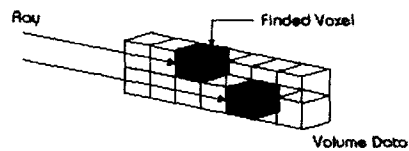


그림 5. 체적소열에 광선투과되는 모습

Fig. 5. Feature of ray casting in 3D volume data

광선투사의 방법에는 FTB(Front to Back) 와 BTB(Back to Front) 두가지 방법이 있으며 FTB 방법은 v_1, v_2, \dots, v_n 의 순서로 이루어진 n 개의 체적소에 대해 광선투사 방법을 적용시킬 때 영상평면에서 가까운 체적소부터 먼 체적소까지 추적하여 영상평면의 화소에 표현되어지는 값을 말한다. 반대로 BTB 방법은 먼 체적소부터 가까운 체적소를 추적하여 영상평면에 표현하는 것을 말한다. 이 두 가지 방법은 수식으로 표현할 경우 정확히 일치한다. 그리고 FTB 방법은 적절한 지점에서 광선투사를 조기 중단할 수 있는 장점을 가지고 있다.[8][9]

기존의 방법에서는 보간이 되어진 대용량의 3차원 체적 데이터의 모든 부분에 광선을 투사시켜 정보를 취득한 후 음영 처리를 실행하여 3차원 영상을 만든다. 제한한 방법에서는 1차 광선투사와 2차 광선투사로 나누어 처리한다. 1차 광선투사에서는 원영상에 광선을 투과시켜 깊이 정보를 취득해 데이터베이스화 하며, 2차 광선투사에서는 보간되어질 부분에만

광선을 투과시킨다. 1차광선투사를 통해 구해진 깊이정보를 이용하여 제한된 영역에 혼합형 보간법을 적용시키면서 광선을 투과시키는 것이며, 기존의 방법과 다른 것은 2차광선투사에서 제한된 영역만 광선을 투과시킨다는 것이다. FTB 방법의 조기중단의 장점을 가지며, 제한된 영역을 뚫으므로 불필요한 앞부분의 광선투사를 제거할 수 있다.

2.8 제한된 영역에서의 혼합형 보간법

기존방법에서의 보간법이란 2차원 영상데이터, 즉 원영상을 3차원 데이터로 구성할 때 중간의 2.5~7mm의 공백을 보간하여 3차원 체적데이터를 구성하였다. 그러나 본 연구에서 제안한 보간법이란 좀더 포괄적인 것을 의미한다. 기존방법에서는 단순한 보간작업 뿐이지만, 본 연구에서 제안한 방법에서의 보간법은 2차 광선투사와 보간을 포함하는 확장된 의미를 갖는다.[10]

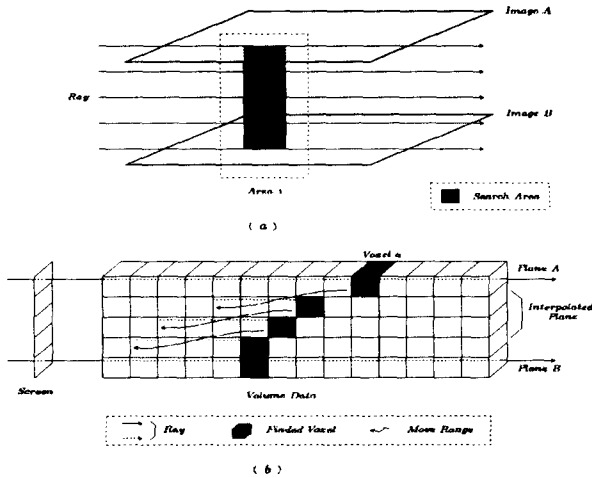


그림 6. 제한된 영역에서의 혼합형 보간법

- (a) 영상과 보간할 영역에 통과하는 광선
- (b) 탐색영역의 확대 모습

Fig. 6. Mixed interpolation in a limited range

- (a) Passing ray of image and interpolation area
- (b) Expansion of search area

그림 6은 본 연구에서 제시한 제한된 영역에서의 혼합형 보간법으로, 먼저 탐색지역(search area)과 영역(range)을 결정한 후 보간과 광선투사를 함께 처리한다. 그림 (a)는 영상 A, B와 보간될 두 영상 사이에 광선이 투과되는 그림이며, 영상 A에서 구해진 깊이 정보를 이용하여 탐색지역(search area)을 결정하게 된다. 그림 (b)는 어느 정도까지 탐색을 해야하는지 정하는 영역(range)을 결정하고, 보간과 광선투사를 동시에 적용하는 그림이다. 그림에서 A 평면과 B 평면은 각각 영상 A와 영상 B의 3차원적 표현이며 그 중간에는 보간해야 할 평면이 존재한다. 본 그림에서는 3개의 평면을 보간해야 하며, 영역은 5로 가정하고 설명의 편의를 위하여 체적소열과 광선의 방향을 같게 하였다. 체적소 a와 e는 원영상에서 1차 광선투사를 통해 깊이정보라는 형태로 구해지게 되며, 체적소 b, c, d는 제한된 영역에서만 보간과 광선투사를 시켜 구해진 체적소이다. 먼저 체적소 a에서 가정한 영역인 5 체적소 만큼 되돌아가 그 체적소에서부터 보간을 하면서 원하는 조직인지를 판별하게 된다. 원하는 조직이 아니면 광선을 계속 깊이 투과 시켜 계속 찾게 된다. 원하는

조직인 체적소 b를 찾으면 그 부분에서 아래 평면으로 가정한 영역인 5 체적소 만큼 되돌아가고, 위와 같은 작업을 통해 체적소 c, d도 구할수 있게 된다.

즉, 이러한 방법은 출력하고자 하는 조직의 표면을 1차광선투사를 통해 깊이정보를 구하고, 이를 이용해 기존의 보간법을 일정한 영역만 적용시키는 방법으로 표면재구성 방법(surface rendering method)과 체적재구성 방법(volume rendering method)의 혼합형태라고 할 수 있다.

3. 실험 및 고찰

본 연구에서 사용한 데이터는 4mm간격으로 촬영한 영상을 사용하였다. 이 영상은 화소가 16bit로 구성되어 있으며 크기는 256×256인 최초영상을 8bit gray level로 다운샘플링한 것이다. 각 영상의 두께를 1mm로 가정하면, 각 영상의 중간공간인 3mm의 보간이 필요하게 된다.

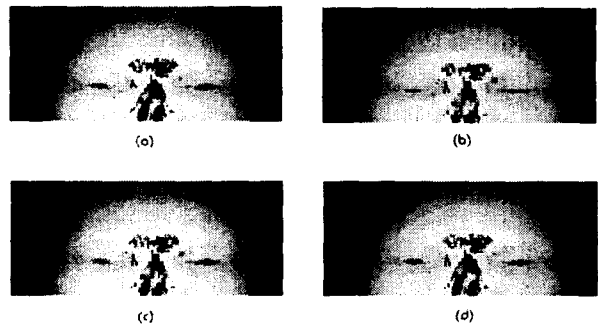


그림 7. MR 영상의 결과화면

- (a) 기존방법
- (b) 제안한방법(10체적소범위)
- (c) 제안한방법(40체적소범위)
- (d) 제안한방법(80체적소범위)

Fig. 7. Output image of MR image

- (a) Conventional method
- (b) Proposed method (10 range)
- (c) Proposed method (40 range)
- (d) Proposed method (80 range)

그림 7은 MR 영상을 사용하여 방법과 범위에 따라 결과화면을 모아놓은 그림이다. (a)는 먼저 3차원 체적 데이터를 구성하고 그 데이터에 광선투사를 하는 기존방법의 결과 그림이다. (b)는 제안한 방법의 보간법을 이용하여 추출한 결과이나, 범위가 10 체적소이기 때문에 상단부분과 중간부분의 데이터 유실이 나오게 된다. 이러한 범위는 실험적으로 결정해야 할 것이고, 범위에 따라서 소요되는 시간과 결과영상의 해상도가 달라지게 되기 때문에 제한할 영역의 범위선정이 중요하다. (c)는 40 체적소 범위를 가지는 그림으로 (d)그림보다 데이터의 유실은 없으며, 해상도가 향상되었음을 볼 수 있다. (d)는 범위를 80 체적소를 가지게 한 그림으로 기존방법의 그림인 (a)와 거의 유사함을 알 수 있다.

표 1은 기존방법과 제안한 방법의 각 과정에 따른 시간 비교표이다. 표 1과 같이 기존의 방법은 3차원 체적데이터를 만드는 시간이 가장 큰 비중을 차지한다. 제안한 방법은 범위를 40 체적소로 하였을 때를 기준으로 작성하였으며, 혼합형 보간법을 적용하는 과정이 가장 많은 비중을 차지하였다. 기존방법은 보간을 통해 체적데이터를 만들고 나면 다음번 결과를 얻기 위하여 보간을 할 필요가 없다. 그러나 표에서처럼 기존방법의 광선투사 및 음영처리시간인 24초보다 제안한 방법의 광선투사 및 음영처리 과정에 소요되는 시간이

18초로 더 빠른 것을 알 수 있다.

기존방법에 존재하나, 제안한 방법에서 존재하지 않는 과정은 3차원 체적데이터를 만드는 과정이다. 또한 제안한 방법에만 존재하는 과정은 깊이정보를 구하는 과정이고, 이 과정에서 걸린 시간은 혼합형 보관법에 포함되어 측정되었다.

표 2. MR 영상의 기존방법과 제안한 방법에서 각 과정에 따라 소요되는 시간 비교표 (초)

Table 1. Time comparing of conventional method and proposed method of MR image (Sec)

Item \ Time	Conventional Method	Proposed Method
Loading Raw Image Data	0.99	0.99
Raw Data to Memory	1.48	1.48
Volume Data Make	1159.4	.
Interpolation		18.81
Ray Casting and Shading	24.22	
Display	0.44	0.44
Sum	1186.53	21.72

표 2는 체적소범위의 크기에 따라 소요되는 시간을 표현한 것이며, 체적소의 범위를 조절함에 따라 결과영상의 해상도를 조절할 수 있다.

표 3. 영역크기에 따른 재구성에 소요되는 시간 (초)

Table 2. Execution time according to range (Sec)

Range	Time
10	11.6
20	14.59
40	18.81
80	23.02

기존방법과 제안한 방법의 비교를 위하여 시간을 비교하는 것 외에 사용되는 메모리의 비교를 통하여 성능을 비교해 볼 수 있다. 메모리의 비교 단위는 바이트(byte) 이다.

표 3에 기존방법과 제안한 방법의 과정에 따라 사용되는 메모리를 표현하였다. 기존방법과 제안한 방법 모두 MR 원영상 한장이 256×256 (65536)바이트의 크기로 28장 용량의 메모리가 필요하고, 결과영상은 가지는 256×109 (27904)바이트의 메모리도 두 방법 모두에 필요하다.

3차원 체적 데이터의 구성은 기존방법에서는 전체 체적데이터를 모두 구성하지만, 제안한 방법에서는 입력 데이터인 28장의 MR 영상만을 데이터로 구성한다. 따라서 기존방법에서 256×256×109 (7143424) 바이트의 메모리가 필요하고, 제안한 방법에서는 영상 28장인 1835008 바이트의 메모리가 필요하게 된다. 제안한 방법에서 깊이정보를 표시하기 위하여 256×28 (7168) 바이트의 메모리가 추가로 필요하다.

표 4. MR 영상의 기존방법과 제안한 방법의 각 과정에서 사용되는 메모리 비교표 (바이트)

Table 3. Memory comparing of conventional method and proposed method of MR image (Byte)

Item \ Memory	Conventional Method	Proposed Method
Raw Image Data	65536 × 28	65536 × 28
Volum Data	7143424	1835008
Depth Data	.	7168
Ray Casting Memory	27904	27904
Sum	9006336	3705088



그림 8. CT 영상의 결과화면

(a) 기존방법 (b) 제안한방법(40체적소범위)

Fig. 8. Output image of CT image

(a) Conventional method (b) Proposed method (40 range)

그림 8은 29장의 CT 영상 데이터를 이용한 결과 화면이며, 실험방법은 그림 7의 실험방법과 동일하다. 표 4는 기존방법과 제안한 방법의 시간 비교표이며, 표 5는 메모리를 비교한 것이다.

표 5. CT 영상의 기존방법과 제안한 방법에서 각 과정에 따라 소요되는 시간 비교표 (초)

Table 4. Time comparing of conventional method and proposed method of CT image (Sec)

Item \ Time	Conventional Method	Proposed Method
Loading Raw Image Data	1.01	1.01
Raw Data to Memory	1.53	1.53
Volume Data Make	1323.8	.
Interpolation		23.01
Ray Casting and Shading	28.49	
Display	0.51	0.51
Sum	1355.34	26.06

표 1, 표 3과 표 4, 표 5에서 우리는 3차원 체적데이터를 만든후 모든 체적소에 광선투사하는 방법과 기본데이터만을 광선투사하고 제한된 영역만을 보관과 2차 광선투사 하는 방법을 비교하였으며, 시간과 메모리의 면에서 상당한 차이가 있음을 알 수 있다.

표 6. CT 영상의 기존방법과 제안한 방법의 각 과정에서 사용되는 메모리 비교표 (바이트)

Table 5. Memory comparing of conventional method and proposed method of CT image (Byte)

Item \ Memory	Conventional Method	Proposed Method
Raw Image Data	65536 × 29	65536 × 29
Volum Data	7405568	1900544
Depth Data	.	7424
Ray Castinged Memory	28928	28928
Sum	9335040	3837440

4. 결 론

의료영상 재구성 시스템은 보간법, 은면처리, 음영처리를 통하여 영상을 합성하는데, 많은 계산량을 필요로 하므로 고가의 시스템에서 연산을 수행하여야 한다. 본 연구에서는 의료영상의 3차원 재구성 시스템의 속도개선과 메모리의 용량 개선을 통하여 저가의 시스템에서도 영상재구성이 가능하게 하였다.

이 방법은 불필요한 체적소의 계산을 제거함으로써 속도를 개선하는 것이다. 즉 3차원 체적 데이터를 구성하지 않고, 원 단면 영상에 직접 광선을 투과시켜 깊이정보를 구하고, 정해진 영역에 은면제거와 보간법을 함께 적용하여 재구성에 참여하지 않는 체적소를 계산에서 제거함으로써 메모리의 용량과 속도의 개선을 이루었다. 이것은 속도가 빠르나 정확도가 떨어지는 표면재구성 방법의 장점과 속도는 떨어지나 정확한 표현이 가능한 체적재구성 방법의 혼합형태로 속도개선을 이룬 것이다. 그러나 인체의 조직이 상당한 거리가 절개되어 있다면 적용하기 힘들다는 단점이 있으며, 제한해주는 영역의 크기를 조절해주어 해상도를 조절해야 할 필요가 있다.

단면영상과 X선 영상의 의료영상 재구성 시스템은 필요한 병소나 인체 기관의 공간적인 위치와 크기를 추정함으로써 안전한 수술계획을 수립할 수 있게 해주며, 컴퓨터상의 모의 수술에 의해 환자의 손상위험을 최소화 시켜주고, 또한 가상 현실을 통한 수술 시뮬레이션을 개발함으로써 의학도들의 해부학적 경험을 늘려주는데 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 1998년도 보건복지부 G7 의료공학기술사업의 위탁과제로 지원 받아 수행한 연구의 일부입니다.

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

1994.

[3] 박상희, 유선국, "의료용 영상의 3차원 재구성", 「대한전 기공학회지」, 38권 8호, PP. 32~40, 1989년 8월.

[4] 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.

[5] Robert A. Derbin et al, "Volumetric Rendering of Computed Tomography Data : Principles and Techniques", *IEEE CG&A*, Vol. 12, No. 7, April, pp. 24~32, 1990.

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

[7] D. Hearn and M. P. Baker, "Computer Graphics," Prentice Hall, PP. 407~430, 1994.

[8] Marc Levoy, "Display of Surface from Volume Data", *IEEE CG&A*, Vol. 8, No. 3, May, PP. 29~37, 1988.

[9] Marc Levoy, "Efficient Ray Tracing of Volume Data", *Computer Graphics*, Vol. 9, No. 3, July, PP. 245~261, 1990.

[10] 유종현, 백승화, "의료영상재구성의 속도개선에 관한 연구", 「대한전기학회 하계학술대회 논문집」, PP. 2489~2491, 1998년 7월.

저 자 소 개



유종현 (柳宗賢)

1974년 9월 7일생. 1997년 명지대 제어계측 공학과 졸업. 1999년 동 대학원 제어계측공 학과 졸업(석사). 현재 동 대학원 전기정보 제어공학부 박사과정.

Tel : (0335) 330-6470

E-mail : robot@wh.myongji.ac.kr



백승화 (白承和)

1953년 6월 12일생. 1977년 연세대 전기공 학과 졸업. 1987년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 1991-1992년 Univ. of Missouri columbia school of Medicine. Research Associate. 1999년 당학회 학술위원회 위 원. 현재 명지대 전기정보제어 공학부 교수.

Tel : (0335) 330-6470

E-mail : signal@wh.myongji.ac.kr