

마이크로 단층촬영시스템에서의 기하학적 보정에 관한 연구

Geometric calibration in the micro-CT system

*장선영¹, #김호경 (hokyung@pusan.ac.kr)¹, 윤한빈¹, 윤승만¹, 조육라¹, 송영지², 김성식³

¹부산대학교 기계공학부, ²UC 샌디에고 방사선종양학과, ³부산대학교 치과대학

Key words : Micro-CT, Geometric calibration, small animal imaging, MTF

1. 서론

X선 투사영상을 이용한 CT(computed tomography)는 피검사체의 내부 정보를 획득 하는 방법이다. 피검사체를 회생시키지 않고도 지속적으로 해부학적 정보를 관찰 할 수 있는 장점으로 인해 CT는 생물학적, 병리적, 약학적 연구를 위한 방법으로 사용된다. 병리, 치료와 관련된 연구는 인간과 생물학적 특성이 유사한 마우스와 같이 작은 동물을 연구 대상으로 하며, 높은 해상도의 정보를 제공하는 micro-CT 시스템이 주로 사용된다.

이러한 micro-CT 시스템은 2차원 투사영상을 역투사 하여 3차원 영상을 재구성하기 때문에, 역투사 과정에서 투사영상의 정확한 기하학적 정보를 요구한다. 장치간의 기하학적 오차는 결과 영상에 아티팩트를 일으키는 주요한 요인 중 하나이며, 따라서 시스템의 기하학적 오차는 영상 재구성시 잘못된 투사영상 정보를 사용하도록 하며 결과적으로 재구성 영상의 해상도를 떨어뜨린다.

일반적으로 시스템의 기하학적 정보는 공간상에서 측정 하므로 실제 정보를 측정하는데 한계가 있다. 따라서 시스템의 기하학적 오차를 구하여 영상을 재구성 하는 알고리즘에 적용하고자 하는 연구가 수행 되어왔다.[1][2][3]

본 연구에서는 실험실에서 개발한 micro-CT 시스템의 기하학적 오차를 확인하고, 기하학적 오차를 보정한 경우 결과 영상의 질을 정량적으로 확인한다. 또한 마우스를 피검사체로 두고 기하학적 보정의 적용 결과를 확인한다.

2. 재료 및 방법

2.1 Micro-CT system geometry

Fig. 1(a)는 본 연구에서 사용된 micro-CT 시스템의 기하학적 정보를 나타낸다. Micro-CT 시스템은 원추형 빔을 이용한 CBCT (cone-beam computed tomography) 시스템이다. 본 연구에서는 피검사체

가 회전 중심을 기준으로 고정된 X선원과 디텍터 사이에서 회전하여 투사영상을 획득 하는 방식을 취하였다. 본 시스템에서 측정하고자 하는 기하학적 정보는 디텍터 중심의 이동 (U_0, V_0), 디텍터 평면의 회전 (Φ), SOD (source-to-object distance), SDD (source-to-detector distance)이다.

2.2 Calibration method

본 연구에서는 기하학적 오차를 측정하기 위해 특정한 팬텀을 선정하였다(Fig. 3(b)). 팬텀은 회전축 방향으로 다수의 메탈 볼이 나열된 형태이며, 각 메탈 볼은 점으로 간주한다. 스캔각도 360° 범위에서 볼의 회전 궤적의 프로젝트는 타원 궤적 정보로서 획득되며, 이를 바탕으로 회전 각도에 따른 각 볼의 프로젝트와 micro-CT 시스템을 구성하는 각 장치간의 기하학적 관계를 고려하여 micro-CT 시스템의 기하학적 파라미터를 계산 하였다. Fig. 1(b)는 micro-CT 시스템에서 원추형으로 방사되는 X선의 경로에 따라 볼의 위치와 프로젝트의 관계를 나타낸다. 회전 각 간격이 180°인 한

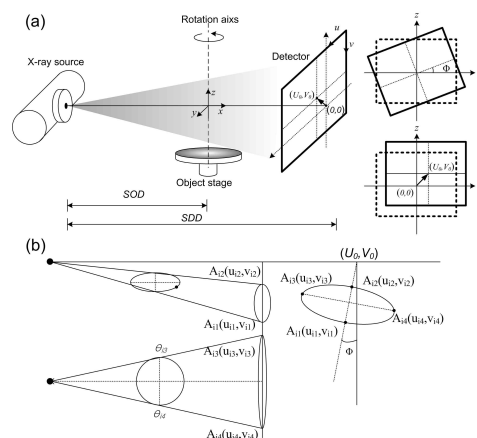


Fig. 1(a) micro-CT system geometry (b) point object projection in cone beam

쌍의 볼 프로젝션에서 그 사이의 거리가 최장축과 최단축을 이루는 지점을 알 수 있으며, 두 지점의 프로젝션 위치와 기하학적 파라미터간의 관계식을 정립 하였다.[2] 이에 따라 U_0 와 Φ 는 아래 식 (1)과 같이 얻어지며, 볼 프로젝션의 타원 중심들의 위치를 이용하여 SDD 와 V_0 는 식 (2)로 구할 수 있다. 마지막으로 식(3)을 이용하여 SOD 를 계산할 수 있으며 이때 팬텀에서의 볼 간격이 요구된다.

$$\frac{v_{i1} - v_{i2}}{A_{i3}A_{i4}} = v_0 + SDD \cdot \left(\frac{v_{i1} + v_{i2}}{2} \right) \quad (식1)$$

$$u_0 = U_0 + \tan\Phi \cdot v_0 \quad (식2)$$

$$SOD = \frac{l \cdot SDD}{\sqrt{(A_{10}A_{20})^2 + \left(\frac{A_{13}A_{14}}{2}\right)^2 + \left(\frac{A_{23}A_{24}}{2}\right)^2 - \frac{A_{13}A_{14} \cdot A_{23}A_{24} \cdot \cos(\theta_{24} - \theta_{14})}{2}}} \quad (식3)$$

3. 실험

Fig. 2(a)는 실험에 사용된 micro-CT 시스템이다. 사용된 실험 장치는 디텍터(RadEye4™, 48 um×48 um, 2048×1024 pixels), X선원 (Apogee 5000 series, Oxford Instrument)이다. X선 에너지는 42 kVp, 0.75 mA, 0.3 mmAl filter를 사용 하였으며 스캔 각도 360°, 스텝 각도 1° 간격으로 프로젝션을 획득 하였다. Fig. 2(b)는 11개의 금속 볼이 3 mm 간격으로 나열된 볼 팬텀이며, 볼의 센터를 찾아 볼 프로젝션의 위치를 나타내는 대표값으로 사용 하였다. Fig. 2(c)는 실험에 사용된 마우스 팬텀이다.

4. 결론

Table 1에 본 연구에서 사용된 micro-CT 시스템의 기하학적 파라미터를 나타내었다. Fig. 3은 기하학적 보정을 적용 여부에 따른 마우스 팬텀의 재구성 영상이다. 기하학적 보정을 한 경우 기하학적 오차에 의한 아티팩트가 발생하지 않았다. Fig. 4는 기하학적 보정의 적용한 영상의 3D MTF이다.

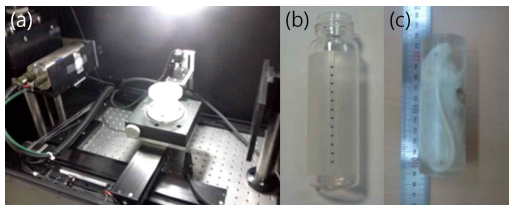


Fig. 2 (a) micro-CT system (b) ball phantom (c) mouse phantom

Table 1 geometric parameters

Geometric parameter	Designed data	Measured data	unit
SOD	253.4880	254.0688	mm
SDD	450.988	451.4316	mm
U_0	0	-2.0286	mm
V_0	0	1.7505	mm
Φ	0	-0.1559	°

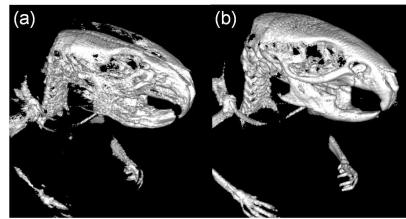


Fig. 3 Reconstructed image of mouse phantom when (a) geometric calibration is applied and (b) geometric calibration is not applied

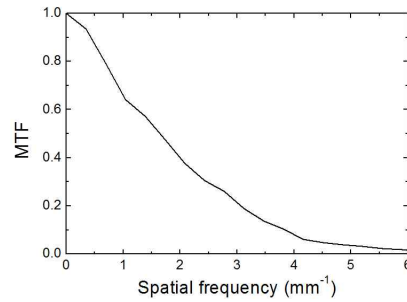


Fig. 4 3D MTF of micro-CT system

후기

본 논문은 지식경제부 전략기술개발사업에 지원을 받아 수행된 연구임(No. 10032060)

참고문헌

1. Youngbin C., Douglas J. M., Jeffrey H. S., David A.J., "Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems", Med. Phys., 32(4), 968-983, 2005
2. Kai Y, Alexander L.C.K., DeWitt F. M., Joh M. B., "A geometric calibration method for cone beam CT system", Med. Phys., 33(6), 1695-1706, 2006
3. Frederic N., Rolf C., Catherine M., Timothy A W., Timothy J R., "Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomography", Phys. Med. Biol., 45, 3489-3508, 2000