The Journal of The Institute of Internet, Broadcasting and Communication (IIBC)
Vol. 20, No. 6, pp.123-128, Dec. 31, 2020. pISSN 2289-0238, eISSN 2289-0246

https://doi.org/10.7236/JIIBC.2020.20.6.123
JIIBC 2020-6-18

시간단축 알고리즘을 통한 3D 동영상 구현

Implementation of 3D Video using Time-Shortening Algorithm

신진섭*, 정찬웅**

Jin-Seob Shin*, Chan-Woong Jeong**

요 약 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 구현하였으며 기존의 데이터 적층 방법에 비해 본 논문에서 사용한 회전 기반법이 우수함을 증명하였으며 단점 및 해결방법 제시하였다.

Abstract In this paper, we presents a new cone beam computerized tomography (CBCT) 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. And we showed the Rotation-based method was good rather than existing reconstruction technique for 3D images, also found weakness and a solution for it.

Key Words : CBCT, Rotation-based method, three-dimensional dynamic images reconstruction algorithm

Ⅰ. 서 론

최근 컴퓨터 단층촬영(CT) 기술은 컴퓨터의 발전에 의해 비약적으로 발전을 거듭했다. CT(Computed Tomography)는 X선을 이용하여 인체 단면을 자세히 분할하여 볼 수 있어 정확한 진단을 내릴 수 있도록 도와주는 장비이다.

1973년 Godfrey Hounsfield는 1개의 검출기를 사용하여 선형이동과 회전을 반복하면서 영상을 얻었다. 이것은 1세대 CT로서 CT Scanner의 촬영시간이 길기 때

*정회원, 경민대학교
**정회원, 경민대학교
접수일자 2020년 10월 26일, 수정완료 2020년 11월 26일
게재확정일자 2020년 12월 4일

Received: 26 October, 2020 / Revised: 26 November, 2020 / Accepted: 4 December, 2020
*Corresponding Author: e-mail : ysjsshin@naver.com
Dept. of Information & Communication, Kyungmin University, Korea

문에 피시험자의 호흡을 조절하기가 매우 어려웠다. 그 후 여러 대의 검출기를 사용하는 2세대를 거쳐 빔의 형태가 부채꼴 형인 Cone-beam(CB)을 사용하는 3세대로 진입하였으며, 그 후 원형 고리 검출기를 사용하거나 나선형 CT와 다수 검출기를 장착한 형태까지 발전되어 영상 구성 시간을 단축시키고 정밀한 인체 단면을 얻을 수 있게 되었다.[1]

CT 영상은 주로 진단용으로 사용되고 있으나 정밀한 수술을 요구하는 경우 현재 2D(two-dimensional) 동영상을 수술 시 이용하고 있지만 숙련된 의사라 할지라도 3차원인 인체단면을 X,Y 축의 2D 동영상을 보면서 인체 내부의 좌표를 정확하게 시술하는 것은 어려운 일이다. 수술시 2D 동영상 대신에 3D(three-dimensional) 동영상을 보면 인체 내부의 좌표를 바탕으로 더욱 정확하게 시술할 수 있다.[2]

CT영상은 Low Data를 획득하는 시스템적인 측면과 획득한 데이터를 영상으로 구성하는 알고리즘으로 나눌 수 있다. 현재 일반적으로 사용되는 CT 시스템의 X-선은 발진부인 탱크에 일종의 슬릿(Collimeter)을 사용하여 부챗살 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 빔을 조사하여야 하므로 X-선에 노출되는 시간이 길어져 방사능 피폭량이 많다는 단점이 있다.[3][4]

CT영상을 구성하는 알고리즘은 라돈 변환(Radon Transform, RT)이 임상적으로 널리 사용 되었으나 복잡한 수식에 의해 단면영상을 얻기까지 오랜 시간이 걸린다.[5] 하지만 본 논문에서 제안하는 3단계 회전행렬(Three-Pass Shear Matrices, TPSM) 알고리즘은 RT로 처리한 영상에 비해 화질이 다소 저하되지만 알고리즘이 매우 단순하여 영상구성 속도가 빨라 실시간 구성이 가능하다.

본 논문에서는 3D CT 영상을 구성하기 위해 FB-CT보다 더 적은 횟수의 빔을 조사하므로 방사능 피폭량이 상대적으로 적은 원추형 CB-CT 시스템에서 이용할 수 있는 TPSM 알고리즘을 적용하여 3D CT 영상 구성에 있어서 실시간 처리가 가능함을 실험을 통해 증명했다.[6]

II. 3차원 영상구현

원추형으로 조사되는 CBCT 시스템에서 영상을 구성하기 위해 FDK 알고리즘이 실제적으로 많이 사용된다.[5][6] FDK 알고리즘은 그림 1과 그림 2에서 보인 것처럼 센서면의 좌표(u, v)에서 획득한 프로젝션 데이터를 사용하여 선적분으로 프로젝션 함수를 취해 시료의 좌표 공간내의 시료 함수 f(x, y)를 얻어내는 것이다. FDK 알고리즘은 근사법이지만 그림 2에서 보인 원추각 γ가 Fan-beam의 빔의 각보다 크다면 정확성이 높다. 프로젝션 함수 P는 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.

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

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

여기서 R은 주사 궤적의 반지름이고 β는 X-선 발생 장치의 회전각이며 u와 v는 센서의 좌표값이다. ramp 필터를 적용하여 주사각에 대한 적분을 실시하면 다음과 같이 시료 공간에 대한 역투사 함수 f(x, y, z)를 구할 수 있다.

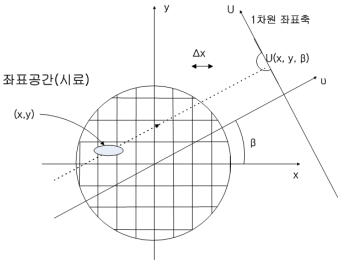


그림 1. 프로젝션 개념
Fig. 1. The concept of projection

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

여기서 함수 U, u, v는 각각 다음과 같다.

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

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

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

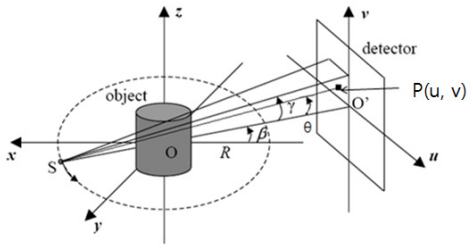


그림 2. CBCT 시스템의 프로젝션
Fig. 2. The projection in the sampled geometry for CBCT

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

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

식 (4)와 식 (5)를 비교하면 초월함수의 수가 줄어들기 때문에 영상 데이터를 계산하는데 기존 방법에 대비해 적은 시간이 소요됨을 알 수 있다.

그림 3에서 보이듯 투시영상을 3단계 회전 행렬을 사용하여 3차원 메모리 버퍼에 회전시켜 저장함으로써 3차원 영상으로 구현할 수 있다.

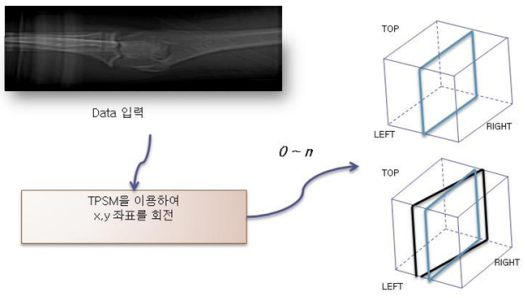


그림 3. 3차원 영상 구현 알고리즘(회전기반법)
Fig. 3. The reconstruction algorithm for 3D image (Rotation-based method)

Ⅲ. 설계 및 제작

제작된 시스템은 X-선 발생장치, 기계 장치부, 영상처리부, 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.

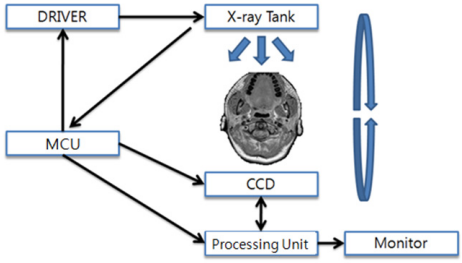
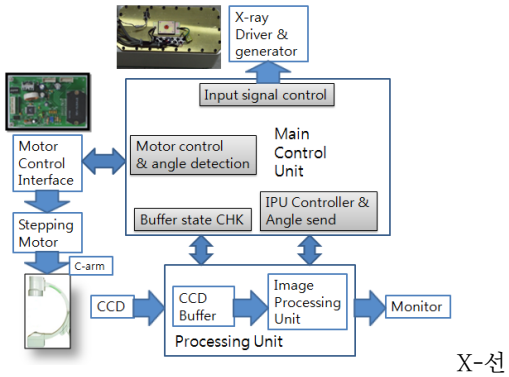


그림 4. 시스템 블록도
Fig. 4. The concept of system



X-선

그림 5. 하드웨어 설계도
Fig. 5. The architecture of hardware

축과 초점을 맞춘 상태에서 환자를 중심으로 360도 회전시키기 위해 기계 장치부인 C-arm의 양 끝단에 X-선 발생장치와 CCD를 고정하였으며 그 사이의 거리는 1m이다. 스테핑모터로 C-arm의 회전각을 제어할 수 있도록 제작하였다.

MCU는 X-선 드라이버를 구동하고 영상정보가 영상처리부로 전달되었는지는 모니터링하는 역할을 한다. 영상정보가 전달되었음을 영상처리부로부터 전송 받으면 C-arm을 회전시키고 각도 정보를 PU로 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. 영상처리부에서는 식 (3)을 이용하여 단층영상을 만들고 주제어부에서 보내온 각도 정보와 함께 식 (5)를 이용하여 그림 3에 보인 것 같이 3차원 영상버퍼에 저장한다. 단면 영상이 완성되면 3D 영상을 모니터로 전송한다.

그림 6는 팔꿈치 부분을 시료로 사용하여 CBCT 시스템에서 얻은 2차원 단층영상이며 그림 7은 그림 6의 영상을 3D 영상으로 구성한 뒤 초당 3~5프레임씩 모니터로 출력시켜 프레임별로 모은 영상이다.

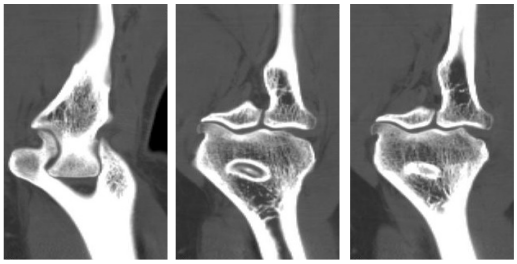


그림 6. CB-CT의 단층영상.
Fig. 6. The tomography images for CB-CT

그림 7. 3차원 동영상의 프레임별 영상들
Fig. 7. The each frames of 3D-dynamic image

Ⅳ. 결과 및 고찰

FBCT와 CBCT를 비교해 보면 우선 빔의 크기에서 생기는 검출기 시스템에서 차이를 보인다. 시스템 이동 축인 Z축을 기준으로 FB가 방사되는 Δz의 갯수를 10회로 정한 본 실험의 경우 CBCT는 FBCT보다 10% 적은 조사 횟수를 가지게 된다. 이는 1회 실험으로 3차원 영상을 얻을 수 있음을 기준으로 볼 때, 10배가 넘는 시간이 소요됨을 나타내는 수치이다. 만약 Δz의 개수를 n이라고 한다면 FBCT는 최소 n배의 시간이 더 소요해야 한다.

TPSM을 적용한 회전 기반법 알고리즘으로 처리하여 3D 영상을 1장 구성하였을 때 대략 0.21초가 소요되었고, Radon 변환과 적층법으로 처리하였을 때에는 평균 7.36초가 소요되었다. 이는 3차원 영상을 구성할 때 CBCT에서 적용된 3D 영상 구현 알고리즘이 약 35배나 빠르게 결과 영상을 보여준다는 뜻이다. 이 결과는 FDK 알고리즘과 TPSM을 적용한 회전 기반법 알고리즘만 적용한 것이 아니라 1차 보간법까지 적용된 연산 시간을 포함한 결과이다. 결과 영상을 출력하는 속도 외에도 결과 영상의 화질을 비교하였다. 그림 8은 모형실험과 실험을 통해 CBCT와 FBCT를 비교한 결과이다. 화소 당 크기를 나타내는 메쉬 영상으로 비교하였다.

회전 기반법 알고리즘으로 처리한 3D 영상은 메쉬 영상에서 영상 영역이 원형을 이루고 있음으로 확인할 수 있다. n개의 픽셀이 회전하면 그림과 같이 외곽부에 존재하는 화소에는 데이터가 없다는 것을 알 수 있다. 원형 3D 버퍼에 존재하는 픽셀은 정사각형 버퍼에 비해 약 21.5%감소한다. 이 결과는 대략 22%에 해당하는 화소 손실 수치와 거의 일치한다. 하지만 데이터의 손실이 있

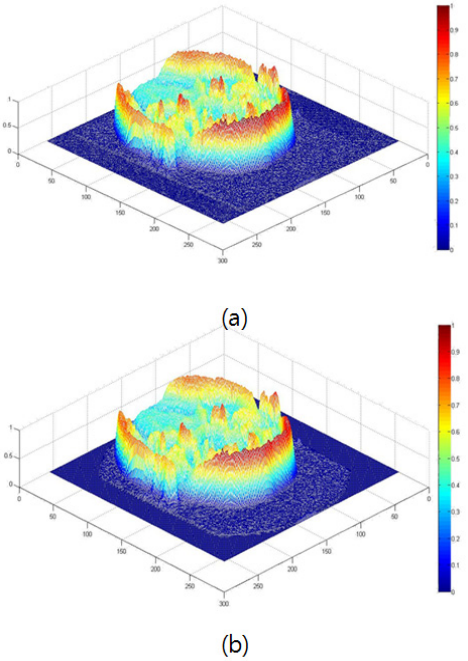


그림 8. z=0 에서 단면 영상의 메쉬
(a) RT (b)TPSM
Fig. 8. The mesh of tomography at z=0
(a) RT (b)TPSM

는 화소들은 좌표의 회전에 의해 생기는 영상의 외곽 부분의 화소들로 유효 데이터가 존재하지 않았던 영역이다.

하지만 영상의 외곽부분에서 회전을 하며 데이터를 획득하는 관계로 영상의 픽셀사이의 간격이 커져 회전 반지름에 비례하여 화질의 저하가 나타난다. 그림 9에서 보이는 것과 같이 일부 경우 픽셀의 손실과 같은 형태로 나타나게 된다.

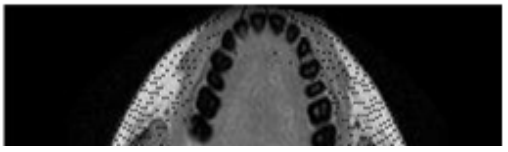


그림 9. 화질저하 영상(부분 영상)
Fig. 9. bad image quality(cropped image)

이를 해결하기 위한 방법은 두 가지가 있다. 첫째 선형보간법을 적용하는 것이다. 이를 이용하여 자연스러운 영상을 획득할 수 있었다. 그림 8에서 보인 메쉬 영상은 선형보간법을 적용한 결과이다.

두 번째 방법으로는 회전반경보다 충분히 적은 샘플 또는 샘플의 두께에 비해 충분히 큰 회전반경을 가지는 C-arm을 사용하는 것이다. 본 시스템에서는 C-arm의 회전 반경이 고정되어 있어 실제 결과는 모형실험을 통해 그림 10에 제시하였다.

본 실험의 경우, 유효 데이터가 존재하는 영역에서만 본다면 두 시스템에서 얻은 영상의 화질 차이는 0.5%미만으로 계산되며, 기구 구조적으로 영상 확대를 통해 근본적으로 차단할 수 있다.

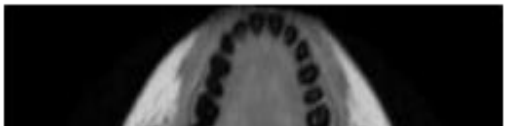


그림 10. 화질 개선 영상(부분 영상)
Fig. 10. improved image quality(cropped image)

V. 결 론

본 논문에서는 기존의 적층법과 대비하여 빠르게 비파괴 검사를 수행할 수 있는 새로운 알고리즘을 제시하였고 CT 시스템에서 적용하여 우수함을 수치로 도출하였다.

제시된 회전 기반법은 비파괴검사를 이용한 영상구성에 이용될 수 있으며 그 한계는 X-Y축으로 구성된 픽셀의 수가 180개를 넘는 경우 보다 빠르게 영상을 구성할 수 있음을 보여주고 있다.

또한 회전 기반법의 단점도 보였다. 회전 반경에 비례하여 주사간격이 커지므로 이에 따라 픽셀의 손실까지 나타날 수 있음을 보았고 이를 해결하기 위한 두 가지 방법도 제시하였다. 선형보간법의 사용과 충분히 큰 회전반경을 가진 C-arm의 사용으로 해결할 수 있다. 회전반경의 크기는 환경에 따라 크게 다르지만 호도법으로 계산하면 실험체의 최소 2배에서 최대 8배 정도면 보간법과 유사한 결과를 얻는 것으로 볼 수 있다.

References

[1] Bernd Girod, Gunther Greiner, Heinrich Niemann, "Principles of 3D image analysis and Synthesis", Kluwer Academic Publishers, 2006
DOI:https://doi.org/10.1007/978-1-4757-3186-6

[2] Avinash C. Kak, Malcolm Slaney, "Principles of Computerized Tomographic Imaging", IEEE Press, 1988.
DOI:https://doi.org/10.1137/1.9780898719277

[3] P. Schröder and J. B. Salem, "Fast rotation of volume data on parallel architectures", IEEE Visualization '91 Proceedings, pp 50-57, 1991.
DOI: https://doi.org/10.1109/visual.1991.175777

[4] 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 radadiation therapy", Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 61, No. 2, pp. 552-560, 2005
DOI:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2004.10.011

[5] L. Feldkamp, L. Davis, and J. Kress, "Practical cone-beam algorithm", J. Opt. Soc. Am., Vol. 1, No. 6, 612-619, 1984.
DOI:https://doi.org/10.1364/josaa.1.000612

[6] 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.

[7] M. Grassa, R. Koppea, E. Klotza, R. Proksaa, M.H. Kuhna, H. Aertsb, J. Op de Beekb, R. Kemkersb, "Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data", Computerized Medical Imaging and Graphics. Vol. 23, pp 311-321, 1999.
DOI:https://doi.org/10.1016/s0895-6111(99)00028-2

[8] Hanrahan, Pat. Three-pass affine transforms for volume rendering .Computer Graphics, Vol. 24, No. 5, pp 71-77, November 1990.
DOI: https://doi.org/10.1145/99307.99323

저 자 소 개

신 진 섭(정회원)

- 1991년 : 경희대학교대학원 전자공학과(공학석사)
- 1997년 : 경희대학교대학원 전자공학과(공학박사)
- 1998년 ~ 현재 : 경민대학교 정보통신과 부교수
- 관심분야 : 정보통신시스템, 초음파 & 초고주파

정 찬 웅(정회원)

- 1994년 : 경희대학교대학원 전자공학과(공학석사)
- 2008년 : 경희대학교대학원 전자공학과(공학박사)
- 2016년 ~ 현재 : 경민대학교 정보통신과 조교수
- 관심분야 : 초음파 및 마이크로파 통신시스템