

디지털 영상에서 화질관리에 관한 노출지수(EI)의 유용성 연구

양 숙*, 한재복*, 최남길*, 이성길†

*동신대학교 방사선학과, †광주보건대학교 방사선과

2012년 12월 24일 접수 / 2013년 1월 14일 1차 수정 / 2013년 1월 28일 2차 수정 / 2013년 1월 28일 채택

CR과 DR 장비에서 팬텀을 이용하여 선량과 노출지수(exposure index, EI)의 변화를 관찰하고 처리된 영상에서 NSR (noise to signal ratio)과 CNR (contrast to noise ratio)을 측정하여 디지털 시스템에서 방사선량을 최적화하기 위한 인자들 간의 상관관계를 알아보고자 하였다. EI와 입사표면선량(entrance surface dose, ESD)은 CR과 DR 장비에서 모두 주어진 선량의 증가에 따라 비례하여 증가하였다. 적정범위 내 EI 산출시 CR의 경우 DR 보다 더 많은 선량이 요구되었으나 두 시스템에서 모두 EI 지표는 노출인자인 kVp, mAs의 증가에 대해 선형으로 비례하여 증가하였다. 특히, 검출기 효율이 우수한 DR 시스템에서는 선량 변화에 대해 더 안정된 감도를 나타내었고, 최소의 선량증가에도 영상의 유용한 대조도를 형성하여 화질의 향상에 쉽게 도달할 수 있었다. 이는 검출기 흡수선량과 밀접한 관련이 있는 EI 지표의 정확성을 예측 가능하게 하였다. EI의 물리적 특징과 영상평가를 위한 NSR 측정은 DR 시스템에서 CR 보다 더 낮은 NSR이 나타났으며 CR에서는 6 mAs이상의 관전류에서는 관전압의 값에 따른 영향이 상대적으로 적었다. 본 연구 결론은 디지털 시스템 검출기의 흡수선량 측정의 지표인 EI는 노출인자와 선형비례관계에 있었고 EI가 제조사에서 제공한 범위 내에 존재할 때 그 EI 지표가 우수할수록 최적의 영상화질을 얻을 수 있었다. 또한 디지털 방사선 영상 기술에서 EI의 물리적 특징의 활용은 실제 임상에서 영상의 화질향상에 도움을 주고 검출기의 품질관리를 통하여 환자의 불필요한 피폭선량을 줄이는 데 많은 기여를 할 수 있을 것이다.

중심어: 노출지수, 잡음 대 신호비, 입사표면선량

1. 서론

의료영상에서 필름-증감지 시스템을 대체한 디지털 영상시스템은 영상의 질적 향상뿐만 아니라 환자의 피폭선량 절감이라는 괄목할 만한 장점을 가지고 급격한 변화를 이루어 내고 있다. 일반적으로 디지털 영상의 의미는 피사체를 통과한 후, 감약된 X선을 검출기가 원시데이터(raw data)인 아날로그 신호로 받아들이고 그것을 디지털 신호로 바꾸어 회색조(grey scale)를 가진 영상을 획득한다는 것이다. 디지털 시스템 장치는 크게 CR (computed radiography)와 DR (digital radiography)로 분류된다. 또한 이 시스템에서 중요한 부분을 차지하고 있는 검출기는 직접 또는 간접 평판형(direct or indirect plat panel detector)으로 분류된다. 두 방식 모두 컴퓨터 기술을 이용하여 영상을 획득한다는 공통점을 가지고 있지만 각 시스템은 데이터 수집방법과 처리과정에서 고유한 특성을 지니고 있다.

양자효율의 측면에서 직접 평판 검출기는 광자극 형광판(imaging photostimulated plate)이나 간접형과 비교하

여 고신호 검출효율을 나타낸다. 이러한 메카니즘은 영상의 화질에서 두드러지게 다른 결과를 산출하게 되고, 또한 영상의 진단에도 영향을 미치게 된다. 영상은 올바른 진단을 할 수 있도록 진단의 조건에 충분히 부합할 수 있게 획득되어야 하고, 이 고화질의 영상을 얻기 위해서는 신호와 관련된 우수한 공간분해능과 대조도 분해능이 요구된다.

방사선영상에서 신호는 인체를 투과한 투과방사선에 의해 만들어지고, 이것은 해부학적 구조의 형태학적 정보를 나타낸다. 그러나 이 방사선은 인체의 살아있는 세포에 유익하지 않는 영향을 미치므로 ALARA (as low as reasonably achievable) 원칙에 기인하여 다루어져야 할 필요성이 있다. 이에 선량의 최적화라는 방사선 한계에 관한 용어로서 국제방사선방호위원회(ICRP)에 의해 추천되는데, 최적화란 가능한 한 적은 방사선이 환자에 전달되고, 올바른 진단을 할 수 있는 적합한 영상을 얻는다는 것을 의미한다[1]. 그러나 임상에서 이러한 원칙을 고수하기에 어려움이 따르고, 여기에서 몇 가지 원인을 제안했다. 첫째, 촬영 후 각 개인 환자에게 제공되는 유효선량의 확인이 어렵다. 둘째, X선량 즉, 검출기로 들어오는 X선의 양은 디지털시스템에서 영상 획득을 위해 디지털 범위

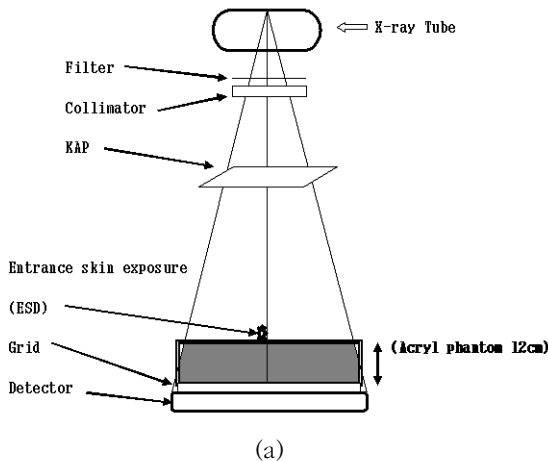
교신저자 : 최남길, cns723@hanmail.net
전남 나주시 건재로 185번지 동신대학교 방사선학과

로 바뀌어야 한다. 셋째, 이 모든 상황들이 안정성을 가지고 있어야 한다. 이러한 요건을 충족시키기 위한 시도로 디지털 장치에서는 사용자에게 노출지수와 같은 획득된 신호에 대한 유용한 정보를 제공하고 있다. 그러나 많은 DR 장비 제조업체에 따라 다른 선량범위와 알고리즘을 사용하고 있어 사용자들이 검출기가 받는 노출의 수치를 정확히 인식하는 데 혼돈을 느껴왔다. 그래서 최근 AAPM과 국제의학물리학회 공동 작업으로 EI 범위의 표준화 작업이 이루어졌고, The AAMP TG 116 report에서는 EI 지표의 방사선량률과 신호값 추정에 대한 원칙을 제시하고 있다. 즉, 이 지표가 정확한 환자의 유효선량을 의미하지는 않지만, 최소한 방사선사가 선량의 최적화를 인식할 수는 있는 기준이 될 수 있다는 것이다[2].

특히, 관전압(kVp)와 관전류량(mAs)과 같은 노출인자는 EI 값에 대한 변화에 관련하여 계속적으로 고려해야 한다. 그 이유는 관전압과 관전류량에 비례하여 흡수선량이 증가하고 이러한 요소들은 영상분해능에 또 다른 영향을 미치기 때문이다. 동일조건에서 고관전압은 환자의 선량을 감소시키나 검출기의 입사선량은 증가시키고 영상에서는 저 대조도를 형성한다. 예를 들면 흉부촬영에서 종격동에 영역의 대조도는 증가하지만 폐실질 부분의 대조도는 감소하는 것과 같다. 반면 관전류량은 직접적으로 유효선량과 관련이 있다. 하지만 디지털 영상은 처리과정에서 넓은 동적 배열을 가지고 있어 기존의 아날로그 시스템에서의 대조도 증강 제한으로부터 비교적 자유롭다 [3, 4].

이에 본 연구에서는 CR과 DR 장비에서 아크릴 팬텀과 흉부 팬텀을 이용하여 실험조건을 변화하는 과정에서 획득된 흡수선량과 EI를 분석하였다. 추가적인 방법으로는 변환된 영상에서 NSR, CNR을 측정하여 디지털 시스템에서 방사선량을 최적화하기 위한 인자들 간의 상관관계를 알아보려고 한다.

2. 실험 대상 및 방법



2.1 실험 대상 장비

본 실험에서는 서로 다른 특성을 가지고 있는 CR (computed radiography)과 DR (indirect digital radiography)장비를 이용하였다. CR의 실험장비는 모 종합병원에서 보유한 Agfa (compact plus Leverkusen, Germany) 시스템으로 카세트는 35×43 cm cassette with grid, 픽셀 매트릭스 크기는 2320×2826, 픽셀 크기는 150 μm , 해상력은 3 lp mm^{-1} 이며 검출기의 형태는 CsI-photodiode/ TFT detector storage phosphor를 사용하였다.

DR의 실험장비는 모 대학병원에서 보유한 siemens AXIOM aristos FX (Erlangen, Germany) 시스템으로 검출기 크기는 43×43 cm^2 , 픽셀 크기는 143 μm , 해상력은 3.5 lp mm^{-1} 이며 검출기의 형태는 cesium iodide flat detector-amorphous silicon을 사용하였다.

2.2 실험 방법

인체 흉부촬영과 동일한 검사조건으로 FFD는 180 cm로 고정하고 흉부 팬텀의 표면투과선량(2.5 μGy)을 기준으로 같은 선량값을 얻은 아크릴 팬텀 12 cm 두께를 산출하였다[5]. 입사표면선량은 선량계를 팬텀 위, 중심에 놓고 주어진 조건에 따라 5회 조사한 후 직접 측정된 값을 평균하여 산정하였다. SNR과 같은 물리적 데이터를 얻기 위해 아크릴 팬텀 위에 알루미늄 계단(15계단)을 중심으로 수평이 되게 해상력 차트 2개를 Fig. 1과 같이 위치하고 노출조건을 변화하였다. 실험조건은 흉부촬영시 노출조건을 기준으로 관전압과 관전류량을 단계별로 변화하여 검사하였다. 관전압은 80, 90, 100, 110, 120 kVp로 10 kVp씩 증가하였고, 관전류량은 0.5, 0.8, 1, 3, 5, 7, 9, 10, 12 mAs까지 9단계로 나누어 조사하였고, DR 장비에서는 장비의 특성상 상기 관전류의 근사치로 하였다. 저관전압 영역에서 정확한 신호비를 확인하기 위해 1 mAs 이하에서는 3 단계로 세분화하여 나누었다. 장비에 따라 달리 제공된 EI 값은 표준화 하지 않은 고유 수치를

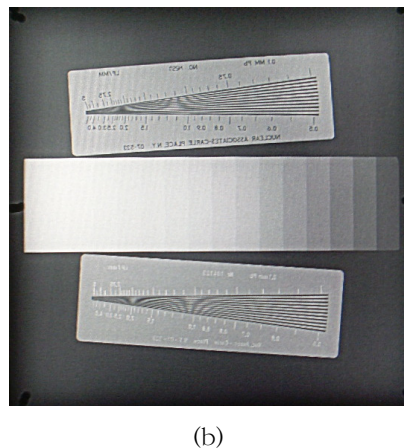


Fig. 1. Acryl phantom for this study (a) a side view of measurements of ESD (b) test objects for quantitative assessment of images to produce image signals

이용하였고, 그 명칭은 Agfa CR (LgM), Siemens DR (EXI)이다. 획득된 모든 영상은 chest 알고리즘을 적용하였고 장비의 workstation을 통해서 의료영상저장전송시스템(PACS)로 전송하였다.

2.3 영상 분석

PACS에 전송된 의료영상표준(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 3.0 파일을 윈도 우용 수치 해석 및 프로그래밍 환경을 제공하는 소프트웨어(Image J 1.46, National Institutes of Health (NIH), USA)를 사용하여 영상을 분석하였다. 영상에 대한 통계 처리는 SPSS for Windows 12.0 (statistical package for the social sciences, SPSS INC, Chicago, IL, U.S.A)을 이용하였다. 연속형 변수는 평균값±표준편차로, 비연속형 변수는 빈도 및 율(%)로 기술하였다. 대상비교는 Spearman's rho 분석법을 통해 변수간의 연관성을 평가하였고 통계적 유의수준은 p<0.05 하였다(6,7).

2.4 평가 방법

본 연구에서 화질 평가는 NSR과 CNR 지표를 이용하였다. 영상 평가를 위한 지표를 알아보기 위해 Image J 프로그램을 이용하여 신호를 수치적으로 획득하고 시각적 정보를 나타내는 히스토그램(histogram)을 작성하여 확인하였다.

NSR은 영상에서 조작자가 관심영역(ROI)을 정하고 신호의 양적측정 지표인 평균 화소 값(mean pixel value, MPV)과 평균 화소 표준편차(mean pixel value standard deviation, PVSD)를 계산하였다. 즉, 알루미늄 계단과 영상의 배경에 일정한 ROI를 선택하여 MPV와 PVSD를 얻고, 이들의 비를 NSR의 지표로 산출하였고 CNR은 영상의 화질을 확인하기 위한 방법으로 아래의 식을 이용하여 계산하였다(8).

$$CNR = \frac{(\mu A - \mu B)}{\sigma BG} \dots\dots\dots (1)$$

$\mu A, \mu B$ 는 물체의 다른 영역에서 지정된 ROI의 평균 화소의 값이고, 대조도의 측정은 물체와 물체 밖 배경의 X선 강도차로 산출되었다. CNR은 15계단 알루미늄을 이

용하였고, 그 결과는 Step에서 얻어진 각 CNR의 MPV와 PVSD로 계산되었다.

입사표면선량(Entrance Surface Doses: ESDs)은 노출 조건에 따른 변화된 값을 선량계(Piranha, RTI Electronics, Inc., SWEDEN)에 측정된 값으로 분석하였다.

3. 결과

3.1 CR과 DR 시스템에서 EI와 ESD의 결과

CR과 DR 시스템에서 아크릴 팬텀과 흉부 팬텀을 이용하여 촬영한 EI와 ESD의 결과를 나타내고 있다(Fig. 2). 두 개의 다른 시스템에서 ESD가 증가할수록 EI는 선형으로 비례하여 증가하였다. CR 시스템의 경우, EI는 LgM (Agfa) 0.8~1.78(아크릴 팬텀), 1.0~1.7(흉부팬텀)로 적정 화질을 유지하는데 유용한 범위 내에 존재했고, 측정된 ESD는 0.151~0.489 mGy로 증가했다. DR 시스템의 경우도 마찬가지로 EI (EXI, Zimens) 100~2000의 범위에서 두 종류 팬텀에서 0.083~0.313으로 증가된 ESD 값을 나타내었다. DR 시스템에서 아크릴 팬텀 촬영시 0.277mGy에서 EI는 소폭 감소후 다시 증가하는 값을 나타내었지만, 전반적으로 ESD는 CR과 DR 시스템 모두 EI와 비례하여 증가하였다. 이는 DR 시스템에서 EI를 제공하는 프로세싱 과정에서 검출기의 반응 정도 차이의 값으로 유추할 수 있었다. 또한, DR 시스템에서 최소 0.083 mGy의 흡수선량에서 EI 값은 영상의 적정화질을 나타내는 유효 기준범위에 포함되었고, CR에서는 거의 두 배 정도 높은 0.151 mGy 흡수선량에서 측정되었다. 결과적으로 각각 두 시스템에서 EI 값은 유효기준범위 내에서 ESD의 증가에 따라 두 가지 팬텀 모두에서 선형적으로 비례하여 증가하였고, CR 장비의 경우 적정 EI 범위를 산출하는데 DR보다 더 많은 흡수선량이 필요하였다.

또한, 각 다른 mAs의 촬영조건에서 EI 수치를 산출하였다(Fig. 3). CR과 DR 시스템에서 아크릴 팬텀과 인체 흉부 팬텀을 놓고 오차를 최소화하기 위해 3회 반복 촬영한 결과 EI는 mAs 증가에 따라 비례하여 증가하였다. CR 시스템의 경우, DR 시스템보다 각 단계별 증가하는 변동 폭이 크고, 실험오차가 발생했던 것이 실험의 제한적 요소로 나타났다. 이에 DR 시스템에서 EI 지표는 ESD와

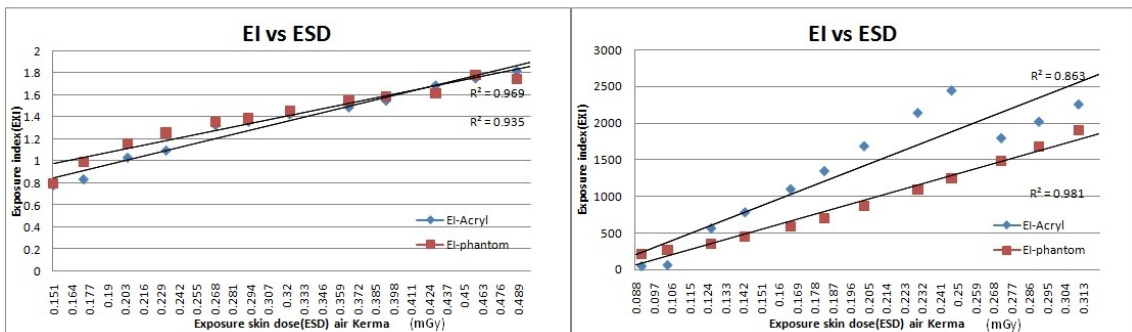


Fig. 2. The exposure index and entrance surface dose of CR and DR system at acryl and chest phantom respectively.

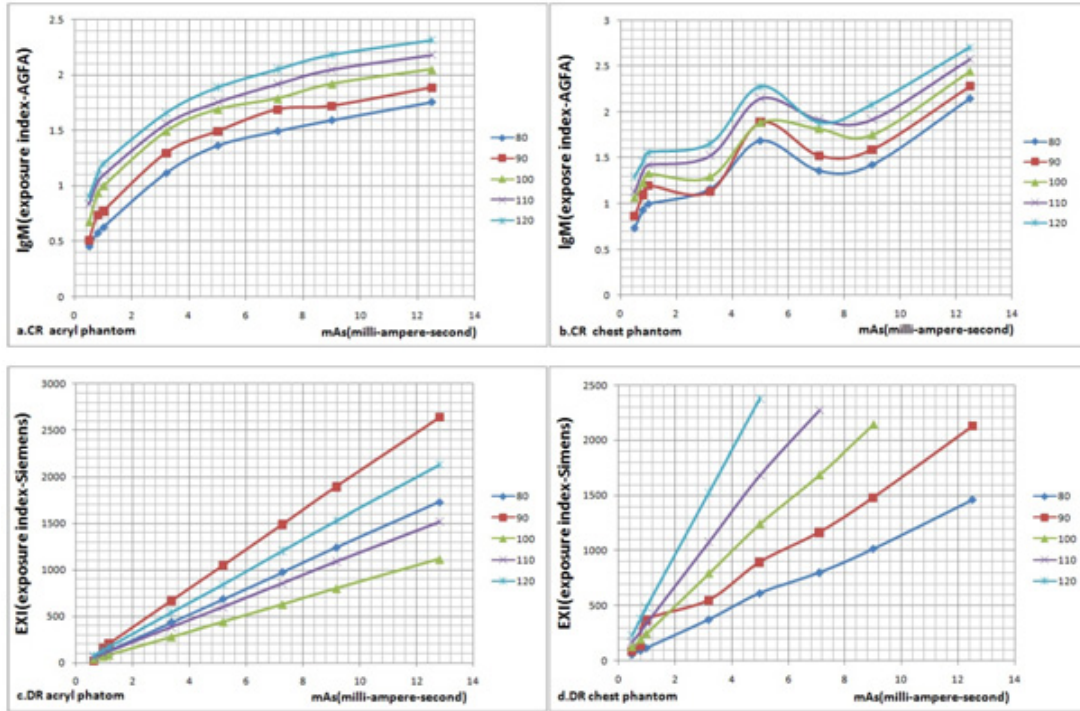


Fig. 3. Exposure index measured with change in mAs.

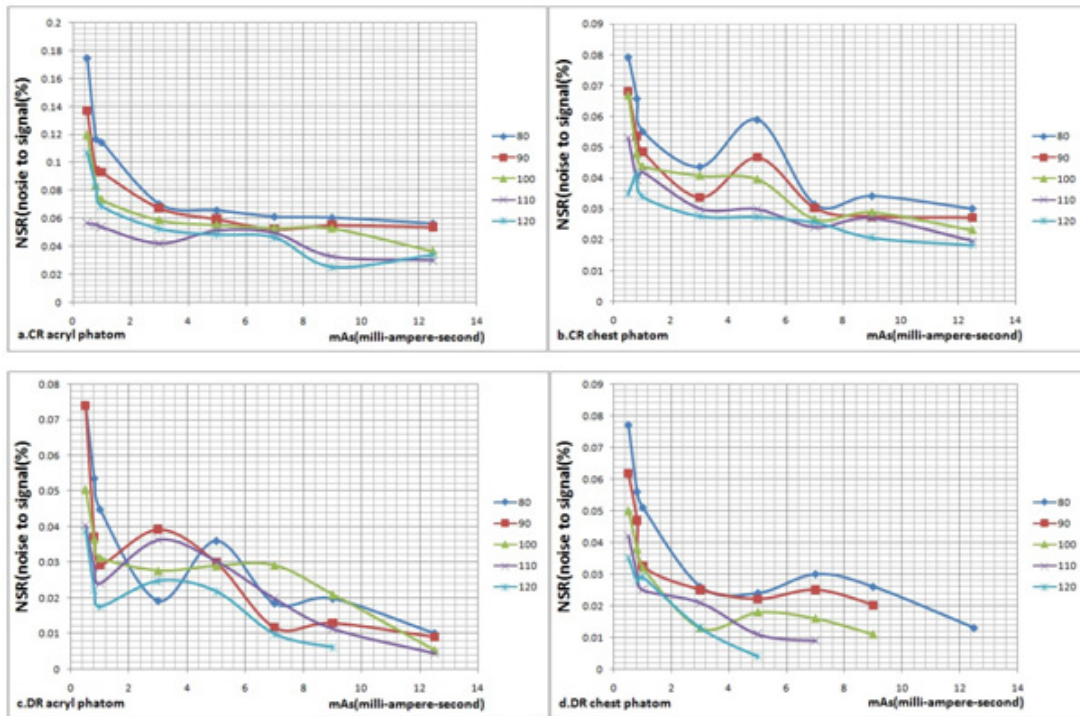


Fig. 4. The characteristics of NSR as radiation dose increase at CR and DR images on DICOM format.

mAs의 변화에 대해 더 안정적으로 반응하였고 마찬가지로 CR 시스템 역시 변수에 따른 EI의 경향은 DR과 마찬가지로 증가하는 추세를 보였다.

3.2 CR과 DR 시스템에서 DICOM 영상의 NSR 특성에 대한 결과

CR과 DR 시스템에서 아크릴 팬텀과 흉부 팬텀을 이용

하여 선량 증가에 따른 DICOM 영상의 NSR 특성에 기인한 화질의 결과를 나타내고 있다(Fig. 4). NSR 특성 실험은 노출조건이 영상의 화질에 얼마나 영향을 미치는지에 대해 파악할 수 있는데, 노출조건과 화질의 관계에서 괄목할만한 결과를 얻는다면 EI 값은 화질관리의 중요한 참고 지표로 사용할 수 있고 선량최적화를 이끌어 내는 역할을 할 수 있기 때문이다[9].

Table 1. The Statistical Values(Spearman's rho) Based on the Data of Fig. 5.

CR	mAs								DR	mAs							
	0.5	0.8	1	3	5	7	9	12.5		0.6	0.9	1.2	3	5	7.1	9	12.9
KVp correlation coefficient	.800	.800	.700	.700	-.100	.10	-.100	-.700	KVp correlation coefficient	.900*	.900*	.900*	.800	.900*	.900	.667	.500
Sig(2-tailed)	.104	.104	.188	.188	.873	.873	.873	.188	Sig(2-tailed)	.037	.037	.037	.104	.037	.037	.221	.667
N	5	5	5	5	5	5	5	5	N	5	5	5	5	5	5	5	5

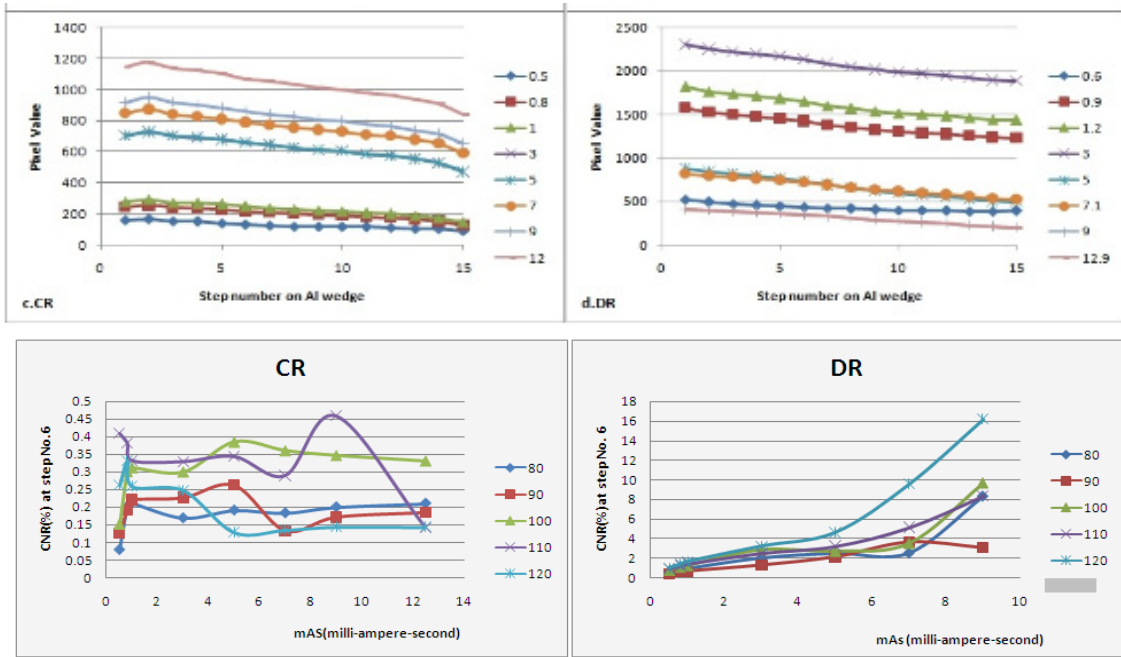


Fig. 5. Comparison of the CNR at CR and DR system.

Table 2. CNR Measured at Al Step Wedge.

kVp	CR mAs								kVp	DR mAs									
	0.5	0.8	1	3	5	7	9	12.5		0.6	0.9	1.2	3	5	7.1	9	12.9		
80	MV	0.282	0.328	0.334	0.488	0.406	0.401	0.400	0.391	80	MV	0.702	0.950	1.089	1.982	2.524	1.571	6.861	12.96
	SD	0.241	0.186	0.178	0.287	0.240	0.229	2.159	0.222		SD	0.359	0.360	0.394	0.535	0.679	0.443	1.930	6.059
90	MV	0.306	0.317	0.336	0.333	0.345	0.399	0.338	0.389	90	MV	0.310	0.398	0.465	0.898	1.510	2.804	3.202	
	SD	0.164	0.178	0.179	0.194	0.186	0.246	0.219	0.209		SD	0.131	0.126	0.134	0.230	0.408	1.019	1.785	
100	MV	0.336	0.364	0.334	0.352	0.364	0.315	0.341	0.285	100	MV	0.553	0.821	0.932	2.219	2.160	2.728	7.366	8.538
	SD	0.206	0.204	0.176	0.167	0.184	0.199	0.134	0.108		SD	0.333	0.406	0.451	0.736	0.655	0.772	1.965	2.392
110	MV	0.412	0.382	0.334	0.402	0.299	0.387	0.404	0.418	110	MV	0.702	0.950	1.089	1.982	2.524	4.009	6.861	12.96
	SD	0.228	0.185	0.183	0.215	0.154	0.209	0.304	0.218		SD	0.359	0.437	0.483	0.615	0.729	1.042	1.877	5.832
120	MV	0.390	0.341	0.349	0.558	0.369	0.371	0.390	0.429	120	MV	0.800	1.088	1.302	2.581	3.673	7.515	11.53	
	SD	0.168	0.203	0.236	0.729	1.177	0.235	0.291	0.429		SD	0.363	0.464	0.513	0.805	0.962	2.372	5.134	

실험 결과에서 화질에 영향을 미치는 고관전압과 고선량은 Fig. 4에서 보는 것처럼 모든 조건에서 낮은 NSR을 보이고 있다. 아크릴 팬텀 실험의 경우, DR 시스템은 약 0.004~0.074의 낮은 NSR로 높은 신호 검출 효율을 나타내었고, CR 시스템에서는 0.057과 0.178을 나타내었다. 낮은 NSR은 다른 말로 높은 SNR을 의미한다. 즉, 신호회

득의 기준에서 낮은 NSR은 우수한 화질의 영상이라 할 수 있다(Table 1) (P<0.05). 이러한 결과로 선량조건은 영상의 화질에 중요한 인자이고 특히 DR 시스템의 검출기는 선량조건에 더 의존도가 높다는 것을 알 수 있었다.

3.3 CR과 DR 시스템에서 CNR과 ESD의 관계

CNR을 계산하기 위한 방법으로 CR과 DR 시스템에서 알루미늄 계단을 사용하여 촬영을 한 후, 5개의 ROI를 영상의 배경에 설정하여 신호값을 산출하였다. 이들 간의 표준편차는 동일한 노이즈 값으로 나누어 구하였다 (Table 2). 또한 알루미늄의 각 스텝의 농도를 산출하고, 계단 간의 농도차를 그래프로 나타내었다(Fig. 5). 먼저 알루미늄 계단의 픽셀 값은 CR과 DR 시스템에서 kVp, mAs가 증가할 때 그 수치도 일정한 간격을 가지고 증가하였으나, 알루미늄 1~15단계의 각 단계별 pixel value는 거의 일직선상으로 일정하였다. 6번째 계단을 표본으로 하여 비교했을 때, CR의 경우 CNR은 그래프의 형태는 큰 변동폭이 나타난 것으로 보이나 실제 수치는 0.07~0.47의 범위 내에서 존재하였고, 표준편차는 낮게 나타났다. 반면, DR은 mAs가 증가할수록 대조도-잡음비는 점차적으로 큰 증가폭을 보였고, 그 범위는 특히 120 kVp에서 0.8에서 16까지 큰 폭으로 증가하였다.

4. 고찰

미국의학물리협회(american association of physicists in medicine, AAPM) 레포트 116번에 의하면[10], 검출기의 디자인을 고려하지 않은 경우에 있어 모든 DR 시스템의 제조업자들은 방사선 영상을 형성하는 실제 검출기에 입사되는 흡수선량(air Kerma, μGy)의 지표를 제공하고 이를 대표적으로 EI 라고 명명한다. 실제로 각 장비회사들은 서로 다른 이름을 가진 EI 정보들을 workstation에서 쉽게 확인할 수 있도록 제공하고 있고 각각의 명칭들은 다음과 같다.

EI는 검출기에 측정된 노출에 관해 직접 장비를 접하는 기술자들과의 피드백을 교환하기 위한 실제적인 방법으로서 이는 검출기에 측정된 노출을 영상의 신호 대 잡음비로 나타내는 대체물로서의 디지털 영상 화질의 간접적 지표를 나타낸다[11]. 우선적으로 촬영자는 방사선 검사에서 환자에 대한 최소의 선량으로 최적의 화질을 가진 영상을 얻기 위한 노출조건을 선택해야 한다. 그러나 실제로 임상에서는 매 촬영시마다 방사선의 흡수 선량치를 측정할 수 없고 수동노출(Manual)보다는 자동노출장치(AEC)의 사용을 선호하기 때문에 최적 조사선량의 설정

과 선량증가에 따른 흡수선량 변화에 관한 사항을 정확히 인지하고 있어야 한다. 이러한 이유로, EI는 촬영 시 예측 가능한 문제들을 확인할 수 있는 우수한 지표이다. 만약 EI 지표가 선량에 대해 일정한 규칙을 가지고 있다면 종사자의 환자에 대한 선량관리를 좀 더 용이하게 할 수 있을 것이다. CR과 DR 시스템에서 EI와 ESD의 결과에서 장비의 특성상 DR 시스템에서 검출기의 우수한 효율성으로 CR 시스템보다 더 일정한 감도를 나타내었고, 두 시스템에서 모두 EI 지표는 노출인자인 kVp, mAs의 증가에 대해 선형으로 비례하여 증가하였다. 즉, 선량이 증가할수록 검출기에서 받아들이는 신호량이 증가하고 EI는 이러한 사실을 정확히 반영하고 있다는 것을 의미한다. 하지만 노출인자에 대해 EI 값이 무한 비례한다는 의미는 아니다. 즉, 선량이 역치값을 벗어났을 경우, 노출인자의 증가에도 불구하고 EI는 일정한 수치를 유지하거나 각 사용하고 있는 검출기의 효율성에 따라 반응성이 달라진다.

화질에 있어서 적정화질을 형성하는 EI의 범위 내에서 ESD는 DR 시스템보다 CR 시스템에서 훨씬 높게 나타났다. 그러나 모니터에서 관찰된 영상의 분해능과 대조도는 DR 시스템의 경우 우수한 질적 영상을 얻을 수 있었다. SNR은 DR에서 중요한 인자이고 영상의 화질은 높은 SNR에 비례하여 향상된다. 또한 X선의 저선량에 다양한 변수, 형광체, 그리고 DR 시스템의 전자적 요소에서 발생하는 양자노이즈는 SNR을 감소시킨다. CR이나 DR 시스템은 모두 검출기에서 선량률에 의존한다. 신호차 즉 대조도는 에너지와 영상화된 물체의 물리적 특성에 기인하고 디지털 영상에서 관찰자의 목적에 따라 영상의 회색조를 감소시키거나 증강시키는 것은 매우 쉬운 일이다. 이것은 대조도 조절 과정으로 윈도우의 폭과 윈도우의 높이를 이용하거나 필터 알고리즘을 사용하여 화질을 쉽게 변화할 수 있다. 그러나 SNR이 높더라도 다른 조직과 조직을 구별할 수 있는 CNR이 충분히 높지 않다면 우수한 화질의 영상을 획득하는데 실패할 것이다. 즉, 본래부터 원시 데이터나 측정된 신호값들 사이의 차가 존재하지 않는다면 각 물체의 조직 간의 대조도가 형성되지 않고 대조도를 증강시키는 방법 또한 어렵기 때문이다[12]. 이러한 이유로 방사선 종사자들은 관전압과 관전류량과 같은 다양한 관련 인자들을 고려해야 한다. 고관전압은 ESD를 감소시키고 저대조도를 형성하기 때문에 적절한 관전압과 관전류량 간의 균형은 매우 중요하다[13].

Table 3. The EI "Currencies".

	Name	Symbol	Range(type)	Value@2.5 μGy
Agfa(CR)	Logarithmic median	LgM	1.6-2.2	Depens on selected speed
Cannon(DR)	Reached Exposure	REX	N.A.	Depends on processing
Fuji(CR)	Sensitivity	S	200-800	200
Philips(DR)	Exposure Index	EI	200-800	400
Kodak(CR)	Exposure Index	EI	1300-1800	1500
Siemens(DR)	Exposure Index	EXI	200-800	380

* Philips Medical systems, 2009에서 발췌하였음

본 실험에서 EI 실험결과를 보면 EI 지표는 디지털 시스템에서 ESD 뿐만 아니라 kVp와 mAs에 의존적으로 반응하고 있다는 사실을 발견하였다. 특히 양자검출효율(detective quantum efficiencies)이 높은 DR 시스템의 경우 노출조건은 검출기 내의 각 pixel 신호값의 반응성(sensitivity)에 작용하여 큰 변동폭의 신호의 증감을 만들어 낸다는 사실을 실험의 그래프를 통해 확인할 수 있었다. 반면 CR은 형광판(image plate)의 특성상 노출조건에 쉽게 영향을 받지만 그 증감폭이 크지 않았고 안정성을 유지하고 있었다. 즉, 다른 의미로 DR 검출기는 최소의 선량증가에도 영상의 유용한 대조도를 형성하여 화질의 향상에 쉽게 도달할 수 있고, 검출기 흡수선량과 밀접한 관련이 있는 EI 지표의 더 정확성을 예측 가능하게 하였다[14].

NSR은 영상에서 신호의 양적인 측면을 파악할 수 있는 아주 유용한 지표로써 영상에서 조작자가 정한 관심영역(ROI) 내에서 MPV와 평균 화소의 표준편차(mean pixel value standard deviation, PVSD)로 계산할 수 있다. 본 실험에서 NSR은 고관전압과 고선량에서 낮게 나타났다. 즉 영상을 형성하는 유용한 정보인 신호가 잡음보다 많이 함유되어 있고 이는 우수한 영상화질을 제공한다. 특히, DR 시스템에서 CR보다 거의 1/10의 낮은 NSR을 나타냈고, 이는 높은 신호검출효율을 의미한다. 그 결과는 같은 디지털 시스템을 운영하지만 CR에서 사용하는 형광판의 특성과 비교하여 더 정밀하고 민감한 DR 검출기 특성을 나타내고 있음을 확인할 수 있었다.

또한, DR 시스템에서 최소 0.083 mGy의 흡수선량에서 EI 값은 영상의 적정화질을 나타내는 유효기준범위에 포함되었고, CR에서는 거의 두 배 정도 높은 0.151 mGy 흡수선량에서 측정되었다.

5. 결론

디지털 시스템에서 선량을 생성하는 주요장치로 AEC를 널리 이용하고 있고 영상 획득 후 후처리를 통해 대조도 조절이 가능한 것이 특징이다. 그러나 실제 노출된 선량의 정확한 수치를 파악하기 위해서는 한계가 있다. 이에 디지털 장비 제조업체들은 EI라는 검출기가 받아들이는 조사선량에 대한 정보를 제공하고 있다. 본 연구를 통해 확인된 EI 지수는 관전압(kVp)과 관전류량(mAs)과 같은 노출인자의 변화, 영상 분석의 CNR과의 관계에서 서로 안정적인 비례상관관계를 나타내었고, 이는 실제 검사에서 방사선 종사자에게 선량 최적화의 기준으로서 EI 지표에 대한 신뢰성을 제공한다. 종사자는 장비별 프로그램 입력된 기준 감도를 기준으로 적정 EI 범위의 정보를 파악하고, 촬영실 내 조작콘솔에서 촬영 후 EI 수치가 유효적정범위 안에 포함된 것을 확인할 수 있다. 또한 AEC의 의존도를 낮추고 유효 EI 범위 내에 도달할 수 있는 최소 노출조건을 이용함으로써 불필요한 피폭을 감소시키고 우수한 화질의 영상을 획득할 수 있을 것이다. 결과적으로 디지털 방사선 영상 기술에서 EI의 지속적인 활용과

감시는 영상의 화질을 향상시키고 검출기의 품질관리를 하며 환자의 불필요한 피폭선량을 줄이는 데 많은 기여를 할 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 2012년도 동신대학교 교내학술연구비의 지원을 받아 수행함.

참고문헌

1. Vassileva J. A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography. *Brit. J. Radiol.* 2002;75:837-842.
2. Neitzel U. The exposure index and its standardization, PHILIPS, 2006.
3. Busch HP, Faulkner K. Image quality and dose management in digital radiography: A new paradigm for optimisation. *Radiat. Prot. Dosim.* 2005;117:143-147.
4. Kotter E, Langer M. Digital radiography with large-area flat-panel detectors. *Eur. Radiol.* 2002; 12:2562-2570.
5. Lyra ME, Kordolaimi SD, Salvara AN. Presentation of digital radiographic systems and the quality control procedures that currently followed by various organizations worldwide. *Recent Patents on Medical Imaging.* 2006;2:5-21.
6. Samei E, Ranger NT, Mackenzie A, Honey ID, Ravin CE. Effective DQE(eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology. *Med. Phys.* 2009;36:3801-3816.
7. Shepard SJ, Flynn M. Calculation of the exposure index, American association of physicists in medicine, 2008:1-46.
8. Bourne R. Fundamentals of digital imaging in medicine, Springer, 2009:87-134.
9. Lee SC, Wang JN, Liu SC, Jiang SH. Evaluation of dose-image-quality optimization in digital chest radiography. *Nucl. Instrum. Math. A.* 2007:544-547.
10. Shepard SJ, Wang J, Flynn M, Krugh K, Peck D, Samei E, Willis CE. An exposure indicator for digital radiography. *AAPM.* 2009;116:1-30.
11. J. Anthony Seibert, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatr. Radiol.* 2011;41: 573-581.
12. Uffmann M, Cornelia S. Digital radiography: balance between image quality and required radiation dose. *Eur. J. Radiol.* 2009;72:202-208.
13. Fizik J. Correlation between objective and subjective image quality measures of medical radiographs. *Jabatan Fizik UTM.* 2003;9:30-37.

14. Cohen MD, Cooper ML, Piersall K, Apgar BK. Quality assurance: using the exposure index and the deviation index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates. *Pediatr. Radiol.* 2011;41:592-601.

The Review of Exposure Index in Digital Radiography and Image Quality

Sook Yang*, Jae Bok Han*, Nam Gil Choi*, and Seong Gil Lee†

*Dept. of Radiology, Dongshin university, †Dept. of Radiation Technology Gwangju Health University.

Abstract - The aim of this study was to determine the correlation between exposure index (EI) and dose factors related to radiation dose optimization in digital radiography (DR) system. Two phantoms with built-in regional test object for quantitative assessment of images were used to produce image signals that acquired in chest radiography background. EI and entrance surface dose (ESD) increased proportionally with rise of radiation dose (kVp, mAs) in both DR and CR systems. Especially, DR detector was effective to form good contrast and hence, reached easily to improvement of image quality with minimal dose changes. It made operators possible to expect the accuracy of EI values deeply related to absorbed dose of the detector. The evaluation of images was obtained specially employed calculation of noise to signal ratio (NSR) and contrast to noise ratio (CNR). These measurements were performed for how exposure factors affect image quality. NSR was inversely proportional to kVp and mAs and low NSR represented high signal detection efficiency. Consequently, EI values was the measure of the amount of exposure received by the image receptor and it was proportional to exposure factors. Therefore the EI in a recommended range from manufacturer can offer optimal image quality. Also, continuous monitoring of EI values in the digital radiography can reduce the unnecessary patient dose and help the quality control of the system.

Keywords : Exposure index, Noise signal ratio, Entrance surface dose