

콘빔형 소동물용 전산화단층촬영(CT) 장치의 성능평가

강형근, 천권수

대구가톨릭대학교 방사선학과

Characterization of Cone-beam Computed Tomography System for Small Animal

Hyeong Geun Kang and Kwon Su Chon,

Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu

요 약

콘빔형 소동물용 CT 장치는 바이오-의료분야의 기초 실험에 활발히 응용되고 있다. 10 μ m의 직경을 가진 텅스텐 와이어(wire)와 물 팬텀을 이용하여 비교적 간단한 방법으로 소동물용 CT 장치를 평가할 수 있는 방법을 제시하였다. X선 튜브가 안정적으로 장시간 운전 가능한 조건에서 1° 간격으로 360개의 투영영상을 획득하고, 영상재구성을 통하여 슬라이스 영상 및 3차원 영상을 얻었다. 콘빔형 소동물용 CT 장치는 배율 1.07배 위치에서 13.78lp/mm(공간해상도 36.2 μ m)를 나타내었고, 80kV의 관전압에서 CNR 10.33 및 S/N 5.87을 보였다.

keyWord : Computed Tomography, Cone-beam, Spatial resolution, Contrast

Abstract

A cone-beam computed tomography (CT) system for a small animal has been widely used in the bio-medical application. This paper introduced simple methods for evaluating a cone-beam CT system using a simple tungsten wire phantom of 10 μ m diameter and a water phantom. Slice images and three-dimensional tomography images were obtained through 360 projection views per one sample rotation under stable X-ray tube conditions for a long running time. The cone-beam CT system at a position of a 1.07 magnification showed a spatial frequency of 13.78 lp/mm (36.2 μ m spatial resolution) and gave a CNR of 10.33 and a S/N of 5.87 under a tube voltage of 80kV.

I. 서 론

현재 임상에서는 4세대 CT (Computed Tomography)^[1, 2] 장치가 광범위하게 사용되고 있고 화질 및 장치의 성능관리도 전문적으로 수행되고 있다.^[3] 최근 국내에서도 콘빔(cone-beam) 형태의 소동물용 마

이크로 CT 장치가 개발되었고^[4], 바이오 및 의료 분야의 기본 실험을 위하여 소동물용 CT 장치가 활발하게 사용되고 있고^[5, 6] 산업적인 응용에도 이용되고 있다.^[7] 그러나 소동물용 CT를 포함한 작은 시계(field of view)를 가진 CT 장치에 대한 성능평가가 거의 이루어지지 않고 있어 간단한 방법으로 성능 평가를 수행 할 필요성이 대두되고 있다. 본 논문은 간단한 팬텀을 이용하

이 논문은 2009년 원자력대학생논문연구(No.2009-0084347)에 의해 수행된 연구결과임.

Corresponding Author: 천권수

주소: 경북 경산시 하양읍 금락1리 대구가톨릭대학교 방사선학과, E-mail: kschon@cu.ac.kr, Tel: +82-10-5154-5293

투고 일자: 2009년 11월 18일, 심사일자: 2009년 12월 30일, 수정 일자: 2010년 02월 16일, 게재 확정일자: 2010년 03월 15일

여 소동물용 CT 장치의 성능평가를 수행하였다. MTF(Modulation Transfer Function)을 통한 공간해상도,^[8,9] CNR (Contrast to Noise Ratio)를 통한 대조도,^[10] S/N (Signal to Noise ratio)을 통한 균일도에 대해서 조사하였다.

II. 콘빔형 소동물용 CT 장치

소동물용 CT장치는 콘빔(cone-beam) 형태의 X선 영상을 이용하여 3차원 영상을 얻을 수 있도록 되어 있고,^[11] 크게 X선 튜브, X선 검출기, 시료부, 전산처리 시스템으로 구성되어 있다. X선 튜브와 검출기 부분이 고정되어 있고 시료가 회전하는 시스템 구조를 가지고 있다. 광원과 검출기까지의 거리는 322mm 이고 최대 배율은 30배까지 얻을 수 있다. 최대 시계는 36mm × 24mm이다. 소동물, 예를 들면 마우스는 1.07배에서 전체 영상을 얻을 수 있고, 마우스의 장기를 분리하여 높은 배율로 3차원 영상을 얻을 수 있도록 되어 있다. 그림1은 콘빔을 이용하는 소동물용 CT 장치의 기본 구조를 나타낸 것이다. 빔의 입체각(solid angle)은 8.23msr 이다.

투영영상 기반의 배율을 가진 시스템에서의 2차원 영상의 해상도는 광원의 크기에 의존 한다.^[12] 따라서 토모그래피 영상에서도 높은 해상도를 유지하기 위해서는 작은 X선 크기가 요구 된다.^[13] 콘빔형 소동물용 CT 장치에 사용된 X선 튜브는 투과형(transmission type)이며 타깃은 텅스텐 얇은 필름(thin film)으로 되어 있다. X선 튜브의 관전압과 관전류를 각각 20~100kV 와 200 μ A 까지 가능하다. 고관전압과 관전류에서는 X선 광원의 크기가 증가하는 경향이 있기 때문에 최적의 광원 크기(~ 5 μ m 직경)가 얻어지는 60~80kV와 80 μ A를 사용하였다.

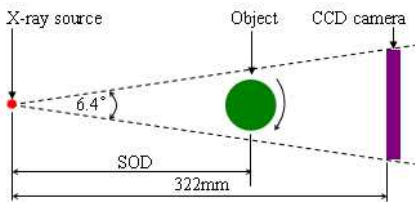


그림1 콘빔(cone-beam)형 소동물용 CT 장치의 기본구조

검출기로는 9 μ m × 9 μ m 픽셀 크기를 갖는 CCD 카메라를 사용하였다. 검출면적은 36mm × 24mm이고 CCD 센서와 fiber optic의 결합은 1:1이다. 신틸레이터는 CsI:TI이다. 영상이 획득되는 동안에는 CCD가 5°C로 냉각 되도록 하여 열적 노이즈를 감소시켰다. 카메라의 정렬을 위하여 6자유도의 스테이지 위에 장착되었다. 이 CCD 카메라를 이용하면 최대 55lp/mm의 공간분해능을 갖는 영상을 얻을 수 있다. 그러나 획득하고자 하는 해상도와 광원 크기를 고려하고, CCD 픽셀에 도달하는 광자의 수를 높이기 위하여 2 묶음(binining) 모드로 영상을 획득하였다.

콘빔형 소동물용 CT 장치는 높은 배율(30X)로 단층 촬영영상을 획득할 수 있다. 높은 배율에서 시료의 회전 오차는 영상에 큰 영향을 주기 때문에 스테이지의 회전 오차가 작은 것을 선택하는 것이 중요하다. 회전의 오차를 줄이기 위하여 비접촉식 direct drive인 linear motor를 사용하는 에어 베어링 스테이지를 사용하였다. 영상재구성시 영상의 질을 향상시키기 위하여 회전 중심축과 검출기의 중심 정렬을 최대로 조정하기 위하여 6축 자유도를 갖도록 하였다. 30X 배율 위치에서 높은 해상도를 얻기 위해서는 영상의 벗어남 오차가 1 픽셀(pixel) 이하가 되어야 하기 때문에 회전으로 인한 회전중심의 벗어남 오차는 최소 300nm 이하 보다 작아야 한다. 소동물을 위한 홀더는 X선에 대한 흡수계수가 작은 아크릴 소재로, 외경 32mm, 내경 30mm, 두께 2mm를 갖는 원통형으로 제작되었다. 회전 스테이지 위에 최대한의 직각도가 유지될 수 있도록 되어 있으며 탈부착이 용이하도록 되어 있다.

영상재구성은 filtered back-projection algorithm (Feldkamp)을 이용하였다^[11]. 영상재구성에 사용된 영상은 매 1° 간격으로 10초 동안 노출된 2차원 영상 360 view를 이용하였다. 얻어진 이차원 영상을 영상재구성 프로그램을 통해 1024×1024 크기의 512 슬라이스로 영상재구성하였다. 512개의 슬라이스 영상을 DICOM 방식으로 변환하여 3차원 영상을 볼 수 있도록 하였다. 영상재구성 전에 flat-field 보정과^[14] dead pixel 보정이 이루어졌다.

III. CT 장치의 성능평가

영상평가는 영상재구성된 슬라이스 영상과 3차원으로 재구성된 영상을 이용하여 평가하였다. 슬라이스 영상의 균일도를 살펴보기 위하여 물 팬텀을 사용하여 슬라이스 단면을 살펴보았다. 그림2는 직경 29.3mm 물 팬텀의 수평방향의 픽셀값의 변화를 나타낸 것이다. 팬텀의 가장자리가 중심 보다 픽셀값이 크게 나타난다. 가장자리는 영상의 중앙부분에 비해 56.9% 높은 픽셀값을 보인다. 물 팬텀의 중앙에서 반경 8.9mm 안에서는 픽셀값의 변화가 대략 10% 미만이다. 그리고 수직방향도 수평 방향과 비슷한 경향을 보인다.

CT 영상에서도 공간해상도는 중요한 인자이다.

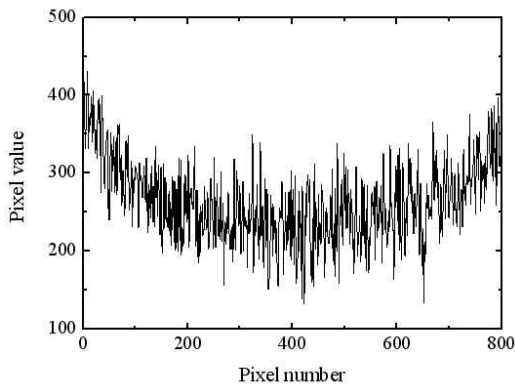
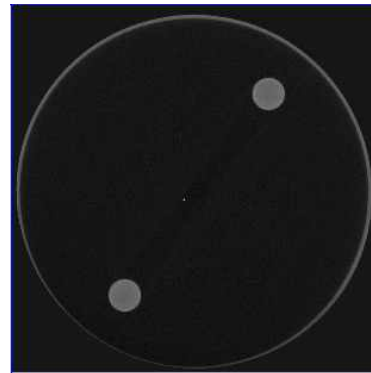
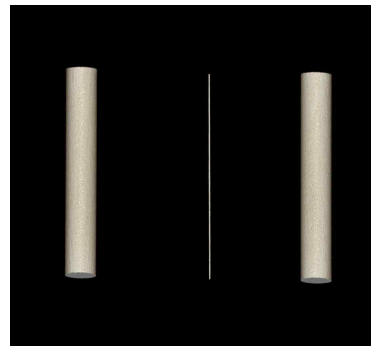


그림2 물 팬텀의 영상재구성된 슬라이스 영상의 균일도.

공간해상도를 평가하기 위하여 80kV의 관전압으로 검출기로부터 22mm 떨어진 위치(1.07배율)에서 텅스텐 10 μ m 직경을 가진 팬텀(32mm 직경)의 CT영상을 얻었다.



(a) 슬라이스 영상



(b) 3차원 wire 팬텀 영상

그림3 텅스텐 10 μ m 팬텀의 영상재구성된 슬라이스 영상과 3차원 영상.

그림3은 영상재구성된 슬라이스 영상과 3차원으로 표시된 영상을 표시한 것이고 그림4는 그림3의 wire 영상을 이용하여 MTF (Modulation Transfer Function)을 계산하여 나타내었다. 슬라이스 영상에서는 명확한 금속(metal) 아티팩트(artifact)가 나타남을 알 수가 있지만, 3차원 영상에서는 그 효과가 거의 나타나지 않는다. 콘빔형 소동물용 CT장치의 공간분해능은 10%의 MTF에서 13.78lp/mm를 나타내었다. 이 값은 36.2 μ m에 해당하며, 검출기로는 대략 4 픽셀에 대응된다. 영상재구성시 1024 \times 1024로 변환하였다. 따라서 영상재구성된 슬라이스 화면의 하나의 픽셀은 실제 공간에서의 35.1 μ m에 해당된다. 따라서 콘빔형 소동물용 CT장치의 공간해상도는 시스템의 사양에 의해 공간해상도가 제한되는 것이 아니라 영상재구성되는 과정에서 제한되는 것을 알 수 있다. 현재 생물의료용에 사용되는 동물용

CT에서는 50-100 μ m의 공간해상도가 얻어지고 있다.^[6]

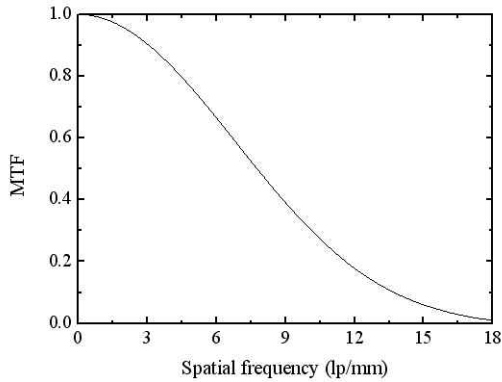


그림4 콘빔형 소동물용 CT 장치의 MTF.

영상의 대조도(contrast)는 X선 튜브에 인가되는 전압에 의존하게 된다. 높은 X선 에너지에서는 상대적으로 투과가 높아 CCD 카메라에 많은 광자가 도달하게 되어 노이즈가 감소하는 효과를 있지만 관심 물질의 투과 역시 증가되어 대조도에 차이가 발생하게 된다. 대조도와 노이즈와의 관계를 살펴보기 위하여 CNR(Contrast to Noise Ratio)^[10]

$$CNR = \frac{|S_i - S_b|}{\sqrt{\sigma_i^2 - \sigma_b^2}} \quad (1)$$

을 고려하였다. 여기서 S와 σ 는 각각 픽셀의 평균값과 표준편차이다. 그리고 i와 b는 관심영역과 배경을 나타내는 인자이다. CNR을 측정하기 위하여 직경 32mm인 플라스틱 원통에 5mm 직경의 레진(resin)이 채워진 팬텀을 관전압 60kV, 70kV, 80kV에 대해 영상화 하였다. 이때 관전류와 노출시간은 80 μ A와 10초로 하였다. 그림5는 80kV에서 획득된 데이터를 이용하여 1024 \times 1024로 얻어진 512 슬라이스중 256번째 슬라이스 영상이다. 가장자리(edge) 부분이 강화(enhanced)되는 것을 알 수 있고, 그림2에서와 같이 균일도가 중앙 부분과 가장자리 부분이 약간 다르다는 것을 확인할 수 있다. 따라서 관심영역의 픽셀값의 평균과 표준편차를 구하기 위하여 100pixel \times 100pixel 크기의 사각형으로 20번 측정하여 구한 값의 평균으로 표시하였다. 표1에서 관전압이 높아질수록 CNR이 높아짐을 알 수

있다.

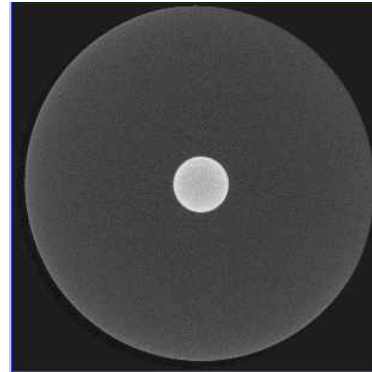


그림5 직경 32mm의 플라스틱의 중앙부분에 5mm 직경으로 레진(resin)을 채운 팬텀의 슬라이스 단면영상.

소동물 팬텀 모형에서 5mm 직경으로 채워진 레진은 Iodide로 묘사될 수 있기 때문에 80kV의 관전압에서 마우스에 대한 조형체의 강한 대조도 효과가 나타남을 알 수 있다. 더 높은 관전압과 관전류, 예를 들면 90kV와 90 μ A로 영상을 획득할 수 있으나 투영 영상 획득 중에 X선 튜브가 멈추는 일이 발생하기 때문에 안정적인 튜브 운전조건에서 영상을 획득하는 것이 필요하다.

콘빔형 소동물용 CT 장치의 신호와 노이즈 특성을 살펴보기 위하여 물 팬텀을 이용하여 영상을 분석하였다. 관전압이 높아 질수록 표1에서 예상한 바와 같이 신호는 증가하고 노이즈는 감소하는 효과가 발생한다.

표1 관전압에 따른 CNR (O: 대상물질, B: 배경)

관전압 (kV)		평균	표준편차	CNR
60	O	1122.8	93.2	7.85
	B	238	63.4	
70	O	982	72.1	8.58
	B	225.8	50.6	
80	O	896.2	53.2	10.33
	B	211.5	39.5	

80kV에서 물 팬텀의 평균과 표준편차는 249.3과 42.3이었다. S/N(Signal to Noise Ratio)은 5.89였고, 60kV(평균: 283.7, 표준편차: 62.1)에서는 4.57이었다. 노이즈 특성에서도 CNR 특성과 마찬가지로 고관전압에

서 우수한 특성을 나타내었다. 그림6은 물 팬텀의 슬라이스 단면영상이다. 플라스틱 표면에 여러 개의 기포들이 관찰되었다. 1 view당 10초씩 소요되기 때문에 실제 물 팬텀이 받는 피폭선량은 매우 높다. 소동물 CT영상 획득에서 피폭선량에 민감한 시료는 영상획득 시 주의가 요구되고, 소동물의 장기를 척출하여 영상화 할 때는 측정 중에 시료가 마르지 않도록 추가적인 대책이 필요하다.

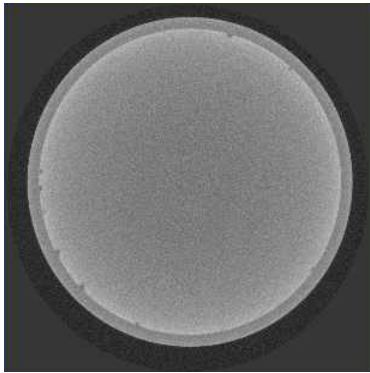


그림6 물 팬텀의 단면영상

IV. 고 찰

콘빔형 소동물용 CT 장치에 대한 성능을 평가하였다. Filtered back-projection 알고리즘에 의해 재구성된 슬라이스의 균일도는 중심부에서 반경 8.9mm 이내에서 균일도 10% 이내의 픽셀값(또는 CT number)이 얻어졌다. 소동물용 CT는 높은 배율(30X)로 영상을 얻을 수 있기 때문에 8.9mm 이하의 장기에 대해서는 비교적 균일한 CT number를 얻을 수 있을 것이다. 1.07 배율의 위치에서 CT 장치의 공간분해능은 10% MTF에서 13.78lp/mm(36.2 μ m)였다. 1.07배율 위치의 시료에 대해서는 시스템의 공간분해능은 시스템을 구성하고 있는 물리적인 사양에 의해 공간분해능이 결정되는 것이 아니라 영상재구성시의 변환과정에서 해상도의 제한이 발생하였다. 높은 배율에서는 영상재구성에 의한 해상도 제한은 없어지고 시스템의 사양에 의해 공간해상도가 제한을 받게 될 것이다.

X선 튜브에서 발생하는 광자의 세기는 관전압의 제

곱에 비례하여 증가하고, 높은 관전압에서 시료를 투과하는 광자의 개수가 많아지게 되어 신호대 잡음비가 좋아진다. 80kV에서 물 팬텀을 이용하여 구한 신호대 잡음비(S/N)는 5.87이고 CNR도 낮은 관전압, 예를 들면 70kV 보다 20% 높은 값을 주었다. 80kV에서는 조영제를 이용한 소동물 3차원 영상획득에 매우 유리할 것이다. 콘빔형 소동물용 CT장치는 노출시간이 대략 10초 내외로 1° 간격으로 360 views를 얻어도 1시간 이상의 측정 시간이 소요된다. 따라서 장기간 X선 튜브를 안정적으로 운전할 수 있는 조건에서 최대의 CNR을 얻을 수 있도록 해야 한다.

Wire 및 물 팬텀들을 이용하여 MTF, CNR 및 영상의 균일도를 통해 콘빔형 소동물용 CT의 장치를 평가하였다. 이 두 팬텀은 소동물용 CT 사용자가 쉽게 만들 수 있기 때문에 비교적 간단한 방법으로 사용하고 있는 CT의 성능평가를 수행할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] Hounsfield GN, Computerized transverse axial scanning (tomography): 1 Description of system, The British Journal of Radiology, Vol.46, pp.1016-1022, 1973
- [2] Cromack AM, Reconstruction of densities form their projections with applications in radiological physics, Physics in Medicine and Biology, Vol.18, pp.195-207, 1973
- [3] The Korean Society of Medical Imaging Technology, TEXTBOOK of Computed Tomography, Chung-Ku Publishing Co, 2009
- [4] Nam KY, Kim KW, Kim JH, Son HH, Ryu JH, Kang SH, Chon KS, Park SH, Yoon KH, Micro-CT System for Small Animal Imaging, 의학물리, Vol.19, No.2, pp.102-112, 2008
- [5] Kuntz J, Dinkel J, Zwick S, Bäuerle T, Grasruck M, Kiessling F, Gupta R, Semmler W, Bartling SH, Fully automated intrinsic respiratory and cardiac gating for small animal CT, Physics in Medicine and Biology, Vol.55, No.7, pp.2069-2085, 2010
- [6] Ritman EL, Micro-Computed Tomography - Current Status and Developments, Annual Review of Biomedical Engineering, Vol.6, pp.185-208, 2004
- [7] Kruger RP, London JR, The industrial use of filtered back projection and maximum entropy reconstruction algorithm, Materials Evaluation, Vol.40, pp.1285-1289, 1982
- [8] Kwan ALC, Boone JM, Yang K, Huang SY Evaluation of the spatial resolution characteristics of a cone-beam breast CT

- scanner, *Medical Physics*, Vol.34, No.1, pp.275-281, 2007
- [9] Samei E, Flynn MJ, *Medical Physics*, Vol.25, pp.102-113, 1998
- [10] Kim HJ, Lee SC, Cho MH, Lee SY, Cho G, Use of a Flat-Panel Detector for Microtomography: A Feasibility Study for Small-Animal Imaging, *IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE*, Vol.52, No.1, pp.193-198, 2005
- [11] Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW, Practical cone-beam algorithm, *Journal of Optical Society of America A*, Vol.6, pp.612-619, 1984
- [12] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt Jr. EM and Boone JM, *The essential physics of medical imagings*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001
- [13] Flynn JC, Hames SM, Reimann DA, Wilderman SJ, Microfocus X-ray sources for 3D microtomography, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, Vol.353, pp.312-315, 1994
- [14] Seibert JA, Boone JM, Lindfors KK, Flat-field correction technique for digital detectors, *Proc. SPIE* Vol.3336, pp.348-354, 1998