

# 3D 동영상획득을 위한 Cone-Beam 형 X-Ray CT 시스템 구현에 관한 연구

## The Study on the Implementation of the X-Ray CT System Using the Cone-Beam for the 3D Dynamic Image Acquisition

정 찬 웅\*, 전 계 석\*  
(Chan-Woong Jeong\*, Kyu-Suk Jun\*)

\*경희대학교 전자공학과

(접수일자: 2009년 3월 25일; 수정일자: 2009년 4월 21일; 채택일자: 2009년 4월 22일)

본 논문에서는 3차원 동영상을 구현하기 위하여 인체에 유해한 방사능 피폭량이 부챗살 형태의 Fan Beam 보다 상대적으로 적은 원추형 Cone Beam CT 시스템을 설계하였다. 설계된 시스템은 X-ray가 조사된 각도에서 획득한 데이터를 영상처리부로 전송하고 영상을 구성하는 계산 속도를 빠르게 하기 위하여 초월함수가 보다 적은 3단계 회전 행렬을 이용하여 3차원 영상을 구현하는 회전 기반법을 사용하였다. 본 연구에서는 3차원 영상을 구성하는 시간단축을 통해 초당 3~5장의 영상을 얻음으로써 3차원 동영상을 실시간으로 구현하였다.

**핵심용어:** Cone Beam CT, 회전 기반법, 3차원 동영상 구성 시스템

**투고분야:** 생체 및 의학 음향 분야 (15.4)

In this paper, we presents a new cone beam computerized tomography (CB CT) system for the reconstruction of 3 dimensional dynamic images. The system using cone beam has less the exposure of radioactivity than fan beam, relatively. In the system, the reconstruction 3-D image is reconstructed with the radiation angle of X-ray in the image processing unit and transmitted to the monitor. And in the image processing unit, the Three Pass Shear Matrices, a kind of Rotation-based method, is applied to reconstruct 3D image because it has less transcendental functions than the one-pass shear matrix to decrease a time of calculations for the reconstruction 3-D image in the processor. The new system is able to get 3~5 3-D images a second, reconstruct the 3-D dynamic images in real time.

**Keywords:** Cone beam CT, Rotation-based Method, 3-dimensional Dynamic images reconstruction system

**ASK subject classification:** Biological and Medical Acoustics (15.4)

### I. 서 론

CT (Computerized Tomography) 장치는 컴퓨터의 발전에 힘입어 1973년 Hounsfield의 EMI 스캐너가 개발된 이후 촬영범위가 인체의 전신으로까지 확대되었고 1개의 검출기가 선형이동과 회전을 반복하면서 영상을 얻어 내던 1세대 CT에서 여러 대의 검출기를 사용하는 2세대를 거쳐 빔의 형태가 부채꼴형인 Cone-beam을 사용하는 3세대로 진입했으며 현재는 나선형 CT와 다수 검출기를 장착한 형태까지 발전되어 이용되고 있다 [1-3].

오늘날 일반적으로 사용되는 CT 시스템의 X-선은 발

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

진부인 탱크에 슬릿의 일종인 Collimator를 사용하여 부챗살 형태로 만든 Fan Beam (FB)이다. Fan Beam을 사용하면 영상구성 알고리즘이 간단하지만 Collimeter가 X-선을 압축하기 때문에 방사능 밀도가 높아지게 된다. 또한 X-선이 1번 조사되었을 때 검사하는 면적이 적어 CT 영상을 구성하기 위해 여러 번 빔을 조사해야한다. 그러므로 방사능 밀도가 높은 X-선에 노출되는 시간과 검사 시간이 길어져 방사능 피폭량이 많다는 단점이 있다 [4].

본 논문에서는 X-ray 발진부와 데이터 획득부의 비용 절감과 효율성을 높이고 인체에 해가 적도록 상대적으로 낮은 조사선량으로 영상의 획득이 가능한 Cone-beam 형 X-ray CT를 사용하여 데이터를 실시간으로 처리하여 3차원 동영상을 구현하는 시스템을 설계하고 제작하였다.

## II. 이 론

원추형으로 조사되는 Cone-Beam CT 시스템에서 영상을 구성하기 위해 FDK 알고리즘이 실제로 많이 사용된다 [5-7]. FDK 알고리즘은 그림 1과 그림 2에서 보인 것처럼 센서면의 좌표 ( $u, v$ )에서 획득한 프로젝션 데이터를 사용하여 선적분으로 프로젝션 함수를 취해 시료의 좌표공간의 시료 함수  $f(x, y)$ 를 얻어내는 것이다. FDK 알고리즘은 근사법이지만 그림 2에서 보인 원추각  $\gamma$ 가 Fan-beam의 빔의 각보다 크다면 정확성이 높다. 프로젝션 함수  $P$ 는 센서의 좌표 ( $u, v$ )에서 검출되는 프로젝션 데이터  $P'$ 에  $\cos\gamma$ 와  $\cos\theta$ 를 곱하여 식 (1)과 같이 나타낼 수 있으며 코사인 값들은 식 (2)를 사용하여 정리할 수 있다.

$$P(u, v, \beta) = (\cos\gamma\cos\theta)P'(u, v, \beta) \\ = \frac{R}{\sqrt{R^2+u^2+v^2}}P'(u, v, \beta) \quad (1)$$

$$\cos\gamma\cos\theta = \frac{R}{\sqrt{R^2+u^2}} \cdot \frac{\sqrt{R^2+u^2}}{\sqrt{R^2+u^2+v^2}} \\ = \frac{R}{\sqrt{R^2+u^2+v^2}} \quad (2)$$

여기서  $R$ 은 주사 궤적의 반지름이고  $\beta$ 는 X-선 발생장치의 회전각이며  $u$ 와  $v$ 는 센서의 좌표값이다. ramp 필터를 적용하여 주사각에 대한 적분을 실시하면 다음과 같이 시료 공간에 대한 역투사 함수  $f(x, y, z)$ 를 구할 수 있다.

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{R^2}{U(x, y, \beta)} P(u(x, y, \beta), v(x, y, z, \beta), \beta) d\beta \quad (3)$$

여기서 함수  $U, u, v$ 는 각각 다음과 같다.

$$u(x, y, \beta) = R \frac{-x\sin\beta + y\cos\beta}{R + x\cos\beta + y\sin\beta},$$

$$v(x, y, z, \beta) = z \frac{R}{R + x\cos\beta + y\sin\beta}$$

$$U(x, y, \beta) = R + x\cos\beta + y\cos\beta$$

3차원 영상 구성은 회전 기반법을 사용하였다. 1단계 회전 행렬을 이용한 회전 기반법은 식 (4)과 같다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (4)$$

그러나 1단계 회전 행렬을 사용하는 것보다 초월함수

의 수가 적은 3단계 회전행렬 (TPSM : Three Pass Shear Matrices)을 사용하게 되면 수학적 계산이 더 간단해 진다 [8].

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

식 (4)와 식 (5)를 비교하면 초월함수의 수가 줄어들기 때문에 영상 데이터를 계산하는데 35배 더 적은 시간이 소요됨을 알 수 있다 [9].

그림 3에서 보이듯 투시영상을 3단계 회전 행렬을 사

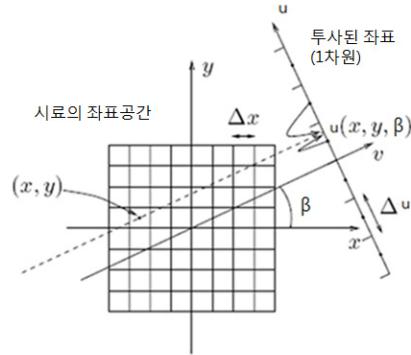


그림 1. 프로젝션 개념

Fig. 1. The concept of projection.

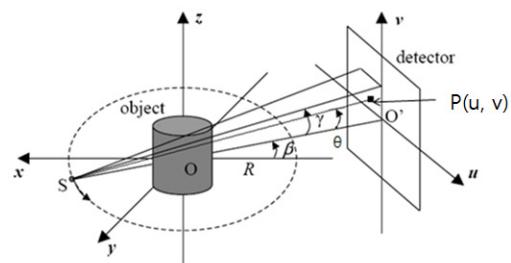


그림 2. Cone-beam CT 시스템의 프로젝션

Fig. 2. The projection in the sampled geometry for Cone-Beam CT.

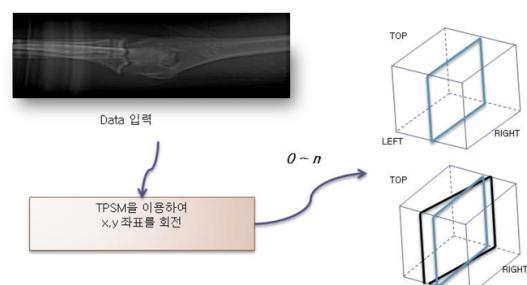


그림 3. 3차원 영상 구현 알고리즘 (회전기반법)

Fig. 3. The reconstruction algorithm for 3D image (Rotation-based method).

용하여 3차원 메모리 버퍼에 회전시켜 저장함으로써 3차원 영상으로 구현할 수 있다.

### III. 설계 및 제작

본 논문에서 제작된 시스템은 X-선 발생장치, 기계 장치부, 영상 처리부, 제어부로 나눌 수 있다. 실제로 제작한 시스템의 블록도를 그림 4에 보였다. 또한 제작된 하드웨어의 설계도는 그림 5와 같다. 크게 나누어 주제어부 (MCU: Main Control Unit)와 PU (Processing Unit), 그리고 모터 제어용 인터페이스 부로 구성된다.

그림 6은 주제어부와 영상처리부에서 수행되는 프로그램이다. 그림 6-(a)는 주제어부에서 수행되는 제어 프로그램으로 데이터 전송을 점검 및 제어하고 X-선 발생장치의 입력신호를 여기하며 스템핑 모터를 조종하도록 프로그램하였다. 그림 6-(b)는 영상처리부에 전달된 데이터들로 단층 영상을 만들고 3차원 영상으로 구현하여 모니터로 전송하는 역할을 하는 프로그램의 흐름도이다.

X-선 축과 초점을 맞춘 상태에서 환자를 중심으로 360

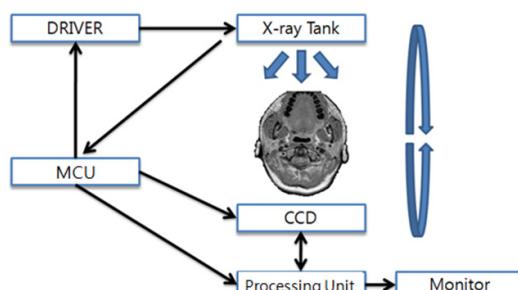


그림 4. 시스템 블록도

Fig. 4. The concept of system.

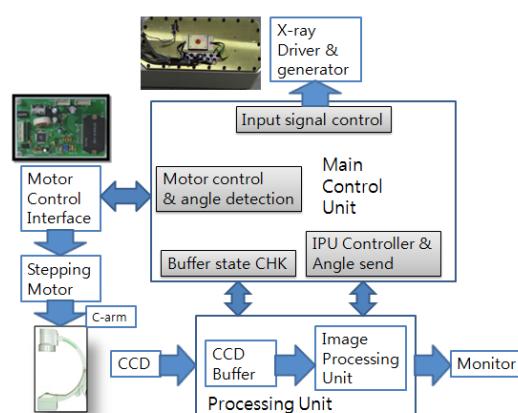


그림 5. 하드웨어 설계도.

Fig. 5. The architecture of hardware.

도 회전시키기 위해 기계 장치부인 C-arm의 양 끝단에 X-선 발생장치와 센서인 CCD ( Charge Coupled Devise)를 고정하였으며 발생장치와 센서 사이의 거리는 1 m이다. 스템핑모터를 사용하여 C-arm의 회전각을 제어할 수 있도록 제작하였다.

주제어부는 입력 가능 신호 (XIE : X-ray input enable)를 X-선 드라이버로 전송하고 영상정보가 영상처리부로 전달되었는지는 모니터링하는 역할을 한다. 영상정보가 전달되었다는 신호를 영상처리부로부터 전송 받으면 C-arm을 회전시키고 각도 정보를 PU (Processing Unit)으로 전송하도록 하였다. PU는 주제어부의 부하를 덜기 위해서 영상처리 및 데이터 저장, 화면출력을 담당하도록 설계 제작하였다. PU는 CCD 버퍼와 영상처리부로 구성되어있다. CCD 버퍼는 CCD에서 전송된 영상 데이터를 임시로 저장하는 역할을 한다. 주제어부에서 전송가능신호 (DTE : Data Transfer Enable)를 CCD 버퍼로 보내면 버퍼 내에 저장되어 있던 영상 데이터는 영상처리부로 전송되고 CCD 버퍼는 전송하였다는 신호 (BE : Buffer Empty)를 주제어부에 전송한다. 영상처리부에서는 식 (3)을 이용하여 단층영상을 만들고 주제어부에서 보내온 각도 정보와 함께 식 (5)를 이용하여 그림 3에 보인 것 같이 3차원 영상버퍼에 저장하게 된다. 그림 6-(b)의 영상처리부의 프로그램 흐름도에서 보인 것과 같이 360도 영상이 만들어졌을 때 3차원 영상을 모니터로 전송한다.

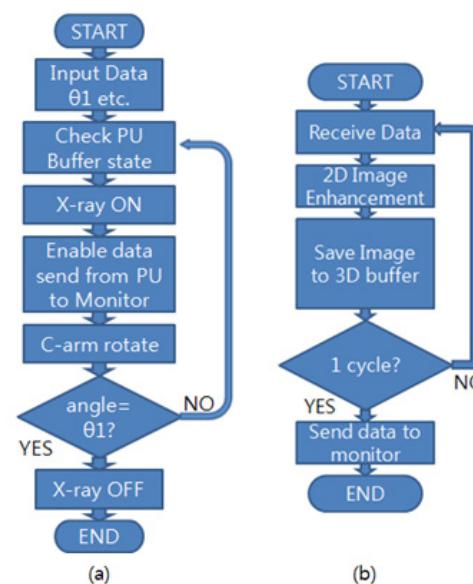


그림 6. 프로그램 흐름도 (a) 주제어부 (b) 영상처리부

Fig. 6. The flow charts of program. (a)The Main Control Unit program (b)The Image Processing Unit program

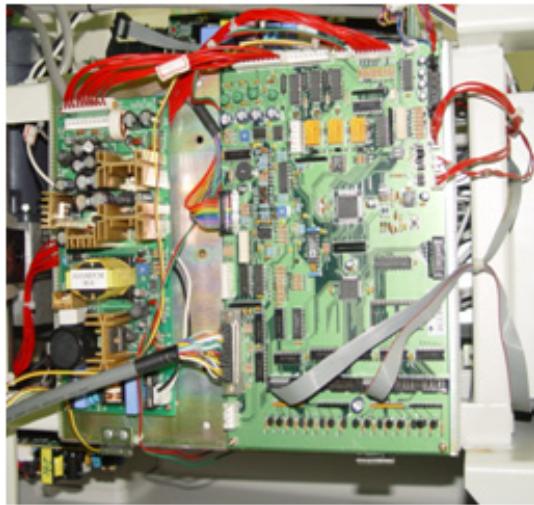


그림 7. 주제어부와 처리부

Fig. 7. Main Control Unit and Processing Unit.



그림 8. X-선 발생 탱크 제어 드라이버 부

Fig. 8. X-ray generation tank control driver Unit.

그림 7은 시스템에서 직접 제작된 주제어부와 PU이다. 그리고 그림 8은 사용한 X-ray 입력 신호와 Power를 제어하는 드라이버이다. 입력 전압은 40 KV에서 110 KV까지 공급할 수 있도록 설계 제작하였다.

그림 9와 그림 10은 팔꿈치 부분을 시료로 사용하여 Fan-beam과 Cone-beam 시스템에서 얻은 2차원 단층 영상이다. 그림 9는 기존에 사용하고 있는 단층영상으로 이를 적층하여 3차원 영상을 만들어야 하는 단점을 갖는다. 그러나 그림 10과 같은 단층영상을 사용하면 회전 기반법을 사용하여 보다 빠르게 3차원 동영상을 구성할 수 있다.

그림 11은 그림 10의 단층영상을 3차원 영상으로 구성한 뒤 초당 3~5프레임씩 모니터로 출력시켜 프레임별로 모은 영상이다.

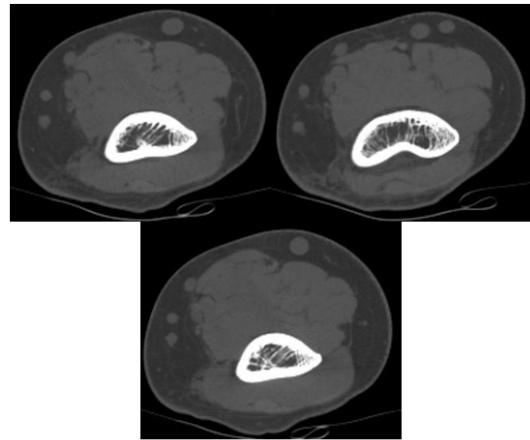


그림 9. FB-CT의 단층영상

Fig. 9. The tomography images for FB-CT.

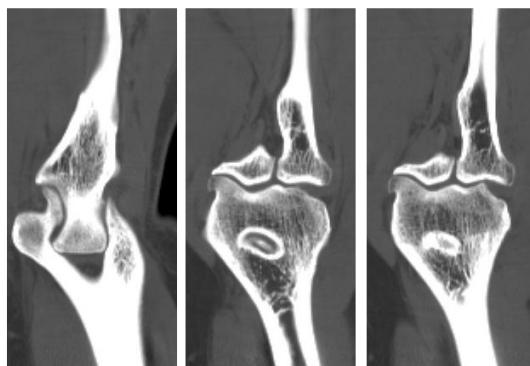


그림 10. CB-CT의 단층영상

Fig. 10. The tomography images for CB-CT.



그림 11. 3차원 동영상의 프레임별 영상들

Fig. 11. The each frames of 3D-dynamic image.

#### IV. 결 론

본 논문에서는 인체에 유해한 방사능 피폭량이 보다 적은 Cone-Beam 형 X-선을 사용하여 CT (Computerized Tomography) 영상을 얻는 시스템을 설계 제작하였다. 또한 3차원 영상 구성 속도를 높이기 위해 회전 기반법을 적용하여 실시간 처리가 가능하도록 하였다.

제작된 시스템을 사용하여 다양한 단층영상을 획득하

였으며 이를 이용하여 3차원 영상을 실시간으로 모니터링 하도록 하였다.

X-ray 발진부와 영상 데이터 검출부를 최소 3기 이상의 고정형 배열 시스템으로 설치하면 수술 등 응급상황에서 실시간으로 3-D 동영상을 활용할 수 있다는 점도 보였다.

앞으로 배열형으로 확장하여 수술실에서 사용할 수 있는 실시간 3차원 동영상 CT 시스템을 구현하고 다양적으로 선택해서 볼 수 있는 양방향 연동 뷰어 프로그램을 완성할 계획이다.

또한 인체에 무해한 초음파를 사용하는 시스템에 적용하여 3차원 동영상을 만들 수 있는 시스템을 연구할 계획이다.

## 참 고 문 헌

- 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", in *Proc. IEEE Visualization*, pp. 50–57, Oct. 1991.
- Jean Pouliot, Ali Bani-Hashemi, Josephine Chen, Michelle Svatos, 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 radiaction therapy", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, vol. 61, no. 2, pp. 552–560, 2005
- L. Feldkamp, L. Davis, and J. Kress, "Practical cone-beam algorithm", *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 1, no. 6, pp. 612–619, 1984.
- Y.S. Choi, G.T. Kim, E.H. Hwang, "Basic principle of cone beam computed tomography", *Korean J Oral Maxillofac Radiol*, vol. 36, no. 3, pp. 123–129, 2006.
- M. Grassa, R. Koppea, E. Klotza, R. Proksaa, M.H. Kuhna, H. Aertsb, J. Op de Beeckb, R. Kemkersb, "Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data", *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 23, no. 6, pp. 311–321, 1999.
- Hanrahan, Pat, Three-pass affine transforms for volume rendering. *Computer Graphics*, vol. 24, no. 5, pp. 71–77, November 1990.
- 정찬웅, 박진우, 전계석, "3D CT 동영상 구성을 위한 속도 개선 알고리즘", *한국음향학회지*, 28권, 2호, 141–147쪽, 2009.

---

## 저자 약력

---

### • 정 찬 웅 (Chan-Woong Jeong)



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

### • 전 계 석 (Kye-Suk Jun)



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