

Dose and Image Evaluations of Imaging for Radiotherapy

Hyounggun Lee*, Changyeon Yoon*, Tae Jun Kim†, Dongwook Kim†,
Weon Kyu Chung†, Sung Ho Park‡, Wonho Lee*

*Department of Radiology Science, Korea University, Department of Radiation Oncology,
†Kyung Hee University International Medical Service, ‡Asan Medical Center, Seoul, Korea

The patient dose in advanced radiotherapy techniques is an important issue. These methods should be evaluated to reduce the dose in diagnostic imaging for radiotherapy. Especially, the Computed Tomography in radiotherapy has been used widely; hence the CT was evaluated for dose and image in this study. The evaluations for dose and image were done in equal condition due to compare the dose and image simultaneously. Furthermore, the possibility of dose and image evaluations by using the Monte Carlo simulation MCNPX was confirmed. We made the iterative reconstruction for low dose CT image to elevate image quality with Maximum Likelihood Expectation Maximization; MLEM. The system we developed is expected to be used not only to reduce the patient dose in radiotherapy, also to evaluate the overall factors of image modalities in industrial research.

Key Words: Dose reduction, MLEM, Iterative reconstruction, CT

서 론

방사선 치료의 발달과 더불어 진단 기술을 융합하여 방사선 치료기기에 진단 영상을 위한 기능을 더하여 치료의 효과를 높이고자 한 영상 유도 방사선 치료 기술(Image Guided Radiation Therapy: IGRT)이 발달되어 왔다. 종양의 크기나 형태의 관찰을 실시간으로 얻을 수 있기 때문에 치료에 관한 다양한 오차를 효율적으로 조정할 수 있게 되었다. 특히 주요 장기나 방사선 감수성이 높은 부위가 포함되어야 하는 경우 이 영상유도 기술은 매우 효과적으로 작용한다.¹⁾

환자의 미세한 움직임이나 불수의근에 의한 운동, 호흡에 의하여 장시간 조사를 해야 하는 경우 종양의 위치 및 크기가 미세한 혹은 큰 오차를 유발할 수 있다. 이러한 오차로 인하여 기존의 치료는 표적 범위를 넓게 하여 정상 조직의 과도한 피폭이나 종양 세포에 부족한 선량이 조사되어 치료의 효율이 떨어지게 되었다. 따라서 환자의 당일

상태 변화와 유동적인 장기 및 표적 부위에 대한 정확한 정보가 필요하게 되었으며 획득한 정보를 바탕으로 치밀한 계획을 통한 치료가 요구되어왔다.^{2,3)} 이러한 종양 및 종양을 둘러싼 정상세포의 위치와 형태 및 상태 변화를 알기 위한 방사선 진단 영상이 필요하게 된다. 따라서 추가로 진단적인 CT등의 X-선 장비를 이용한 방사선 영상이 필요하다. 그러나 이와 같은 정보를 획득하기 위한 검사 또한 방사선을 사용하므로 환자의 피폭 선량이 크게 증가하게 되며 영상 유도 방사선 치료에 사용되는 영상장비의 경우 진단 영상과는 달리 지속적이고 반복적인 영상을 얻어 치료 계획과의 평가가 이루어지며, 또한 환자의 움직임 및 예측 불가능한 움직임과 같은 변수에 대한 보정을 위한 영상유도의 경우 그 자체로 인한 피폭만으로도 환자에게 고 선량의 피폭이 이루어지게 된다. 따라서 영상유도를 위한 진단 영상의 획득에 대한 선량 피폭을 줄임과 동시에 효율적인 치료를 가능하게 하는 영상의 최적화에 대한 평가를 시행하기 위한 시도가 지속적으로 이루어졌다.^{4,6)}

AAPM Task Group 75 Report에 따르면 방사선 치료분야에서 사용되는 영상 장비에는 Portal Imaging, Radiography, Computed tomography, Fluoroscopy 등의 다양한 X-선 발생 장치가 있다.⁷⁾ Computed tomography는 방사선 치료 분야에서 널리 쓰이는 영상기기이다.⁸⁾ CT는 치료 장치 자체의 선원을 이용한 MVCT (Mega Voltage CT), OBI (On-Board Imager)와 같은 별도의 kilo-voltage 선원을 이용한 CBCT

이 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원자력기술개발사업(2011-0031464, 2012-0006399)임. 이 논문은 2012년 11월 8일 접수하여 2012년 12월 7일 채택되었음. 책임저자 : 이원호, (136-703) 서울시 성북구 정릉 3동 고려대학교 보건과학대학 방사선학과
Tel: 02)940-2820, Fax: 02)940-2829
E-mail: wonhol@korea.ac.kr

(Cone beam CT) 이외에 별도의 방사선 치료용 CT 기기를 사용하여 치료 계획의 수립 및 Patient Position setup 등에 사용된다. 특히 3D 재구성 가능하여 환자의 자세에 따른 장기와 종양의 위치 정보를 얻을 수 있다는 장점이 있으며 영상유도 기법을 시행하기 위하여 환자가 통제할 수 없는 움직임(호흡, 심박 등)에 따라 선별적인 영상 획득이 가능하여 Respiration-Correlated 4DCT 등의 기법이 가능하다. 그러나 다른 영상 기기와는 달리 3D 재구성 영상을 얻기 위하여 많은 선량이 필요하게 되므로 환자의 피폭 선량에 대한 고려가 필요하다고 할 수 있다.⁹⁾

현재 방사선 치료 분야에서 가장 폭넓게 사용되는 영상 기기는 CT라고 할 수 있으며 동시에 치료 시 발생하는 불가피한 피폭의 대부분이 CT에 의해 발생된다고 할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 CT로 인한 불가피한 피폭을 감소시킬 수 있는 방향을 모색하고자 영상평가 및 선량평가를 실시하였다. 특히 영상평가 절차는 ImPACT Scan에서 제시하는 평가 방법으로 수행하였으며 Catphan Phantom을 사용하였다. ImPACT Scan에서 제시하는 영상 평가 방법으로는 영상의 Noise, CT Number accuracy and uniformity, Low contrast detectability, Z-sensitivity, Volume weighted CT dose index 및 Spatial resolution 등이 있다.¹⁰⁾

일반적으로 선량이 증가할수록 영상의 질이 향상되는 경향을 보이며 반대로 선량의 감소로 인하여 영상의 질이 하락할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 영상의 질과 선량의 적정선을 찾고자 하는 문제를 동시에 생각해 보고자 치료용 영상기기의 영상평가 및 선량평가를 시행하여 그 경향을 분석하고자 한다.¹¹⁾ 또한 현실적인 한계로 인하여 실험하기 힘든 변수들에 대한 전산모사를 실시하여 실제 실험과 전산모사와의 비교 및 전산모사를 통한 추가적인 결과를 통하여 영상 및 선량 평가를 위한 새로운 실험 모델을 제시하고자 한다.

재료 및 방법

본 연구에서는 영상기기 실험을 위하여 Philips CT (Philips Brilliance CT Big Bore, Philips, Netherlands)를 사용하였으며 실험에서 사용한 팬텀으로는 Fig. 1과 같이 CT의 영상 평가를 위한 Catphan Phantom (Catphan[®] 500 phantom, The Phantom Laboratory, USA)과 선량 평가를 위하여 CTDI Phantom (20CT6 Head Phantom, Radcal, USA) 및 Ion Chamber (20X5-3CT, Radcal, USA)를 사용하였다. 또한 시뮬레이션을 위하여 몬테카를로 시뮬레이션 툴인 MCNPX (Monte Carlo N-particle

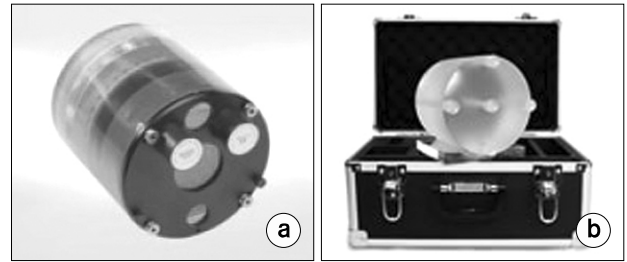


Fig. 1. Catphan Phantom (a) and CTDI Phantom (b).

extended, Los Alamos National Laboratory, USA) 및 X-선 Spectrum generator인 SRS-78¹²⁾을 이용하여 현실적인 제약으로 인하여 실험을 진행하기 힘든 변수에 관하여 전산모사를 진행하였다. 또한 MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) 기법을 통한 영상 재구성을 위해 전산모사 인체 팬텀인 KTMAN-2 (Korean Typical Man-2) Phantom¹³⁾을 사용하였다.

영상유도 기법 도중 진단 영상을 통한 불가피한 피폭의 최소화 방안을 모색하기 위하여 X-선 발생장치의 촬영 조건 변화에 따른 선량을 평가하며, 방사선 발생 장치의 구조적인 변화, 즉, 방사선 발생장치-검출기 거리(SDD: Source to Detector Distance) 변화에 따른 선량 평가, CT의 경우 FOV (field of view) 감소에 따른 선량의 변화를 측정하며 X-선 발생장치의 필터, 타겟, 튜브, 검출기 종류에 따른 선량의 변화를 측정하는 것을 중심으로 계획을 수립하였다. 평가는 실험을 위주로 진행하되 실험으로 진행하기에 현실적인 한계가 있는 변수(타겟 물질의 교체, 필터의 교체 포함)를 포함하여 튜브의 교체, 콜리메이션을 통한 CT FOV의 제한 등의 경우 몬테카를로 시뮬레이션 툴을 이용하여 전산모사로 실험을 대체하였다.

본 연구에서는 영상 평가를 위하여 Catphan phantom의 Fig. 2와 같은 구획의 영상을 획득하여 ImPACT Scan에서 제시하는 ‘Noise’, ‘CT number accuracy and uniformity’, ‘Spatial resolution’ 및 ‘Low contrast detectability’를 평가하였으며, 장비의 두부 검사 (Head Scan) 기준 조건 (120 kVp, 600 mAs, US reconstruction filter, 16×0.75 collimator, 3 mm thickness)을 중심으로 각 실험당 하나의 변수만을 변경하는 방식을 이용하여 실험을 진행하였다.

선량 평가 실험을 위하여 CTDI Phantom과 Ion Chamber를 사용하였으며 영상평가와 동일한 기준을 통하여 각각 검사 조건(parameter)에서의 Image Quality와 Dose를 동시에 비교할 수 있게 하였다. 특히 CT의 특성상 Couch와 맞닿는 부분(South)과 그렇지 않는 부분(North, West, East) 그리고

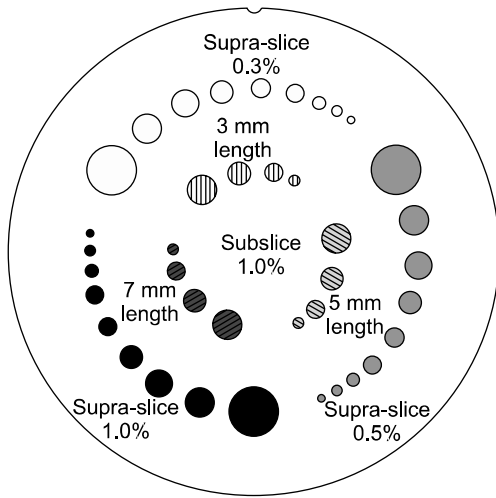


Fig. 2. CTP515 low contrast module with supra-slice and sub-slice contrast targets section of Catphan Phantom for Spatial resolution evaluation.¹⁴⁾

중심부(Center)에서의 선량은 다르게 나타날 수 있기 때문에 동일한 조건으로 동, 서, 남, 북, 중심에서의 선량을 각각 측정하였다.

현실적인 한계로 인하여 실험을 진행하지 못하는 변수들과 같은 경우 몬테카를로 시뮬레이션을 진행하기 위하여 CT의 전산모사를 실시하였다.¹⁵⁾ 따라서 기준 조건에 대하여 전산모사를 실시한 CT의 시뮬레이션과 실제 실험이 유효한지에 대한 비교를 실시하였다. 몬테카를로 시뮬레이션과 X-선 Spectrum generator 프로그램을 통하여 구현할 수 있는 변수들인 kVp, mAs에 대하여 선량 평가 방식을 동일하게 진행하였으며 타겟과 필터 등은 기존 실험을 진행한 CT의 정보를 입력하여 시뮬레이션을 진행하였다. 나아가 현실적 한계로 인하여 실험을 진행하기 힘든 변수인 필터의 교체, FOV의 제한, 타겟 각도의 변화 등을 시뮬레이션을 통해 실험을 진행하였다.

또한 전산모사를 통한 시뮬레이션으로도 영상 평가를 실시할 수 있도록 몬테카를로 시뮬레이션 툴을 이용하여 팬텀의 영상을 얻어 재구성 하였다. 추가적으로 저 선량 영상을 MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) 기법을 이용하여 영상을 재구성하는 알고리즘을 구축하여 낮은 피폭으로도 고 화질의 영상을 얻을 수 있는 방법에 대한 연구를 진행하였다. Transmission MLEM의 식을 식 (1)에 나타내었다.

$$\mu_k^{n+1} = \frac{2 \sum_{i \in J_k} (M_{ik} - N_{ik})}{\sum_{i \in J_k} (M_{ik} + N_{ik}) l_{ik}} \quad (1)$$

식 (1)에서 μ 는 팬텀의 감쇠계수(attenuation coefficient)를 나타내며 M_{ik} 는 projection i에서 pixel k에 들어오는 photon의 양을 나타내며 N_{ik} 는 projection i에서 pixel k에서 나오는 photon의 양을 의미한다. l_{ik} 는 pixel k를 지나가는 projection i의 길이를 의미한다. 이 때에 식 (1)을 통하여 감쇠계수의 값이 매회 반복(iteration)마다 갱신되어 최적의 영상을 찾게 된다.¹⁶⁾ 이를 통하여 저 선량의 영상을 최적의 영상으로 재구성 하게 된다.

결 과

실험은 두부 검사 기준 조건을 중심으로 kV, mAs, Collimator, Thickness 및 Reconstruction filter를 각각 조정하여 실시하였으며 Pitch (단편 두께당 테이블의 이동 속도)는 Collimator의 변화로 인하여 불가피하게 변하는 경우(collimator의 증가에 따른 Z축 방향의 두께 증가로 인한 pitch의 변화)를 제외하고는 0.567로 설정하여 일정하게 진행하였으며, Rotation time은 1 sec로 고정하였다. 결과는 각 검사 조건의 변화에 따른 ‘Relative noise’, ‘Spatial resolution’ 및 ‘Low contrast detectability’와 기준 조건에서의 ‘CT number accuracy and uniformity’를 측정하였다. 또한 앞에서 언급한 바와 같이 실험으로 진행하기에 한계가 있는 변수들에 대한 몬테카를로 시뮬레이션을 진행하기 위하여 전산모사를 실시하였으며 실험과 시뮬레이션의 유효성 및 시뮬레이션을 통한 추가 선량 평가 실험을 실시하였다.

kVp는 90, 120, 140으로 조절하였으며, mAs는 55, 100, 150, 200, 250, 300, 400, 500, 600, 800 mAs로 진행하였다. 또한 Collimator는 4×15, 4×3, 16×0.75, 16×1.5, 8×3으로 하였으며, Thickness는 0.8, 1, 1.5, 2, 3, 5 mm이고 Reconstruction filter는 UA, UB, UC 필터를 각각 실험하였다. 그러나 필터의 정확한 알고리즘을 알 수 없기 때문에 이에 대한 추가적인 연구 및 기업체의 협력이 필요할 것이다.

‘Relative noise’는 Fig. 3과 같이 kV, mAs, Image Thickness의 경우 모두 값의 증가에 따라 Square root로 감소하는 경향을 보인다. 그러나 Collimator와 Reconstruction filter의 경우 크게 변하지 않는다는 것을 확인하였다.

‘Spatial resolution’을 평가하기 위한 MTF (Modulation Transfer Function)를 측정하였으나 Fig. 4에서와 같이 kV,

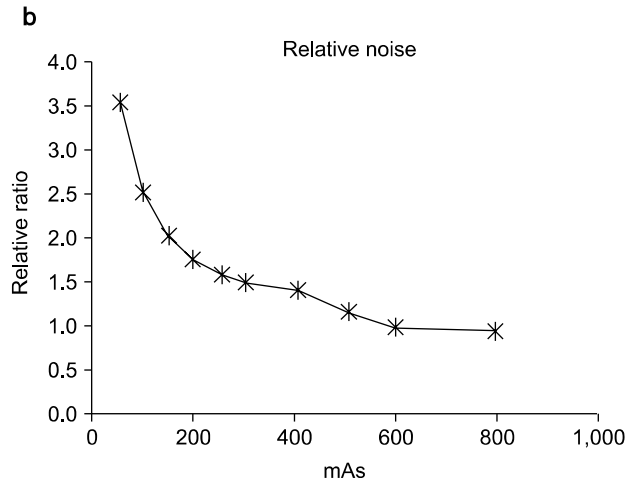
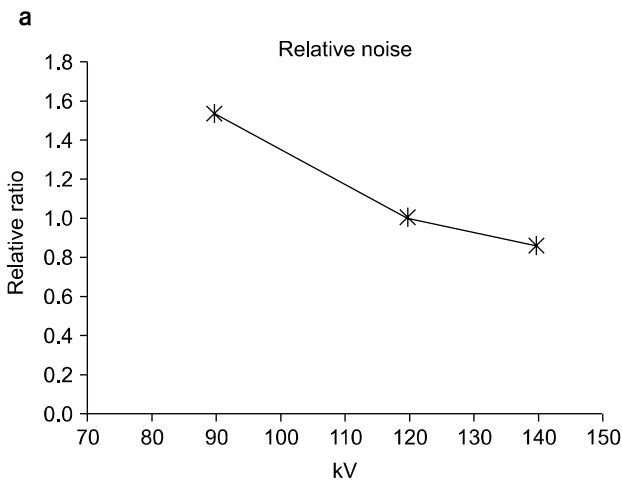


Fig. 3. Relative noise of kV (a) and mAs (b). The data have been normalized at 120 kV and 600 mAs.

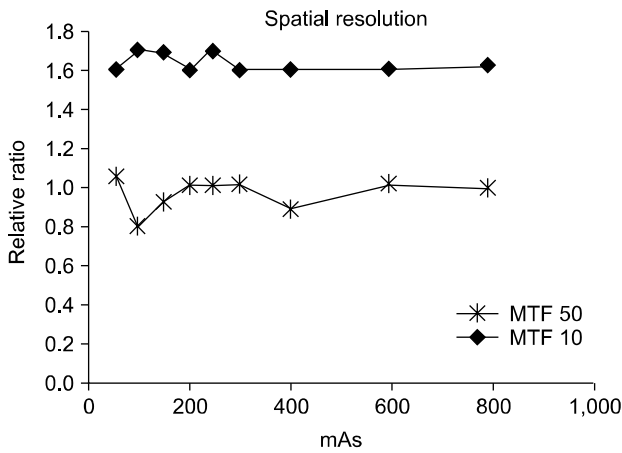


Fig. 4. Spatial Resolution of mAs. The data have been normalized at 600 mAs.

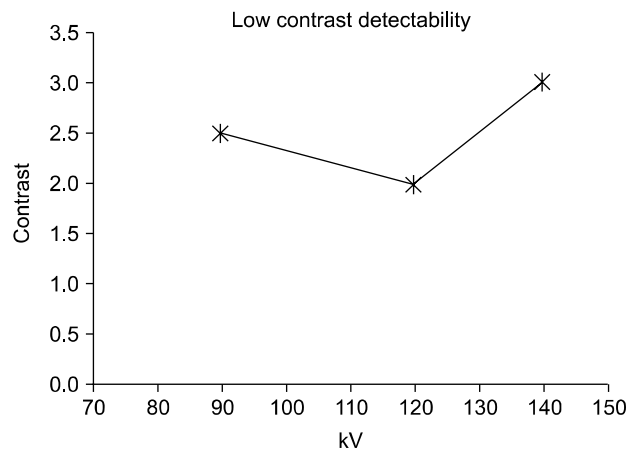


Fig. 5. Low contrast detectability of kV. Contrast=(Measured Contrast)×(smallest diameter discernible).

mAs, Collimator, Image Thickness에 따른 변화는 크지 않았으나, Reconstruction filter의 경우 유효성 있게 영향을 받는 인자라고 할 수 있다. 그러나 Reconstruction filter의 정확한 알고리즘을 알 수 없기 때문에 그래프의 경향을 정의할 수 없다.

Catphan Phantom의 CTP515 section (low contrast module with supra-slice and sub-slice contrast targets section)의 영상을 획득하여 재구성 영상의 'low contrast detectability'를 평가하였다. 재구성된 영상에서의 저 대조도 타겟(low contrast target)의 형태의 50%까지 관찰이 가능한 가장 작은 물체의 직경과 The Phantom Laboratory에서 제공하는 매뉴얼의 Nominal target contrast level (%)을 곱하여 평가를 하게 된다. 결과에서는 mAs와 Image Thickness의 경우 감소하는

경향을 보이지만 Collimator나 Reconstruction filter의 경우 큰 변동이 없어 'Relative noise'와 유사한 경향을 보인다고 할 수 있다. 그러나 kV의 경우는 Fig. 5와 같이 독특한 경향을 보이는데 이는 에너지의 증가로 검출기를 투과해버리는 X-선량의 증가로 인한 현상 혹은 팬텀의 크기에 따른 영향이라고 판단하였다.¹⁷⁾ 이에 따라 기존에 연구되었던 mAs와의 관계가 아닌 X-선의 세기를 다양하게 변화시키며 low contrast detectability를 분석하기 위한 추가적인 연구가 필요하다.

ImPACT Scan에서 제시하는 'CT number accuracy and uniformity'를 측정하기 위하여 Catphan Phantom의 CTP404 section에서 영상을 획득하였으며 그 측정값을 Table 1에 나타내었다. 또한 Catphan Phantom에서의 Image uniformity

module의 영상을 통해 CT number를 각각 Center, North, East, West에서 측정하였다.

선량 평가는 CTDI Phantom의 Center, North, East, South, West에서 각 조건의 변화에 따라 측정을 하였다. 단위는

Table 1. Nominal material reference and experimental CT numbers.

Material	Est. CT number ($\pm 5\%$)	Experimental CT number
Air	-1,000	-972.12
PMP ^{a)}	-200	-174.53
LDPE ^{b)}	-100	-85.7
Polystyrene	-35	-29.27
Acrylic	120	125.75
Delrin [®]	340	285.18
Teflon [®]	950	853.9

a) polymethylpentene, b) low density polyethylene.

mR이며 막대 그래프는 각 조건에서의 선량을 나타내었다.

Fig. 6을 통해 kV와 mAs가 증가할수록 선량 또한 증가한다는 것을 알 수 있다. 또한 Collimator의 경우 선량과의 관계가 이전과는 다른 경향을 보이는데 Collimator는 number of detector×detector size로 나타내며 이를 Z축의 적용 범위라 생각한다면 이는 일정한 길이를 스캔할 때의 단위 길이로 생각할 수 있다. 따라서 CT 선원의 Z축 각도가 고정되어 있다고 할 때, 4×1.5 (6 mm)가 8×3 (24 mm) 보다 스캔을 더 조밀하게 해야 하며, 선량 또한 그에 따라 증가한다는 것을 알 수 있다. Image Thickness와 Reconstruction filter의 경우는 물리적인 요소에는 변화가 없으므로 선량과는 무관하다.

위의 영상평가와 선량평가의 결과를 통해 특정 조건에서 환자가 받을 수 있는 선량을 계산해 낼 수 있으며, 같은 조건에서의 영상의 질을 동시에 평가할 수 있게 되었다. 이와 같은 방법을 통하여 합리적인 선량 감소 즉, As Low As

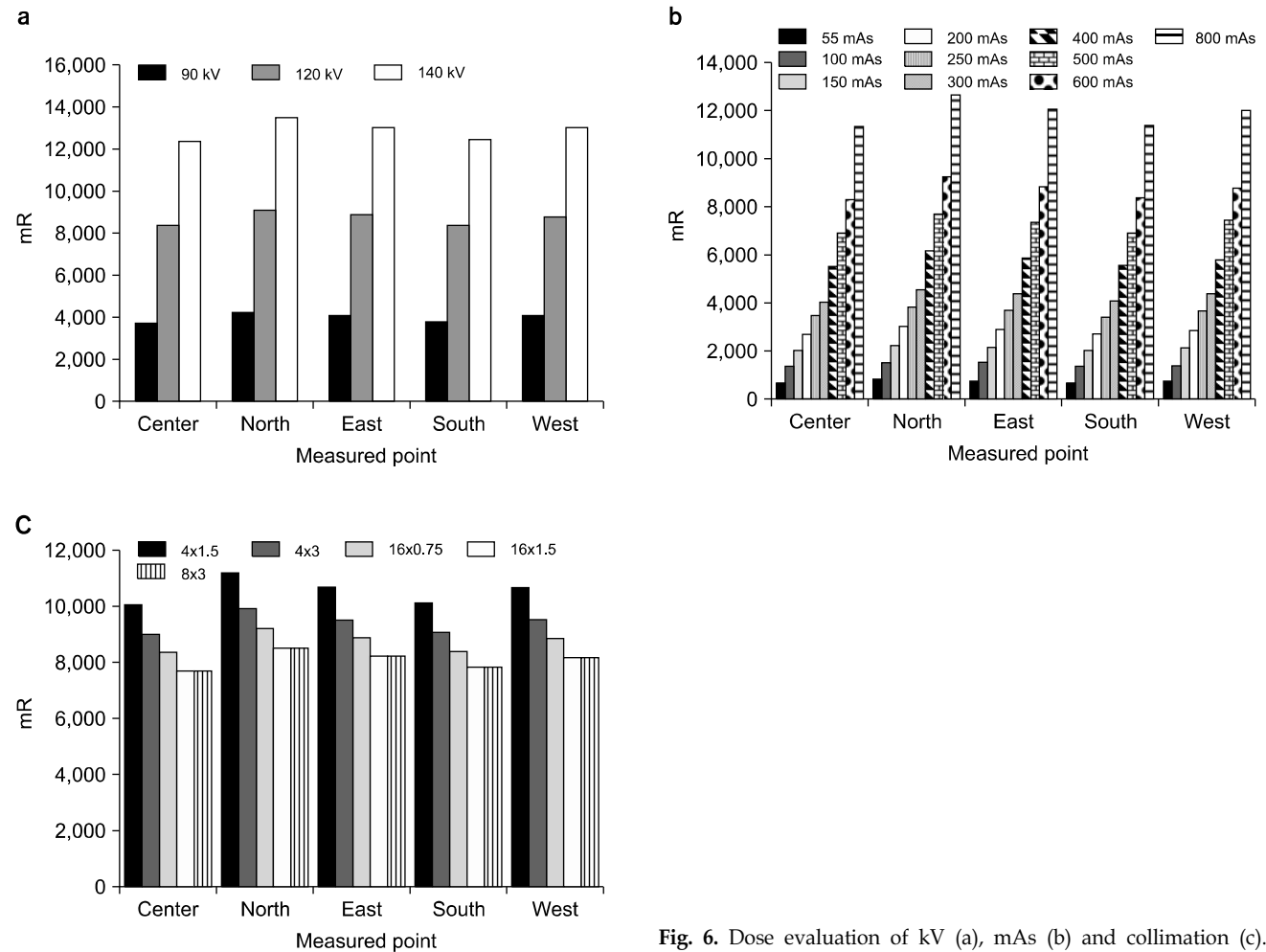


Fig. 6. Dose evaluation of kV (a), mAs (b) and collimation (c).

Reasonably Achievable (ALARA)의 기준을 평가할 수 있다.

또한 실험한 Philips Brilliance CT Big Bore의 구조를 그대로 전산모사하여 몬테카를로 시뮬레이션 툴인 MCNPX를 통해 실험의 결과값과 전산모사를 통한 실험의 결과값의 차이를 비교하였다. SDD 및 팬텀의 크기와 Couch의 크기 등의 요소를 동일하게 적용하여 전산모사 한 것을 Fig. 7에 나타내었다. CT에 사용된 튜브의 타겟 각도를 그대로 사용하였으며, kVp의 변동은 SRS-78 프로그램을 통하여 에너지 스펙트럼을 얻을 수 있었다. 팬텀의 Center, North, South, West, East에서의 선량을 측정하였으며 FOV는 팬텀을 모두 포함하는 각도로 설정하였다.

실험에서 사용된 변수 중 시뮬레이션에서 모사 가능한 kVp, mAs를 선택하여 전산모사 실험을 진행하였다. 다음의 Fig. 8과 Fig. 6a의 비교 및 Fig. 9를 통해 전산모사를 통

한 시뮬레이션과 실험을 통한 선량의 비교가 가능하다는 것을 알 수 있다.

특히 kV의 경우 전반적으로 유사하지만 약간의 차이를 보이는데 이는 실험 장비의 물리적 필터의 정보를 정확하게 알 수 없기 때문에 이에 따른 오차가 발생한 것으로 추측된다. 위의 결과를 통하여 전산모사를 통한 시뮬레이션으로 선량에 대한 평가가 가능함을 확인할 수 있다.

따라서 장비의 구조적 한계 및 튜브와 타겟의 교체는 물론 물질과 두께를 달리한 필터의 적용 등 현실적인 한계로 인하여 실험이 불가능한 경우에 대한 전산모사가 가능하며 이에 대한 시뮬레이션을 진행하였다. FOV의 물리적 제약 및 타겟 각도의 변화에 따른 시뮬레이션의 결과를 Fig. 10과 Fig. 11에 나타내었다. 특히 FOV의 경우 시뮬레이션에

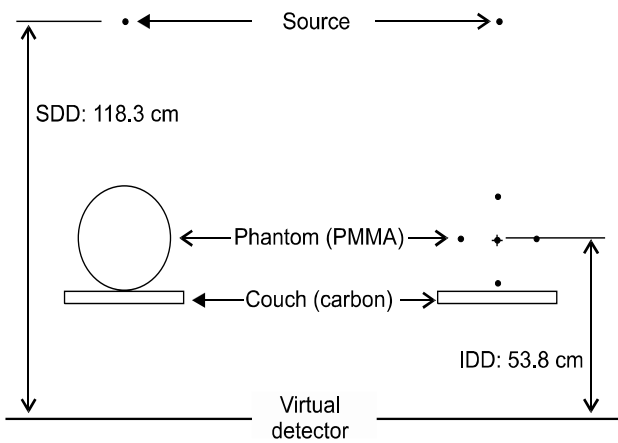


Fig. 7. Geometry of simulated CT.

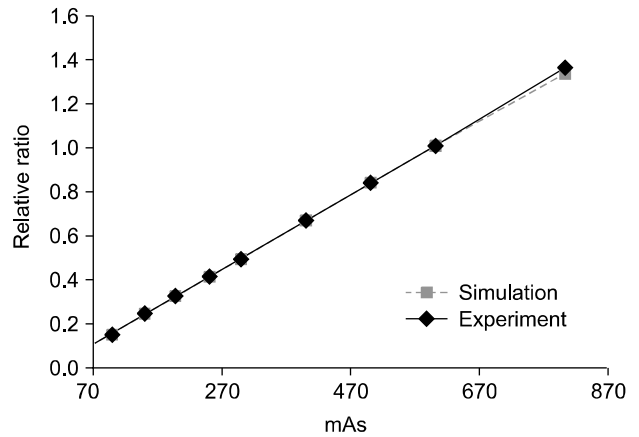


Fig. 9. Simulation Dose evaluation of mAs. The data have been normalized at 600 mAs.

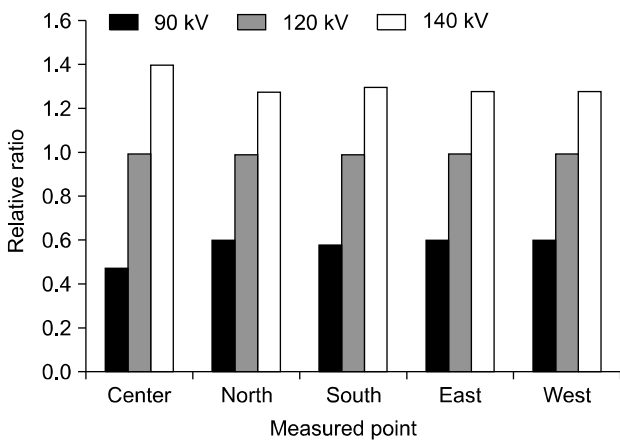


Fig. 8. Simulation Dose evaluation of kV. The data have been normalized at 120 kV.

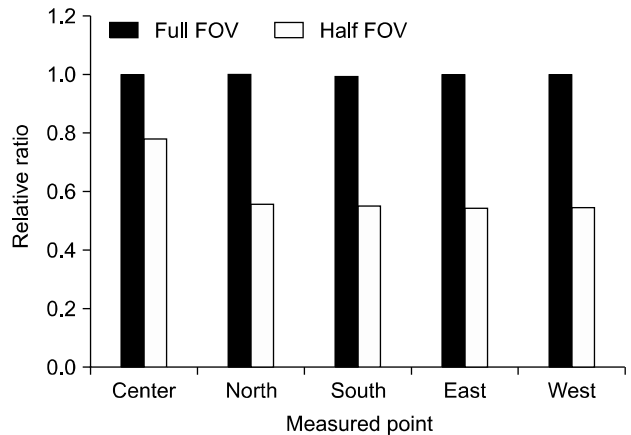


Fig. 10. Simulation of other variation; FOV. The data have been normalized with Full FOV data.

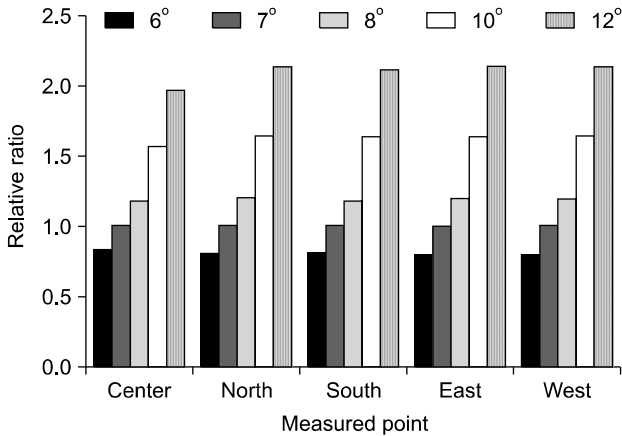


Fig. 11. Simulation of other variation; target degree. The data have been normalized with 7 degree data.

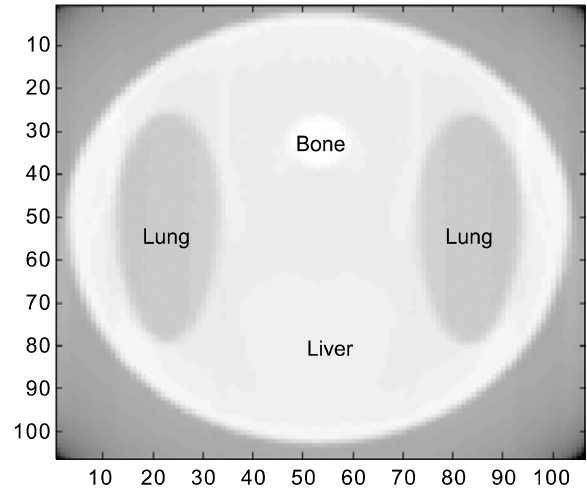


Fig. 13. Result of simulation CT image; Body Phantom.

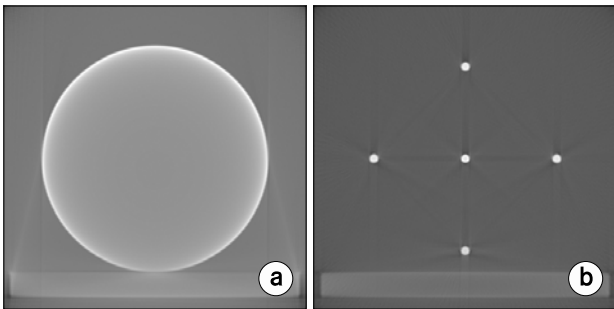


Fig. 12. Results of simulation CT image; CTDI Phantom.

서 설정 가능한 logical collimator를 부착하여 완전한 차폐가 이루어지도록 하였으며 Z축의 각도는 그대로 유지하여 실험을 진행하였다. 타겟 각도 및 필터의 적용은 SRS-78 프로그램을 이용하여 진행하였으며 특히 타겟 각도는 6, 7, 8, 10, 12°의 변화를 적용하여 실험을 진행하였다.

FOV를 절반으로 감소시킬 경우 각 위치에서의 선량이 감소한다는 것을 알 수 있다. 그러나 Center의 경우는 감소의 폭이 적은 이는 Full FOV에서와 Half FOV에서의 경우 모두 중심점(Center Point)을 포함하기 때문이다. 타겟 각도의 변화에 따른 선량은 Fig. 11과 같으며 결과를 선형 그래프로 그린다면 타겟 각도에 대한 선량의 변화가 선형적으로 증가한다는 것을 알 수 있다. 이는 각도의 증가에 따른 타겟의 X-선 자가 차폐 효과가 줄어들기 때문이라고 할 수 있다.

따라서 위와 같은 실험을 통하여 현실적으로 실험할 수 없는 다양한 변수들을 적용하여 전산모사를 통한 실험을 진행할 수 있음을 확인하였다.

나아가 전산모사를 통한 선량평가뿐만 아니라 영상평가를 실시하기 위하여 몬테카를로 시뮬레이션을 통한 CT 영상을 재구성한 것을 Fig. 12에 나타내었다. 영상 재구성을 위한 전산모사 Geometry는 위에서 전산모사를 실시한 구조와 동일하게 적용하였다. Fig. 12의 a는 CTDI Phantom을 그대로 모사하여 재구성 한 영상이며 b는 팬텀 내부의 측정 위치(Center, North, South, East, West)는 그대로 팬텀의 물질로 설정한 후 팬텀 자체는 공기로 설정하여 재구성 영상에서 정확한 위치로 표시되는지를 평가한 것이다. 영상 재구성을 위한 Rotation Angle은 1°씩 360°로 진행하였으며 Detector pixel size는 2.45 mm로 설정하였으며 120 kVp에서 진행하였다. 또한 CTDI Phantom이 아닌 인체 팬텀을 동일한 방식으로 재구성 한 영상을 Fig. 13에 나타내었다. 위와 같은 방식을 바탕으로 특정 영상 평가용 팬텀을 전산모사할 경우 시뮬레이션을 통한 영상 및 선량 평가가 가능할 것이다.

MLEM을 통한 영상 재구성은 기존의 팬텀 및 변형된 형태의 팬텀을 사용하였으며 전산모사 인체 팬텀인 KTMAN Phantom을 사용하였다. Fig. 12와 같이 얻어진 영상을 Hamming 필터를 이용하여 역투사를 실시한 단순 FBP (Filtered Back Projection)를 시행한 방법과 MLEM 기법을 통한 최적화를 시행한 이후 영상을 재구성하는 방법을 서로 비교하여 Fig. 14에 나타내었다. 몬테카를로 시뮬레이션 툴인 MCNPX의 FIR mode에서 산란(Scatter)의 정보를 제외하고 선원(Source)의 정보만을 받는 방법을 통해 영상을 얻었다.

위의 Fig. 14에서의 a-1, a-2는 Fig. 12의 a와 같이 획득한 sinogram을 단순 FBP를 통하여 재구성 하였으며 b는

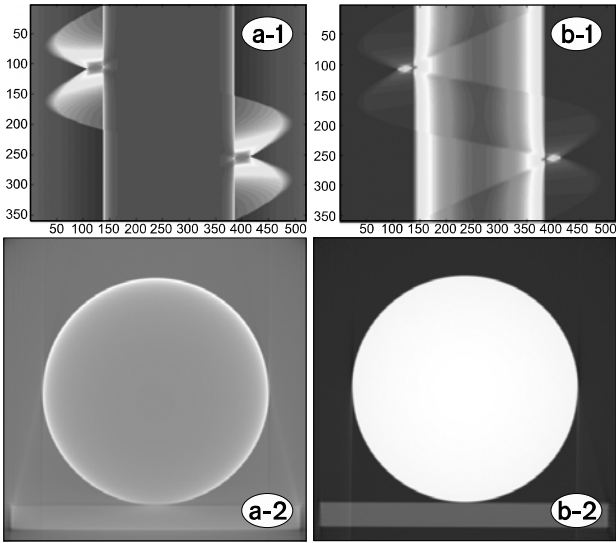


Fig. 14. Original sinogram (a-1) & FBP image (a-2) and MLEM sinogram (b-1) & reconstructed image (b-2) with Round Phantom.

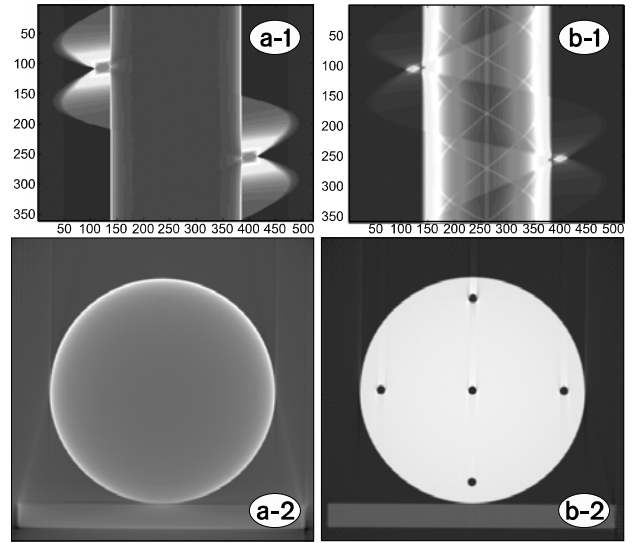


Fig. 16. Original sinogram (a-1) & FBP image (a-2) and MLEM sinogram (b-1) & reconstructed image (b-2) with Round Phantom & Dot air hole.

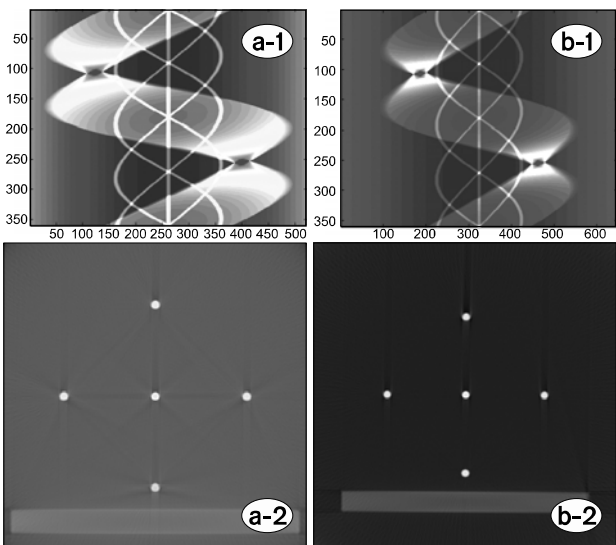


Fig. 15. Original sinogram (a-1) & FBP image (a-2) and MLEM sinogram (b-1) & reconstructed image (b-2) with Dot Phantom.

MLEM 방식을 통하여 최적화 한 sinogram을 재구성 한 영상이다. 또한 Couch의 형상이 좀 더 뚜렷하게 나타났으며 영상의 대조도가 뚜렷하게 조절된 것을 알 수 있다. Round Phantom이 아닌 Fig. 12의 b와 같은 Dot Phantom의 영상 비교를 Fig. 15에 나타내었다.

Dot 주위로 보이는 노이즈가 사라진 것을 확연하게 구별 할 수 있으며 Fig. 14와 마찬가지로 Couch의 형상이 뚜렷해

진 것을 알 수 있다. 다음의 Fig. 16은 Round Phantom에 공기 구멍(Dot air hole)이 있는 경우의 영상을 비교한 것이다.

위 Fig. 16의 a-1에서는 구멍을 찾아볼 수 없지만 MLEM을 시행하여 최적화 한 b-2의 경우 공기 구멍의 형상이 뚜렷하게 보이는 것을 알 수 있다. 이를 통하여 단순 FBP으로 얻을 수 없는 정보를 MLEM 기법을 이용하여 영상을 최적화 할 수 있는 것을 증명하였다. 앞의 Fig. 14부터 Fig. 16까지는 팬텀의 형상이 단순하였지만 전산모사 인체 팬텀인 KTMAN Phantom에 대한 영상의 비교를 Fig. 17에 나타내었다.

KTMAN Phantom의 CT sinogram을 FBP한 Fig. 17의 a-2에서는 뼈와 조직, 폐와 외부 공기에 대한 대조도의 차이를 구분할 수 없었으며 형체 또한 뚜렷하지 않다. 그러나 MLEM 기법을 이용한 재구성 영상인 b-2에서는 각각의 대조도가 뚜렷하게 나타났으며 형체 또한 선명하게 나타난 것을 확인할 수 있었다.

Fig. 18에서는 Fig. 17의 재구성 영상(a-2, b-2)의 중간 부분인 왼팔, 폐, 심장을 지나는 선에서의 영상 intensity를 비교하였다. 실선으로 표시된 실제 팬텀의 intensity와 점선으로 표시된 MLEM이 대체로 일치하나 평활한 부분에서는 약간의 변동(fluctuation)이 보이는 것을 알 수 있다. 그러나 FBP의 경우 영상 자체의 변동 뿐만 아니라 외곽에서의 artifact 또한 존재하여 영상이 왜곡되는 것을 확인할 수 있다.

위와 같이 MLEM 기법의 사용을 통해 보다 실제에 가까

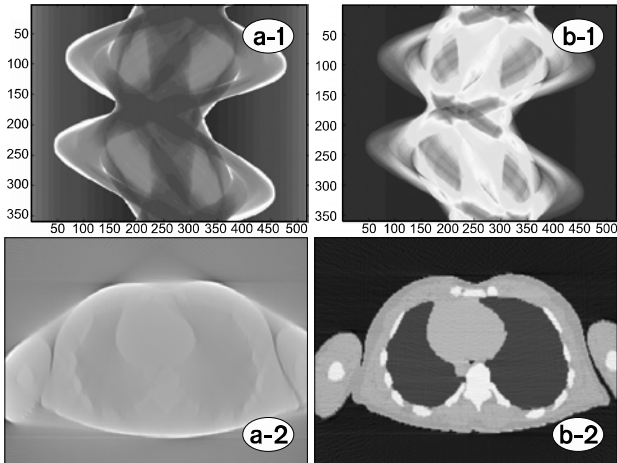


Fig. 17. Original sinogram (a-1) & FBP image (a-2) and MLEM sinogram (b-1) & reconstructed image (b-2) with KTMAN Phantom.

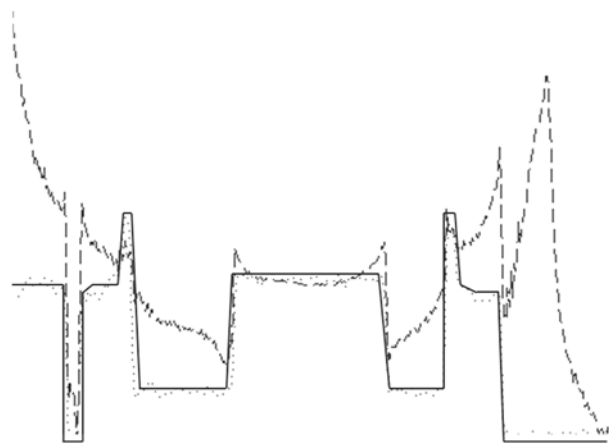


Fig. 18. Trace line through lung and heart regions in Fig. 17a-2 and b-2. True phantom (solid line); MLEM 1 iteration (dotted) and FBP (broken dashes).

운 영상을 얻을 수 있다는 것을 확인하였다. 그러나 MLEM의 기법을 사용하는데 있어서 초기 μ 값의 설정이 Original sinogram의 평균적인 값과 크게 차이가 난다면 Fig. 19와 같은 오류가 발생한다. 물론 MLEM의 반복 횟수가 높아지면 최적의 영상을 얻을 수 있지만 초기 값을 적당하게 설정하는 것이 시간적인 부분에서 유리하다. 또한 Sinogram의 정보와 SDD 및 Detector size 등의 정보를 정확하게 알 수 있는 경우 식 (2)를 통해 초기 μ 값을 지정하는 경우 적은 반복 횟수로 최적의 효과를 얻을 수 있다.

$$\mu = \ln\left(\frac{d}{y}\right) L \quad (2)$$

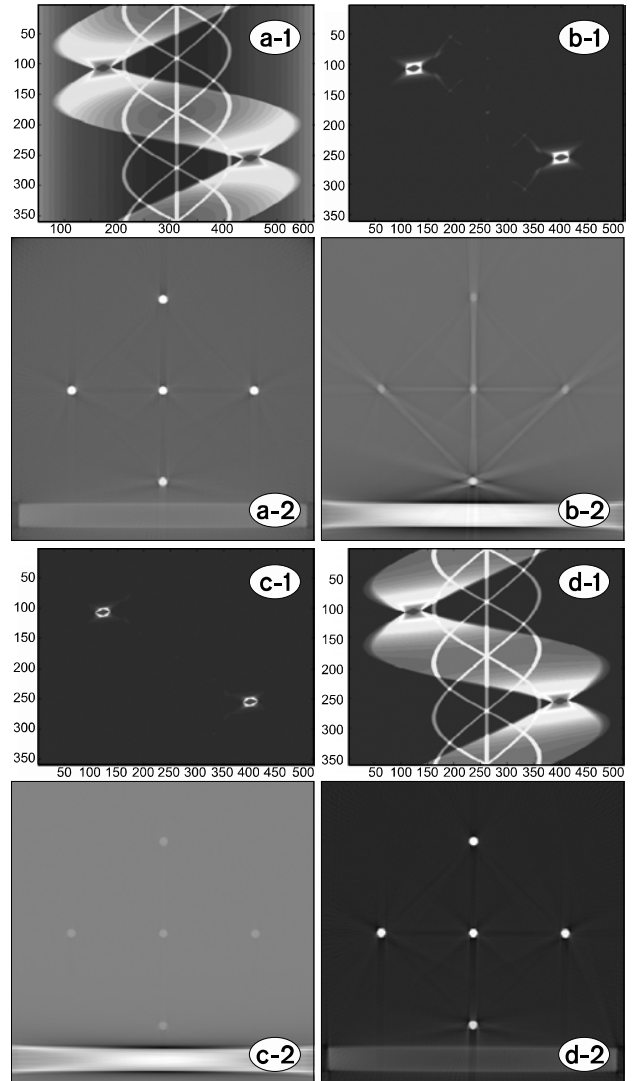


Fig. 19. Original sinogram (a-1) & FBP image (a-2), non μ corrected MLEM 5 iterations sinogram (b-1) & reconstructed image (b-2), MLEM 10 iterations sinogram (c-1) & reconstructed image (c-2) and MLEM 30 iterations sinogram (d-1) & reconstructed image (d-2) with Dot Phantom.

다음의 μ 값 보정을 사용하지 않은 Fig. 19와 μ 값 보정을 사용한 Fig. 15의 MLEM 1 iteration 영상인 b-2를 비교해 보았을 때 확연한 차이를 볼 수 있다.

이와 같은 MLEM 방법을 통해 적은 선량으로도 최적의 영상을 얻을 수 있으며 위의 알고리즘에 대한 연구를 보완하게 되면 실제 임상에서의 저 선량으로 인한 불분명한 영상을 보다 선명한 영상으로 재구성 할 수 있다. 따라서 적은 환자의 피폭 선량으로도 IGRT와 같은 방사선 치료의 최신 기법을 사용하는데 도움이 될 것으로 기대된다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 방사선 치료에 사용되는 영상 장비의 선량 평가 및 영상 평가의 실험과 전산모사를 통한 몬테카를로 시뮬레이션을 이용한 선량 평가와 영상 평가의 알고리즘을 개발하였다. 연구의 결과를 기반으로 AAPM TG 75 report에서 제시하는 다양한 방사선 진단 장비에 대한 본 알고리즘을 사용하여 결과를 도출한다면 방사선 치료에서의 환자 선량 계산을 위한 시뮬레이션 프로그램은 물론 ImPACT scan과 같은 방사선 진단 장비 평가 및 품질 관리 데이터 베이스를 구축할 수 있다. 나아가 현실적 한계로 인한 실험의 제한된 조건을 전산모사를 통해 극복하여 다양한 조건에서의 각종 방사선 치료 관련 영상 장비 개발 및 영상 재구성 알고리즘의 개발에 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

향후 연구를 통해 시뮬레이션을 통한 영상 평가를 위한 가능한 팬텀의 전산모사를 실시하여 시뮬레이션을 통한 선량 및 영상 평가를 위한 알고리즘을 완성할 예정이다. 이후 전산모사를 통한 영상 MLEM 재구성 방식을 통하여, 적은 선량으로도 최적의 영상을 얻을 수 있는 알고리즘을 완성하여 방사선 치료에서 발생하는 불가피한 피폭을 줄일 수 있는 방향을 제시할 계획이다.

참 고 문 헌

1. Jaffray D: Emergent technologies for 3-dimensional image-guided radiation delivery. *Semin Radiat Oncol* 15:208-216 (2005)
2. Xing L, Thorndyke B, Schrelbmann E, et al: Overview of image-guided radiation therapy. *Med Dosim* 31:91-112 (2006)
3. Murphy MJ: Tracking moving organs in real time. *Semin Radiat Oncol* 14:91-100 (2004)
4. Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA: Potential biological effects following high x-ray dose interventional procedures. *J Vasc Interv Radiol* 5:71-81 (1994)
5. Shope TB: Radiation-induced skin injuries from fluoroscopy. *Radiographics* 16:1195-1199 (1996)
6. Hall EJ, Wuu CS: Radiation-induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Bio Phys* 56:83-88 (2003)
7. AAPM Report Task Group 75: Medical Physics: The management of imaging dose during image-guided radiotherapy. The American Association of Physicists in Medicine, USA (2007)
8. Kalet IJ, Austin-Seymour MM: The use of medical images in planning and delivery of radiation therapy. *J Am Med Assoc* 4:327-339 (1997)
9. Lewis M: Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. *ImPACT technology update no.3* (2005)
10. ImPACT Scan Report 05071: Siemens Somatom Sensation Open CT scanner technical evaluation. *Imaging Performance Assessment of Computed Tomography*, London (2005)
11. McNitt-Gray MF: AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topic in CT-Radiation Dose in CT1. *Radio Graphics* 22:1541-1553 (2002)
12. IPeM Report 78: Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data. *Institute of Physics and Engineering in Medicine*, UK
13. Lee C, Lee C, Park SH, Lee JK: Development of the two Korean adult tomographic computational phantoms for organ dosimetry. *Med Phys* 33(2):380-390 (2006)
14. Catphan® 500 and 600 Manual: The Phantom Laboratory, Greenwich (2010)
15. Chang KH, Lee W, Choo DM, Lee CS, Kim Y: Dose Reduction in CT Using Bismuth Shielding; Measurements and Monte Carlo Simulations. *Radiat Prot Dosimetry* 138(4):382-388 (2009)
16. Lange K, Carson R: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J Comput Assist Tomogr* 8:306-316 (1984)
17. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML: Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality. *Med Phys* 3:595-601 (2004)

방사선치료를 위한 영상장비의 선량 및 영상 평가

*고려대학교 보건과학대학 방사선학과, †강동경희대학교병원 방사선종양학과, †서울아산병원 방사선종양학과

이형건* · 윤창연* · 김태준[†] · 김동욱[†] · 정원규[†] · 박성호[†] · 이원호*

최근 방사선치료 분야에 있어서 환자 선량이 중요한 쟁점이 되고 있다. 선량 감소를 위해 선진 기술을 이용한 방사선치료 시 사용하는 진단영상 장비에 대한 평가가 이루어져야 한다. 특히 CT는 방사선치료 분야에서 널리 사용되는 영상 장비이며, 본 연구에서는 CT의 선량과 영상에 대한 평가를 실시하였다. 선량과 영상을 동시에 비교할 수 있도록 동일한 조건 하에서 평가를 실시하였다. 또한 몬테카를로 시뮬레이션 툴인 MCNPX를 이용한 선량과 영상 평가가 가능하다는 것을 확인하였다. 저 선량 CT 영상의 질을 향상시키기 위하여 MLEM기법을 이용한 반복적 영상재구성 기법을 구축하였다. 본 연구의 평가 방법을 통해 방사선 치료 분야에서의 환자 선량을 줄이는 것뿐만 아니라 산업 연구 분야에서의 영상 장비들의 총체적인 평가가 가능할 것이다.

중심단어: 선량감소, MLEM, 반복적 영상재구성, CT