

3D CT 동영상 구성을 위한 속도 개선 알고리즘

The Algorithm Improved the Speed for the 3-Dimensional CT Video Composition

정 찬 웅*, 박 진 우*, 전 계 석*
(Chan-Woong Jeong*, Jin-Woo Park*, Kyu-Suk Jun*)

*경희대학교 전자공학과

(접수일자: 2008년 11월 26일; 수정일자: 2009년 1월 23일; 채택일자: 2009년 1월 30일)

본 논문에서는 인체에 유해한 방사능 피폭량이 부켓살 형태의 Fan Beam 보다 상대적으로 적은 원추형 Cone Beam CT 시스템을 사용하여 3차원 영상을 빠르게 구성하기 위한 회전 기반법 알고리즘을 제안하였다. 그리고 계산 속도를 빠르게 하기 위하여 초월함수가 더 적은 3단계 회전 행렬을 이용하여 3차원 영상을 구현하였다. 또한 본 연구에서 구성한 영상을 일반적으로 사용되는 라돈 변환 알고리즘으로 구현된 3차원 영상과 비교하여 영상의 질은 평균적으로 단면 영상 당 10% 정도의 오차를 보이며 미약하게 저하되었으나 영상 구성 속도 면에서는 35배 개선됨을 보였다. 이는 대략 초당 4~5 프레임 을 얻을 수 있는 수치이며 간단한 구조를 가진 피사체라면 보다 많은 프레임을 얻을 수 있어 3차원 동영상을 실시간으로 구현할 수 있는 가능성을 보였다.

핵심용어: Cone Beam CT, 라돈 변환, 3단계 회전 행렬, 회전 기반법, 3차원 동영상 구성 알고리즘, 실시간

투고분야: 음향 신호처리 분야 (1,2)

This paper presents a new fast algorithm, rotation-based method (RBM), for the reconstruction of 3 dimensional image for cone beam computerized tomography (CBCT) system. The system used cone beam has less exposure time of radioactivity than fan beam. The Three-Pass Shear Matrices (TPSM) is applied, that has less transcendental functions than the one-pass shear method to decrease a time of calculations in the computer. To evaluate the quality of the 3-D images and the time for the reconstruction of the 3-D images, another 3-D images were reconstructed by the radon transform under the same condition. For the quality of the 3-D images, the images by radon transform was shown little good quality than RBM. But for the time for the reconstruction of the 3-D images RBM algorithm was 35 times faster than radon transform. This algorithm offered 4~5 frames a second. It meant that it will be possible to reconstruct the 3-D dynamic images in real time.

Keywords: Cone beam CT, Radon transform, Three-pass shear method, Rotation based method, 3-dimensional Dynamic images reconstruction

ASK subject classification: Acoustic Signal Processing (1,2)

I. 서론

컴퓨터 단층 영상 기술은 최근 비약적으로 발전을 거듭했다. CT는 Computed Tomography의 약자로서 X선을 이용하여 인체 단면을 자세히 분할하여 볼 수 있어 정확한 진단을 내릴 수 있도록 도와주는 장비이다.

1972년 Godfrey Hounsfield에 개발된 1세대 CT인 CT Scanner는 촬영시간이 길기 때문에 피시험자의 호흡을

조절하기가 매우 어려웠으나 이후 영상 구성 시간을 줄여 현재는 주로 진단용으로 사용되고 있으며 정밀한 수술을 요구하는 경우 실시간 2D 동영상을 수술 시에도 이용하고 있다.

현재 일반적으로 사용되는 CT 시스템의 X-선은 발전 부인 탱크에 일종의 슬릿(Collimeter)을 사용하여 부켓살 형태로 만든 Fan Beam (FB)을 사용하고 있다. 화질이 좋다는 장점은 있지만 3차원 영상을 구성하는데 시간이 오래 걸리고 슬릿을 사용하여 압축하기 때문에 방사능 밀도가 높게 된다. 게다가 X-선이 1번 조사되었을 때 검사하는 면적이 적어 CT 영상을 구성하기 위해 여러 번

책임저자: 전 계 석 (gsjun@jh.ac.kr)
446-701 경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지 경희대학교 전자공학과
(전화: 031-201-2956; 팩스: 031-203-4968)

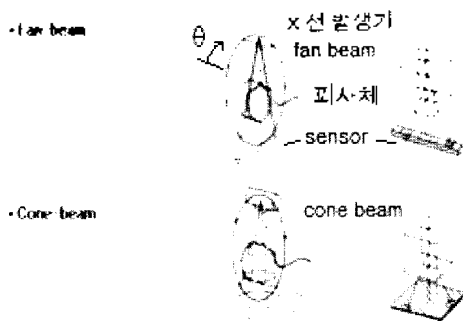


그림 1. FB-CT와 CB-CT를 이용한 검사 시스템의 비교
Fig. 1. The comparison of the system used FB-CT and CB-CT.

빔을 조사하여야 하므로 X-선에 노출되는 시간이 길어져 방사능 피폭량이 많다는 단점이 있다 [6][12].

본 논문에서는 3차원 영상을 구성하기 위해 FB-CT 보다 더 적은 횡수의 빔을 조사하므로 방사능 피폭량이 상대적으로 적은 원추형 Cone Beam (CB) CT 시스템에서 이용할 수 있는 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 구성하였다. 본 연구에서 제안한 알고리즘은 3차원 영상 구성에 있어서 처리속도가 대단히 빨라 실시간 처리가 가능함을 실험을 통해 증명하였다 [4][9].

II. 이론적 배경

3D CT 동영상이란 투시된 영상을 각도 (θ)별로 병합하여 투시영상을 얻은 후 획득한 2D 투시영상들을 Z축으로 저장하여 3D Volume Data를 구성하고 시간 (t)축에 출력하여 동영상을 구성하는 것을 말한다. 시스템에서 사용한 X-선의 형태에 따라 Fan-Beam과 Cone Beam으로 나눌 수 있으며 그림 1에서 보는 것과 같이 빔이 피사체에 미치는 면적에 의한 조사 횟수나 센서의 크기 등 검사방법에도 차이가 있음을 알 수 있다.

그림 2에서 보이는 것이 일반적으로 요즘 많이 사용되는 시스템으로 FB-CT를 사용하여 3차원 영상을 구성하는 방법이다. 그러나 FB-CT는 화질이 좋은 반면 시침체에 조사시 한 번에 검사할 수 있는 면적 범위가 적어 여러 번 촬영해야 하므로 검사 시간도 길어지고 많은 양의 영상 정보를 처리해야 하므로 3차원 영상 구성 시간도 늘어나는 단점이 있다 [1-2]. 따라서 실시간 영상처리가 어려우므로 진단용으로 사용되고 있다.

반면에 그림 3에서 보인 CB-CT를 이용한 시스템에서는 빔의 조사 면적 범위가 넓기 때문에 한 번의 X-선 조사

로도 많은 면적의 투시 영상을 얻어 낼 수 있고 상대적으로 FB를 이용한 시스템에 비해 3차원 영상 구성 시간이 적게 된다. 그림에서처럼 보다 간단하고 단순한 방법으로 3차원 영상을 얻어낼 수 있음을 알 수 있다.

본 논문에서 제안하는 알고리즘은 그림 4에서 보인 회전 기반법 (rotation-based method, RBM)으로 X선 촬영장비를 고정시킨 후 피사체를 회전시켜 투사 및 역투사를 계산하는 방법이다 [3][5]. 그러나 본 연구에서는 피사체를 고정시킨 후 촬영장비를 회전시키는 시스템을 구성하여 투시영상 병합에 이용하였다. 이 경우 X 선이 피사체에 도달하는 경로를 추적하는 선 추적법에 비해 회전 기반법으로 선적분을 계산하는 수식이 간단하게 된다 [11-12].

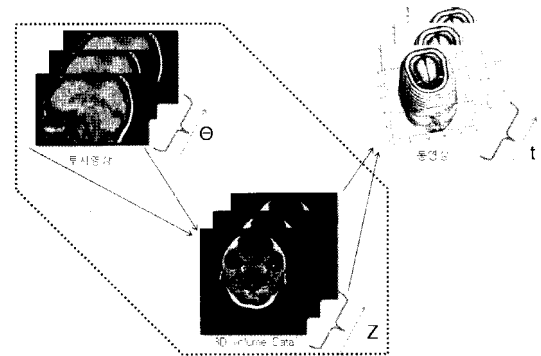


그림 2. FB-CT 시스템을 이용한 3차원 영상 구성 방법
Fig. 2. The reconstruction of 3D image in the FB-CT system.

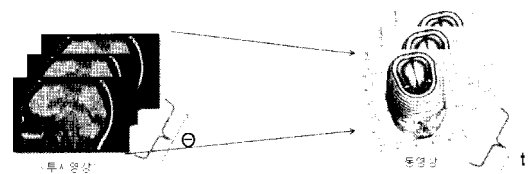


그림 3. CB-CT 시스템을 이용한 3차원 영상 구성 방법
Fig. 3. The reconstruction of 3D image in the CB-CT system.

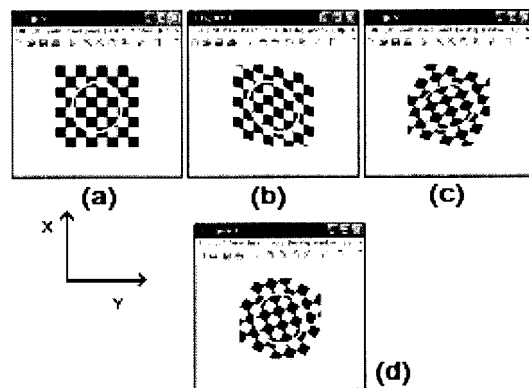


그림 4. 3단계 회전 행렬 회전 기반법을 이용한 좌표 변환
Fig. 4. The coordinate transformation by Three-Pass rotation-based method.

그림 4의 윗줄 가장 좌측에 있는 원본 (a)와 회전 기반법을 이용하여 30도 회전한 아래 줄의 그림을 비교하여 보면 일치한다는 것을 알 수 있다.

1단계 회전 행렬을 이용한 회전 기반법은 식 (1)과 같다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (1)$$

그러나 1단계 회전 행렬을 사용하는 것보다 초월함수의 수가 적은 3단계 회전행렬을 사용하게 되면 수학적 계산이 더 간단해 진다.

3단계 회전 행렬 (Three-Pass Shear Matrices, TPSM)은 그림 4에서 보는 것과 같이 x축과 y축으로 수평이동을 한 후 비틀림 보정을 위해 x축으로 한 번 더 평행이동을 시켜야 한다.

이때 사용되는 각각의 이동을 식 (2)와 (3)으로 나타낼 수 있다.

$$Shear_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & \alpha \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$Shear_y(\beta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \beta & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

여기서 α, β 는 x, y 축으로 평행이동의 상대적인 비율을 뜻한다. 회전이동을 상대적인 비율로 이동했을 때 비틀림이 생기게 되며 γ 는 이를 보정하기 위한 상수이다.

비틀림에 대한 보정을 한 3단계 회전행렬을 적용한 후 정리하면 식 (4)와 같은 최종 회전행렬식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} &= Shear_x(\alpha) Shear_y(\beta) Shear_z(\gamma) \\ &= \begin{bmatrix} 1 & \alpha \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \beta & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & \gamma \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} 1 + \alpha\beta & \alpha + \gamma + \alpha\beta\gamma \\ \beta & 1 + \beta\gamma \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4)$$

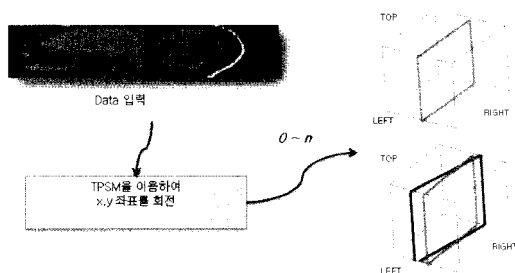


그림 5. 입력 데이터의 처리 및 저장 방법
Fig. 5. The process of input data and the method of data storage.

또한 식 (4)의 최종식을 식 (1)과 비교하면 α, β, γ 얻어 낼 수 있으며 α, γ 는 $-\tan\frac{\theta}{2}$ 이고 β 는 $\sin\theta$ 가 된다. 얻은 값을 대입하면 식 (5)를 얻을 수 있다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \tan\frac{\theta}{2} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \sin\theta & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & -\tan\frac{\theta}{2} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (5)$$

식 (1)과 식 (5)를 비교하면 초월함수의 수가 식 (5)에서 줄어들기 때문에 영상 데이터들 계산하는데 보다 적은 시간이 소요됨을 알 수 있다.

하지만 실험에 적용할 경우에 x방향 Shear Matrix의 원소인 $-\tan\frac{\theta}{2}$ 는 θ 가 180°로 접근함에 따라 무한대로 발산하기 때문에 정확한 계산이 불가능하다. 그래서 실제 실험에서는 $90^\circ < \theta < 180^\circ$ 의 구간을 $-90^\circ < \theta < 90^\circ$ 으로 변환하여 3단계 회전행렬을 적용하여 값을 얻었다 [7][8][13].

III. 실험 및 결과

고정된 시료주위를 회전하는 X-선 발전 장치와 영상 획득 장치에서 각도별로 n회 촬영하여 각도 정보와 함께 전송하도록 설계 제작된 CT 시스템에서 획득한 각각의 투시영상과 각도 정보는 컴퓨터에서 취합하여 그림 5와 같이 3단계 회전 행렬 (TPSM)을 적용하여 투시 영상을 얻게 되는데 이 과정은 모든 z축에 걸쳐 한 번에 시행되므로 최종적으로 얻게 되는 영상은 3차원 영상이고 그림에서 하나의 투시 영상만을 보였다.

그림 5에서 볼 수 있듯이 한 번의 조사로 입력된 영상 데이터들은 3단계 회전 행렬이 적용된 회전 기반법에 의해 조사 시스템에서 제공된 각도 정보만큼 회전되어 버퍼 메모리에 입력된다.

입력된 투시 영상 데이터는 메모리 내에서 그림 5와 6과 같이 3차원 영상으로 구성된다. 그림 6은 $z=0$ 인 평면에서의 투시 영상 구성 과정을 보인 것이다.

투시 영상은 간단한 선형 보간법을 x, y축에 적용시켜 최종영상을 얻을 수 있도록 프로그램 하였고 그 결과는 그림 7에 나타내었다.

투시 영상은 0.5° 씩 180도 회전시켜 총 360장을 획득 하였으며 각 영상은 x, y 축이 각각 256 pixel, z축이 20 pixel로 처리 하였으며 그레이 레벨의 depth는 10 bit로 하였다. 각 영상과 병합과정의 정보들은 그림 8에 나타내

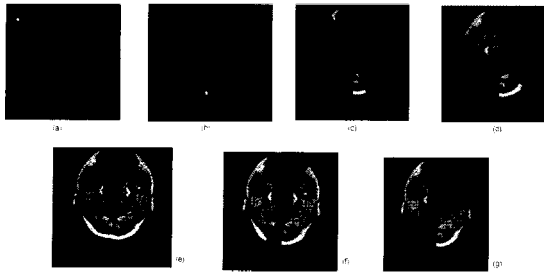


그림 6. 3차원 영상이 구성되는 과정 ($z=0$ 에서 각각 $\theta = 1(a), 10(b), 50(c), 200(d), 300(e), 360(f)$ 도에서 구현된 투시영상)

Fig. 6. The procedure of reconstructing 3D images. (the projection images at $z=0$, $\theta=1(a), 10(b), 50(c), 200(d), 300(e), 360(f)$ degree, respectively.)

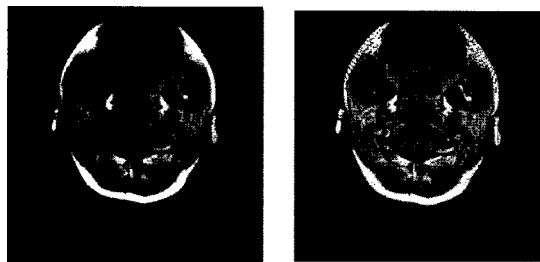


그림 7. 회전 기반법이 적용된 투시영상 (우)과 보간법을 적용한 투시영상 (좌)

Fig. 7. The projection images by Three-Pass rotation-based method and interpolation.

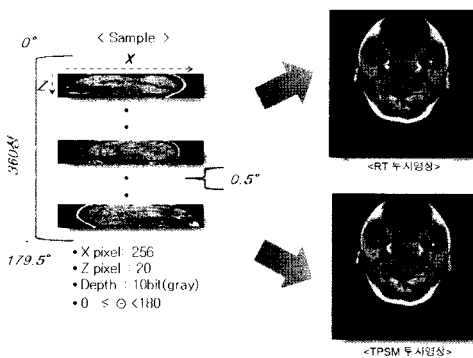


그림 8. 3차원 영상을 구성하는 투시 영상의 정보

Fig. 8. The information of the projection images constructing 3D image.

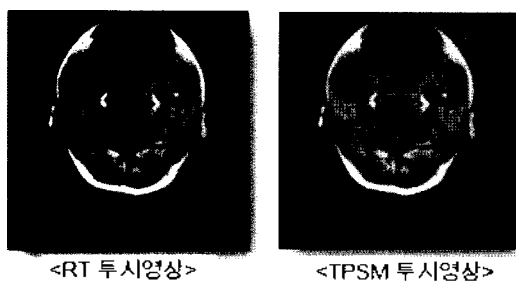


그림 9. 라돈 변환법과 3차원 회전 행렬 회전 기반법을 적용한 각각의 영상 ($z=0$)

Fig. 9. The images composed by Radon transform and 3 pass rotation-based method, respectively.

었다 [10].

회전 기반법을 이용하여 획득한 영상과 처리 속도 및 화질을 비교하기 위해 라돈 변환 (Radon Transform, RT)을 적용한 투시 영상 및 3차원 영상도 획득하여 두 알고리즘을 적용한 투시 영상을 그림 9에 함께 보였다.

그림 9에서 보인 $z=0$ 인 가장 아래 부분의 투시 영상을 명암비 히스토그램 (histogram)으로 비교하여 그림 10에 나타내었다. 또한 표 1에서 두 투시 영상의 화질 차이를 정성적으로 보였는데 각 구간별 오차는 백분율로 환산하여 나타내었다.

그림 10의 (b)에 차이가 많이 나는 부분을 표시하였으며 그 구간에서는 대략 20%의 오차율을 보이고 있다. 차이가 많이 나는 구간은 흑색구간 0 ~ 100과 701 ~ 800 인 백색 구간이다. 피사체 바깥 부분의 어두운 부분이 중복되어 나온 결과이므로 실제 영상에는 크게 영향을 주지 않는다. 따라서 전체 구간에 대해 평균적으로 12.5%의 명암 오차율이 나타났다. 그러나 피사체 외곽 부분을 제외하면 8.2%의 오차율을 보이므로 크지 않은 명암 차이가 나타나는 것을 알 수 있다.

또한 정량적인 비교를 위해 라돈 변환과 TPSM을 이용한 회전 기반법을 적용한 투시 영상의 mesh 영상을 그림

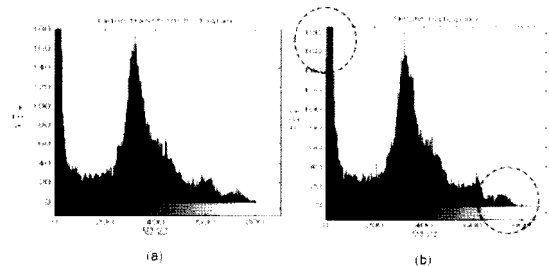


그림 10. 투시 영상의 히스토그램 (a) 라돈 변환법 (b) 회전 기반법

Fig. 10. The histogram of the projection image. (a) Radon transform (b) 3 pass shear matrices rotation-based method.

표 1. 명암 구간별 오차율 (라돈 변환법 대 회전 기반법)

Table 1. The relative error sectional in the histogram (RT vs. TPSM).

명암구간	오차율 (%)
0 ~ 100	24.31416
101 ~ 200	13.74273
201 ~ 300	4.31781
301 ~ 400	8.01025
401 ~ 500	8.16044
501 ~ 600	12.1683
601 ~ 700	2.9055
701 ~ 800	26.5733

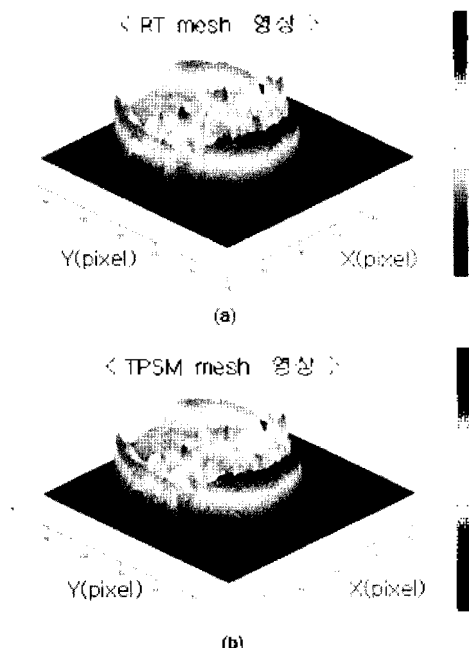


그림 11. 투시 영상의 Gray Level 비교 (a) 라돈 변환법 (b) 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법
 Fig. 11. The comparison on the gray level of projection images. (a) Radon transform. (b) 3 pass shear matrices rotation-based method.

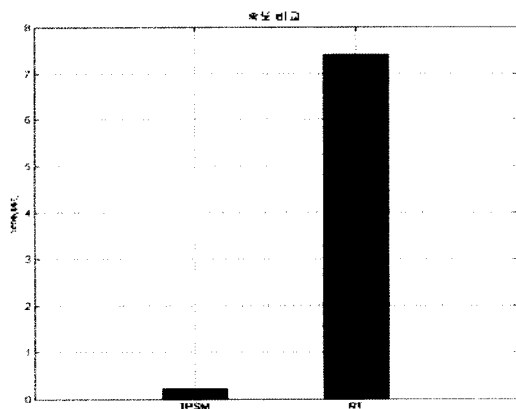


그림 12. 3-D Volume 구성 속도 비교
 Fig. 12. The comparison of the time to reconstruct 3-D volume.

11에 각각 보였다. 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법을 적용한 영상의 질이 라돈 변환을 적용한 영상과 거의 차이가 없음을 알 수 있다.

영상의 질은 미세하게 떨어지지만 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법의 경우 영상 구성 속도 면에서는 원동하게 우수하다. 표 2에서는 두 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 구성하는 시간을 보였고 그림 12는 표 2를 그래프로 나타낸 것이다.

초월함수가 많이 포함되어 있고 수식이 복잡한 라돈 변환의 경우 컴퓨터에 부하가 가중되어 영상 구성을 할

표 2. 영상 구성 소요 시간 (20회 시행)

Table 2. The time measurement (20 times).

실행 횟수	TPSM (sec)	RT (sec)
1	0.21045526	7.27029181
2	0.21024795	7.26919007
3	0.21070108	7.29584486
4	0.20960765	7.29353535
5	0.20995071	7.27183539
6	0.21027756	7.38921958
7	0.21008201	7.40922045
8	0.21168081	7.38012876
9	0.21019627	7.38958667
10	0.21079187	7.39751002
11	0.20984846	7.38985849
12	0.21052787	7.40458131
13	0.21135284	7.38789288
14	0.21049603	7.36815880
15	0.21062789	7.40839772
16	0.20991886	7.39946083
17	0.20975627	7.42842121
18	0.21033623	7.41716699
19	0.20995909	7.39910771
20	0.21096201	7.41327683
평균	0.21038884	7.36913429

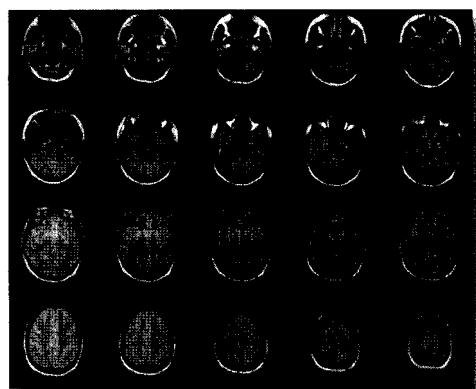


그림 13. TPSM을 이용한 회전 기반법이 적용된 투시 영상들
 Fig. 13. The projection images by TPSM rotation-based method.

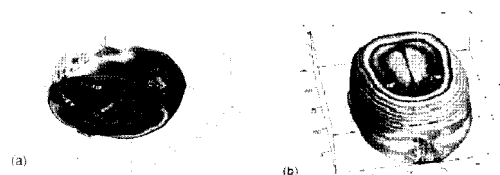


그림 14. TPSM으로 구성된 3차원 CT 영상. (a) 아랫면 (b) 윗면
 Fig. 14. 3D CT image reconstructed by TPSM. (a)bottom (b) top

때 많은 시간이 소요되는 것으로 볼 수 있으며 본 논문

서 제안한 3차원 회전 행렬을 사용한 회전 기반법을 적용하면 3개의 회전행렬만이 포함되어 있으므로 라돈 변환을 이용한 영상 구성보다 빠르게 3차원 영상을 구성할 수 있음을 알 수 있다. 또한 산술적으로 계산했을 경우 초당 대략 4~5프레임 (frame)을 그리고 뼈와 같은 단순한 영상의 경우는 그 이상을 출력할 수 있다.

각 z 가 0에서 19까지의 투시 영상들을 그림 13에서 나타내었다. 그림 13에 보인 각 투시 영상들을 취합하여 얻은 3차원 영상을 그림 14에서 보였다.

IV. 결론

본 논문에서는 시험자와 피시험자를 비롯한 사람들이 X-선 조사환경에 노출되는 경우, 방사능의 피폭량을 줄일 수 있는 Cone Beam CT시스템을 사용하여 3차원 영상을 구성하였다.

또 CB CT시스템에서 3차원 영상을 빠르게 구현할 수 있는 알고리즘을 제안하였고 화질과 속도를 비교하였다. 비교 대상 알고리즘은 라돈 변환을 선택하였고 알고리즘을 제외한 나머지 조건은 같은 상태에서 3차원 영상을 구현하였다.

라돈 변환과 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법이 적용된 각 영상들을 정량적으로 비교한 결과 영상의 질은 크게 차이가 나지 않는 반면 3차원 영상 구성 시간은 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법이 적용된 알고리즘이 라돈 변환이 적용된 3차원 영상 구성시간에 비하여 35배 속도가 개선이 되었음을 보였다.

3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법을 적용하면 실시간으로 초당 4~5 프레임의 3D 영상을 구현해 낼 수 있게 된다. 그러므로 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법이 적용된 CB CT 시스템은 실시간 3차원 동영상 처리가 가능함을 알 수 있다.

앞으로 본 연구에 적용된 알고리즘을 인체에 무해한 조음과 진단영상 분야에 적용할 계획이다.

감사의 글

본 연구는 2006년도 경희대학교의 지원으로 수행되었으며, 이에 대해 깊이 감사를 드립니다.

참고 문헌

- Bernd Girod, Gunther Greiner, Heinrich Niemann, *Principles of 3D image analysis and Synthesis*, Kluwer Academic Publishers, 2006.
- Avinash C. Kak, Malcolm Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, 1988.
- P. Schröder and J. B. Salem, "Fast rotation of volume data on parallel architectures, *IEEE Visualization '91 Proceedings*, pp. 50-57, 1991.
- Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH, "Four multidetector - row helical CT: image quality and volume coverage speed", *Radiology*, vol. 215, pp. 55-62, 2000.
- Hanrahan, Pat, "Three-pass affine transforms for volume rendering", *Computer Graphics*, vol. 24, no. 5, pp. 71-77, Nov. 1990.
- Y.S. Choi, G.T. Kim, E.H. Hwang, "Basic principle of cone beam computed tomography", *Korean J Oral Maxillofac Radiol*, vol. 36, pp. 123-129, 2006.
- Subramanian, K. R. and Donald S. Fussell, "Applying space subdivision techniques to volume rendering," *In Proceedings of Visualization* " vol. 90, pp. 150-159, San Francisco, California, October 1990.
- Vezina, Guy, Peter A. Fletcher, and Philip K. Robertson, "Volume rendering on the MasPar MP-1," *In 1992 Workshop on Volume Visualization*, pp. 3-8, Boston, October 1992.
- Masahiro Endo, Takanori Tsunoo, Susumu Kandatsu, Shuji Tanada, Hiroshi Aradate, and Yasuo Saito, "Four-dimensional Computed Tomography (4D CT)-Concepts and Preliminary Development.", *Radiation Medicine*, vol. 21, no. 1, pp. 17-22, 2003.
- William K. Pratt, *Digital Image Processing: PIKS Inside, Third Edition*, Pratt, John Wiley & Sons, Inc. 2001.
- Yagel, Roni and Arie Kaulman, "Template-based volume viewing.", *Eurographics* vol. 92, pp. 153-167, Cambridge, UK, September 1992.
- Jean Pouliot, Ali Bani-Hashemi, Josephine Chen, Michelle Svalos, Farhad Ghelmansarai, Matthias Mitschke, Michele Aubin, Ping Xia, Olivier Morin, Kara Bucci, Mack Roach III, Paco Hernandez, Zirao Zheng, Dimitre Hristov, Lynn Verhey, "Low-Dose megavoltage cone-beam CT for radadiation therapy.", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, vol. 61, no. 2, pp. 552-560, 2005.
- Ying Chen, Pengwei Hao, Jian Yu, "Shear-resize factorizations for fast multi-modal volume registration.", *Int. Conference on Image Processing*, pp. 1085-1088, 2004.

저자 약력

•정 찬 용 (Chan-Woong Jeong)

1994년 2월 : 경희대학교 전자공학과 공학석사
 1997년 9월 - 현재 : 경희대학교 전자공학과 박사과정
 ※주관심분야 : 신호처리 및 통신시스템



•박 진 우 (Jin-Woo Park)



2007년 3월~ 현재: 경희대학교 전자공학과 석사과정
※주관심분야: 신호처리 및 통신시스템

•전 계 석 (Kye-Suk Jun)



1983년 2월: 연세대학교 전자공학과 공학박사
1979년 3월~ 현재: 경희대학교 전자공학과 교수
※주관심분야: 초음파 및 마이크로 통신시스템