

<https://doi.org/10.7236/JIIBC.2023.23.6.139>
JIIBC 2023-6-21

RT과 TPSM 알고리즘의 영상구성 속도 분석

Analysis of the image composition speed of RT and TPSM algorithms

신진섭*

Jin-Seob Shin*

요약 본 논문에서는 CT영상을 구성하는 RT 알고리즘에 비해 원추형 CB-CT 시스템에서 이용할 수 있는 TPSM 알고리즘을 적용하여 기존의 RT보다 빠르게 3D CT 영상 구성을 할 수 있도록 하였으며 두 개의 알고리즘에 대한 영상속도를 비교분석 하였다. 이를 위하여 원추형 CB-CT 시스템에서 이용할 수 있는 TPSM 알고리즘을 적용하여 3D CT 영상 구성에 있어서 실시간 처리가 가능하도록 하였다. 실험결과 TPSM을 이용하여 구성된 단면 영상은 중심점에서 멀어질수록 빈 화소에 의해 영상의 질이 미소하게 감소하지만 TPSM 회전 기반법의 경우에서 영상 구성 속도는 RT알고리즘보다 월등하게 우수하다는 것을 알 수 있었다.

Abstract In this paper, compared to the RT algorithm that constitutes CT images, the TPSM algorithm available in the conical CB-CT system was applied to enable 3D CT image configuration faster than the existing RT, and the image speeds of the two algorithms were compared and analyzed. To this end, the TPSM algorithm available in the conical CB-CT system was applied to enable real-time processing in 3D CT image composition. As a result of the experiment, it was found that the cross-sectional image constructed using TPSM decreases the quality of the image slightly by empty pixels as the distance from the center point increases, but in the case of TPSM rotation-based methods, the image composition speed is far superior to that of the RT algorithm.

Key Words : TPSM, RT, CB-CT, 3D CT, Image composition speed

1. 서론

컴퓨터 단층촬영(CT) 기술은 최근 비약적으로 발전을 해왔으며 1개의 검출기를 사용하여 선형이동과 회전을 반복하면서 영상을 얻었던 1세대 이후 여러 대의 검출기를 사용하는 2세대를 거쳐 빔의 형태가 부채꼴 형인

Cone-beam(CB)을 사용하는 3세대로 진입하였다. 또한 원형 고리 검출기를 사용하거나 나선형 CT와 다수 검출기를 장착한 형태까지 발전되어 보다 정밀하고 정확한 영상을 빠르게 획득할 수 있었다.^[1]

일반적으로 사용되는 CT 시스템의 X-선은 발전부인 탱크에 일종의 슬릿(Collimeter)을 사용하여 부채살 형

*정회원, 경민대학교 컴퓨터정보통신과
접수일자 2023년 10월 31일, 수정완료 2023년 11월 29일
게재확정일자 2023년 12월 8일

Received: 31 October, 2023 / Revised: 29 November, 2023 /
Accepted: 8 December, 2023

*Corresponding Author: e-mail : ysjs shin@naver.com

Dept. of Information & Communication, Kyungmin University,
Korea

태로 만든 Fan Beam(FB)을 사용하고 있으며 화질이 좋다는 장점을 있지만 3차원 영상을 구성하는데 시간이 오래 걸리고 슬릿을 사용하여 압축하기 때문에 방사능 밀도가 높아진다.^{[3][4]} CT영상을 구성하는 알고리즘은 라돈 변환(Radon Transform, RT)이 널리 사용 되었으나 복잡한 수식에 의해 단면영상을 얻기까지 오랜 시간이 걸린다.^[5] 하지만 3단계 회전행렬(Three-Pass Shear Matrices, TPSM) 알고리즘은 RT로 처리한 영상에 비해 화질이 다소 저하되지만 알고리즘이 매우 단순하여 영상 구성 속도가 빨라 실시간 구성이 가능하다는 장점이 있다.

본 논문에서는 RT 알고리즘에 비해 방사능 피폭량이 상대적으로 적은 원추형 CB-CT 시스템에서 이용할 수 있는 TPSM 알고리즘을 적용하여 3D CT 영상 구성을 실시간 처리가 가능하도록 하였으며 RT와 비교하여 보다 빠르게 3차원 영상을 구성할 수 있음을 실험을 통하여 분석해보고자 한다.

II. Radon Transform(RT)

CT에서 영상병합 알고리즘으로 널리 사용되고 있는 RT는 물체 내부에서의 선적분 또는 면적분의 값을 외부에서 계측하여 영상을 병합하는 방식이다. X-ray는 투과할 수 있는 물체와의 거리가 멀수록 물체에 입사한 X-ray의 강도는 감소하게 된다. 물체를 투과하여 나온 X-ray의 강도는 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$I = I_0 \exp\left[-\int_L f(x,y) du\right] \quad (1)$$

여기서 I 는 물체에 입사한 X-ray 강도, I_0 는 물체를 투과한 X-ray 강도를 나타내며 $f(x,y)$ 는 물체 내 X-ray 감쇄계수의 분포함수, L 은 X-ray가 직진하여 진행하는 직선이다. 또한 u 는 X-ray가 직진하여 진행하는 직선의 거리이다.

$g(s,\theta)$: Detector 로 받은 신호의 집합함수
 s : Projection Data의 수평축
 θ : Projection Data의 회전각도

그림 1의 RT 구조는 수학적으로 표현하면 식 (2)와 (3)으로 정의할 수 있다.

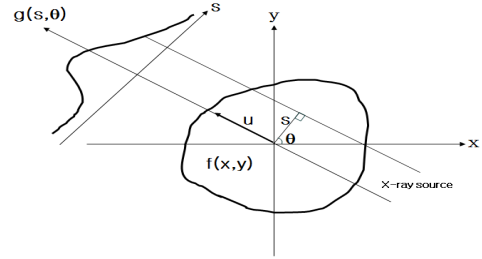


그림 1. CT에서의 RT 구조
 Fig. 1. RT Structure in CT

$$du = \delta(x \cos\theta + y \sin\theta - s) dx dy \quad (2)$$

$$g(s,\theta) = Rf = \quad (3)$$

$$\int \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos\theta + y \sin\theta - s) dx dy \quad -\infty < s < \infty, \quad 0 \leq \theta < \pi$$

여기에서 $g(s,\theta)$ 는 Detector로 받은 신호의 집합함수, s 는 Projection Data의 수평축, θ 는 Projection Data의 회전각도이다.

R 은 라돈변환의 연산자(Projection Operator)이며 물체 내 감쇄계수인 $f(x,y)$ 를 각도 θ 로 투사한 영상은 검출기의 신호 집합함수인 $g(s,\theta)$ 로 나타낼 수 있다. 이것을 s, u 에 대한 투영좌표계로 변형하면 식 (4)와 같다.

$$g(s,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos\theta - u \sin\theta, s \sin\theta + u \cos\theta) du \quad -\infty < s < \infty, \quad 0 \leq \theta < \pi \quad (4)$$

광선의 궤적에 따른 $f(x,y)$ 의 합이 되는 식 (4)를 얻을 수 있다. 대상 분석 계통이 원통 좌표계를 이룰 때 변형이 쉽게 이루어진다. 즉 x, y 좌표 대신 식 (4)를 사용하여 식 (3)에 적용하면 식 (5)와 같이 간략화 할 수 있다.

$$\begin{aligned} x &= r \cos\phi, & y &= r \sin\phi \\ s &= x \cos\theta + y \sin\theta = r \cos\phi \sin\theta + r \sin\phi \cos\theta \\ s &= r \cos(\theta - \phi) \end{aligned} \quad (5)$$

III. Three-Pass Shear Matrices(TPSM)

입력된 투시 영상은 θ 정보를 이용하여 단면 영상을 구성하게 된다. 단면영상을 구성하기 위해서는 θ 만큼 영상을 회전시켜야 하는데 널리 쓰이고 있는 영상회전

방법은 1단계 회전 행렬이다. 1단계 회전 행렬을 이용한 식은 다음과 같다.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (6)$$

식 (6)에서 (x,y)는 원영상의 좌표, (x',y')은 회전된 영상의 좌표를 의미하며 계산된 회전 영상의 화소들에 사상하는 순방향 사상(forward mapping) 방법으로 영상을 회전한다. 그림 2(a)에서의 영상은 (b)에서 회전되었음을 볼 수 있다.

그러나 순방향 사상방법으로 영상을 회전할 경우, 중첩 또는 빈 화소 등에 의해 회전영상의 화소가 균일하게 분포되지 않으므로 보간법을 적용하더라도 결과 영상이 다소 거칠게 나타나는 경향이 있다. 영상회전 시, 순방향 사상방법이 가지는 문제점을 해결하기 위해 역변환식인 식 (7)를 이용한다.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} \quad (7)$$

1단계 회전 행렬을 사용하면 4개의 초월함수가 사용되지만 3단계 회전행렬을 사용하게 되면 3개의 초월함수가 사용되므로 수학적 계산이 더 간단해진다.

본 논문에서 제안하는 3단계 회전행렬 알고리즘은 그림 2에서 보인 회전 기반법(rotation-based method, RBM)으로 X-선 촬영 장비나 시료 중 하나를 고정하고 다른 부분을 회전시켰을 경우에서 투사 및 역투사를 계산하는 방법이다. 촬영된 2D 투시영상을 영상정보와 같이 전달된 각도(θ) 정보만큼 회전시켜 이미 저장되어 있던 메모리 공간에 병합하게 된다. 선 추적법 등 다른 방법에 비해 선적분을 계산하는 수식이 간단하다는 장점이 있다. 영상원본인 그림 2(a)에 TPSM을 (b), (c), (d) 순차적으로 x축과 y축으로 수평이동을 한 후 비틀림 보정을 위해 x축으로 한 번 더 평행이동을 시키면 결과적으로 회전된 영상이 원본과 일치한다는 것을 알 수 있다. x 방향 및 y 방향의 행렬을 3단계로 나누어 θ 만큼 회전하면 다음과 같이 요약된다.

$$Shear_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & \alpha \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$Shear_y(\beta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \beta & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

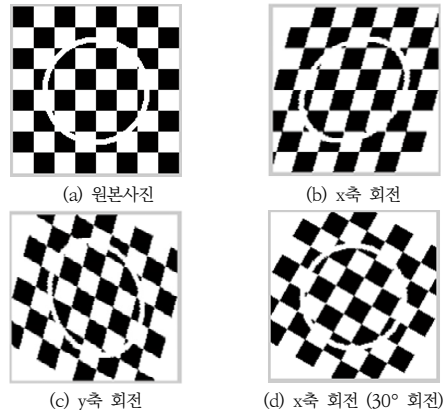


그림 2. 3단계 회전 행렬 회전 기반법을 이용한 좌표 변환
 Fig. 2. Coordinate transformation using a three-stage rotation matrix rotation-based method

여기서 α , β 는 x, y 축 각각의 상대에 대한 이동 비율이다.

비틀림에 대한 보정을 한 3단계 회전행렬을 적용한 후 정리하면 식 (10)과 같은 최종 회전행렬식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} &= Shear_x(\alpha)Shear_y(\beta)Shear_z(\gamma) \quad (10) \\ &= \begin{bmatrix} 1+\alpha\beta & \alpha+\gamma+\alpha\beta\gamma \\ \beta & 1+\beta\gamma \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \end{aligned}$$

이에 대한 역변환식은 식 (11)과 같다.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \tan\frac{\theta}{2} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -\sin\theta & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & \tan\frac{\theta}{2} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} \quad (11)$$

IV. TPSM 단면영상 획득

각각의 투시영상과 각도 정보를 그림 3과 같이 TPSM을 적용하여 단면 영상을 얻게 됨을 보였다. 한 번의 조사로 입력된 영상 데이터들은 3단계 회전 행렬이 적용된 회전 기반법에 의해 조사 시스템에서 제공된 각도(θ) 정보만큼 회전되어 버퍼 메모리에 입력된다.

TPSM을 이용하여 구성된 단면 영상은 중심점에서 멀어질수록 빈 화소에 의해 화소가 균일하게 분포되지 않아 영상의 질이 거칠어진다. 그러므로 단면 영상은 선형 보간법을 x, y축에 적용시켜 최종영상을 얻을 수 있도록 프로그램 하였고 그 결과는 그림 4에 나타내었다.

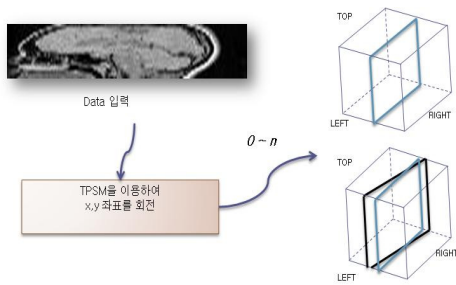


그림 3. 입력 데이터의 처리 및 저장방법
Fig. 3. EMI filter structure of the proposed D-type design

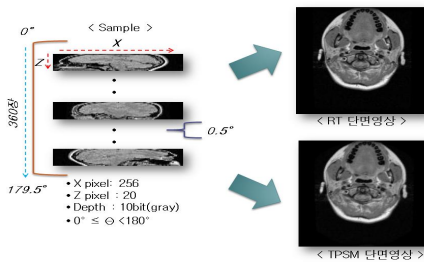


그림 4. 3차원 영상을 구성하는 투시영상의 정보
Fig. 4. EMI filter structure of the proposed D-type design

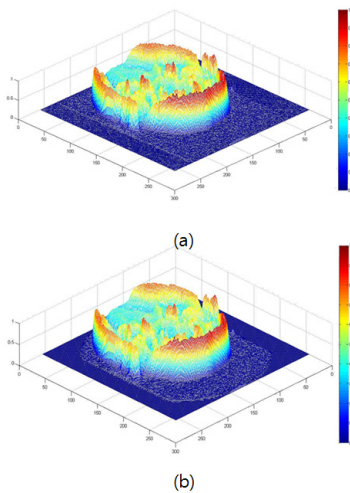
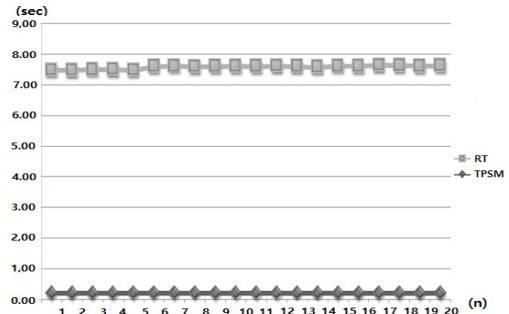


그림 5. z=0 에서 단면 영상의 메쉬 비교
(a) RT (b)TPSM
Fig. 5. The mesh of tomography at z=0
(a) RT (b)TPSM

Histogram이 영상에서 명암 값의 빈도수를 나타내었다면 Mesh영상은 영상의 좌표에 위치한 명암 값을 나타낸다. 또한 정량적인 비교를 위해 RT와 TPSM 데이터를

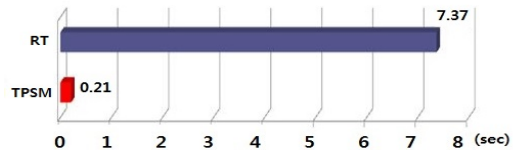
정규화하여 그림 5에 RT와 TPSM을 비교하였다. RT영상은 물체주변의 검은색 바탕화면의 외곽 모양이 사각형을 보인 반면에 TPSM영상은 타원 모양을 보여 서로 다르게 합성되는 것을 알 수 있었다. 영상의 선명함 또한 RT에 의한 영상의 물체외곽 부분이 TPSM에 의한 영상과 비교하여 간의 차이를 보였다.

V. 결과 및 고찰



(a) 20회 속도

평균



(b) 평균 속도

그림 6. 3-D Volume 구성 속도 비교

Fig. 6. Comparison of 3-D Volume Configuration Speed

그림 6에서는 두 알고리즘을 적용하여 3차원 영상을 구성하는 시간을 나타내었다. 영상의 질은 미세하게 떨어지지만 TPSM을 이용한 회전 기반법의 경우 영상 구성 속도 면에서는 월등하게 우수하다는 것을 알 수 있다. 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 여기에 적용된 3D 영상 구현 알고리즘이 약 35배나 빠르게 결과 영상을 보여준다는 뜻이다. 또한 초월함수가 많이 포함되어 있고 수식이 복잡한 라돈 변환의 경우 컴퓨터에 부하가 가중되어 영상 구성을 할 때 많은 시간이 소요되는 것으로 볼 수 있으며 본 논문에서 제한한 TPSM

을 사용한 회전 기반법을 적용하면 3개의 회전행렬만이 포함되어 있으므로 RT를 이용한 영상 구성보다 빠르게 3차원 영상을 구성할 수 있음을 알 수 있다. 또한 산술적으로 계산했을 경우 초당 대략 4~5프레임(frame)을 그리고 인체의 뼈와 같은 단순한 영상의 경우는 그 이상을 출력할 수 있어 실시간 적용이 가능함을 확인할 수 있다.

VI. 결 론

본 논문에서는 방사능 피폭량이 상대적으로 적은 원추형 CB-CT 시스템에서 이용할 수 있는 TPSM 알고리즘을 적용하여 3D CT 영상 구성에 있어서 실시간 처리가 가능하도록 하였으며 RT와 비교하여 영상 구성을 빠르게 하여 3차원 영상을 구성할 수 있음을 그림 6에 나타내었다.

3D CT 동영상은 일반적인 3D 동영상의 비슷한 개념으로 3차원 입체의 움직임을 나타낸다. 다른 점은 외형이나 눈에 보이는 물체의 움직임을 나타내는 것이 아니라 인체 내부 장기의 움직임이나 달걀의 내부와 같이 보이지 않는 투시된 물체의 영상을 각도(θ)별로 병합하여 단면영상을 얻은 후 획득한 2D 단면영상들을 Z축으로 저장하여 3D Volume 데이터를 구성 및 출력한다.

RT와 TPSM을 이용한 회전 기반법이 적용된 각 영상들을 정성 및 정량적으로 비교한 결과 영상의 질은 크게 차이가 나지 않는 반면 3차원 영상 구성 시간은 3차원 회전 행렬을 이용한 회전 기반법이 적용된 알고리즘이 RT가 적용된 3차원 영상 구성시간에 비하여 35배 속도가 개선되었음을 보였다.

TPSM을 이용한 회전 기반법을 적용하면 실시간으로 초당 4~5프레임의 3D 영상을 구현해 낼 수 있게 된다. 그러므로 TPSM을 이용한 회전 기반법이 적용된 CB-CT 시스템은 실시간 3차원 동영상 처리가 가능함을 알 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] Yagel, Roni and Arie Kaufman, "Template-based volume viewing", In Eurographics 92, C-153-167, Cambridge, UK, September 1992.
- [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. Seul, L. O'Gorman, and M. J. Sammom, "Practical algorithms for image analysis", Cambridge University Press, Cambridge, U.K., 2000.
- [8] 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.

저 자 소 개

신 진 섭(정회원)



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