

디지털 흉부영상에서 자동노출제어 및 감도변화를 이용한 영상품질의 정량적인 평가

Quantitative Evaluation of Image Quality using Automatic Exposure Control & Sensitivity in the Digital Chest Image

이진수*, 고성진**, 강세식**, 김정훈**, 김동현**, 김창수**

부산가톨릭대학교 대학원 방사선학과*, 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과**

Jin-Soo Lee(sonojinsoo@naver.com)*, Seong-Jin Ko(sjko@cup.ac.kr)**,
Se-Sik Kang(sskang@cup.ac.kr)** , Jung-Hoon Kim(donald@cup.ac.kr)** ,
Dong-Hyun Kim(dhkim@cup.ac.kr)** , Changsoo Kim(cszzim@cup.ac.kr)**

요약

자동노출제어장치를 사용하는 흉부 후전 검사는 이온전리조의 선택에 따라 환자가 받는 피폭선량이 달라진다. 본 논문에서는 자동노출제어장치의 이온전리조의 선택에 따른 최적의 진단 영상을 획득하면서 피폭선량을 최소화하는 방안에 대해 연구하였다. 실험방법은 흉부 후전 검사와 동일한 조건으로 자동노출제어 장치의 이온전리조 선택과 감도변화에 따라 실험하였다. 이온전리조의 상단 2개, 하단 1개의 센서를 on/off 선택에 따라 7가지의 경우로 나누어 각각 5회씩 측정하여 평균값을 구하고 피폭선량을 산출하였다. 영상평가는 변조전달함수, 최대신호 대 잡음비, 평균제곱근, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비, 평균대표준편차비를 각각 측정하여 평가를 시행하였다. 실험결과 피폭선량 평가에서 이온전리조 상단 2개를 선택한 경우가 다른 조합에 비해 가장 낮은 선량을 나타내었고, 해상력 평가결과로는 감도 625(High)에서 상단2개를 선택한 영상이 두 번째로 높은 공간주파수 1.343 lp/mm를 나타내었다. 상단 2개를 선택한 영상의 평균제곱근 결과값이 두 번째로 낮게 나타났으며, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비, 평균 대 표준편차비는 두 번째로 높은 결과값을 나타내었다. 그리고 감도가 증가함에 따라 피폭선량은 감소하였으며, 영상품질 측면에서도 보다 우수한 영상을 얻을 수 있었다. 따라서 피폭선량을 최소화하고, 최적의 의료 영상을 얻기 위해서는 감도 625(High)에서 이온전리조 상단 2개를 선택하는 것이 임상적으로 유용할 것으로 사료된다.

■ 중심어 : | 자동노출제어장치 | 감도 | 영상평가 | 피폭선량 |

Abstract

The patient radiation dose is different depending on selection of Ion chamber when taking Chest PA which using AEC. In this paper, we studied acquiring the best diagnostic images according to selection of Ion chamber on AEC mode as well as minimizing patient radiation dose. Experimental methods were selection of Ion chamber and change of sensitivity under the same conditions as Chest PA projection. At AEC mode, two upper ion chambers sensors and one lower ion chamber sensor were divided into 7 cases according to selection of on/off. after measuring five times respectively, we obtained average value and calculated exposure dose. Image assessment was done with measured Modulation Transfer Function, Peak Signal to Noise Ratio, Root Mean Square, Signal to Noise Ratio, Contrast to Noise Ratio, Mean to Standard deviation Ratio respectively. In exposure assessment results, selection of two upper chambers was the lowest. In resolution assessment results, image of two upper chambers had the second high spatial frequency at sensitivity at 625(High) was 1.343 lp/mm. RMS value of image selecting two upper chambers was low secondly. SNR, CNR, MSR were the high value secondly. As the sensitivity was increased, radiation dose was decreased but better image could be obtained on image quality. In order to obtain the best medical images while minimizing the dose, usage of two upper ion chambers is considered to be clinically useful at sensitivity 625(High).

■ keyword : | Auto Exposure Control | Sensitivity | Image Quality | Exposure Dose |

I. 서론

방사선이 발견되고 환자 병변의 진단과 치료에 이용됨으로써 현대 의료분야에 크게 기여하고 있으며, 의료분야에서 더 이상 없어서는 안 될 중요한 위치에 있다고 할 수 있다. 하지만, 이러한 장점에도 불구하고 방사선은 인체에 유해한 영향을 끼칠 수 있는 위험성을 가지고 있으므로 방사선 위해에 대한 요소를 최소화해야 할 의무를 가지고 있다.

진료 시 받는 피폭은 선량한도의 적용대상에서 제외된다. 그 이유는 의료피폭은 관리가 가능하지만, 의료 목적으로 방사선의 사용이 최선이라는 판단이 정당화되고 있으며, 피폭으로 인한 이득이 환자 자신에게 돌아오기 때문이다. 모든 의료피폭은 직무피폭과 마찬가지로 정당화되어야 하며, 최적화의 원칙에 따라 ALARA(As Low As Reasonably Achievable)를 확보하여야 한다. ALARA라 함은 정당화의 원칙과 관련하여 개인의 방사선피폭, 피폭자의 수, 개인 및 집단의 잠재적 피폭 가능성은 경제적, 사회적 인자들을 고려하여 합리적으로 달성할 수 있는 한 낮게 유지되어야 한다는 것이다[1].

흉부 후전검사(Chest PA projection)는 외래환자와 병동환자를 아울러 그 검사의 빈도가 높고, 건강검진 시에는 기본적으로 시행하는 검사이기 때문에 개인의 연간누적선량과 관계가 깊다고 할 수 있다[2]. 방사선 촬영 시 피폭의 최적화를 위해 국제원자력기관(International Atomic Energy Agency, IAEA) 등 여러 기관에서 적절한 피폭선량을 제시하는 선량 구속값이 있다[3][4]. 이러한 선량 구속값은 새로운 국가나 지역에 따라 다를 수 있다. 예를 들면, IAEA는 Chest PA 검사 시 입사표면선량의 경우 개발도상국에서부터 선진국에 걸쳐 모두 0.4 mGy를 적용하고 있지만 미국물리 의학자연합(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)에서는 0.25 mGy를 일본에서는 0.3 mGy를 적용하고 있다[5][6]. 그러나 IAEA에서 권고하는 가이드라인은 유럽인을 기준으로 하였기 때문에 우리나라 사람에게는 적합하지 않을 수 있다. 또한 우리나라 자체의 기준이 마련되어 있지 않은 실정이다. 확

실한 규정이 없기 때문에 검사에 따라 환자의 피폭선량이 상당할 것으로 보인다[7][8].

방사선 검사의 목적으로 최소의 선량을 이용하여 고품질의 영상품질과 진단에 필요한 결과를 얻어야 한다. 최첨단 과학 발전에 따른 방사선 의료기기의 발전으로 이를 충족시킬 수 있는 장치를 개발하게 되었는데 이를 자동노출제어장치(Automatic Exposure Control, AEC)라 한다. AEC는 3개의 이온전리조(Ion chamber)를 이용하여 영상의 농도에 필요한 적절한 방사선량이 자동으로 조사될 수 있도록 해주는 제어장치이다[9].

이에 본 연구에서는 디지털 방사선시스템의 Chest PA 영상에서 AEC 선택모드 및 감도의 변화에 따른 피폭선량 차이를 조사하고자 한다[10]. 그리고 AEC 조합에 따른 영상에서 시각화에 의한 주관적 영상 평가를 배제하고 정량적인 평가 방법[11]을 통해 AEC를 이용한 Chest PA 검사에서의 보다 적합한 방법을 제안하고자 한다. 정량적인 화질 평가를 위해 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF), 최대신호 대 잡음비(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR), 제곱평균 제곱근(Root Mean Square, RMS), 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR), 대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR), 평균 대 표준편차비(Mean to Standard deviation Ratio, MSR)를 측정하여 영상평가를 하며, 위의 결과로부터 환자의 최소 피폭선량으로 진단에 맞는 최적의 영상을 얻을 수 있는 방안에 대해 알아보하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 실험재료

Chest PA 검사에서 AEC 선택모드와 감도에 따른 피폭선량 및 영상품질 평가를 위해 사용된 실험재료는 디지털 방사선 장비(Innovision-SH, SHIMADZU, Japan), 팬텀(RS-111 Rrandom phantom, Alderson Research Laboratories Inc, USA), 해상력 차트(Line Group Pattern Type 81, IBA dosimetry, Germany), 선량 측정기(Model 20X5-60, Radical Cor. USA)를 사용하였으며,

영상평가는 영상분석프로그램(Image J Ver. 1.46r, National Institutes of Health, USA)을 이용하였다.

2. 선량평가

AEC 선택모드에 따른 피폭선량을 평가하기 위해 흉부 팬텀을 Chest PA검사와 같은 자세로 검출기(detector) 앞에 위치시킨다. FFD 180 cm, Field size 17"× 17"로 하고 T6 높이에 선속 중심을 맞춘 후 125 kV, 320 mA, 90 msec조건으로 Chest PA검사와 동일 조건으로 조사하였다.

AEC 모드의 센서는 상단 2개, 하단 1개 구성되어 있는데[Fig. 1], AEC 선택모드는 다음과 같이 7가지의 경우로 나누었다. 좌상단 1개(A), 우상단 1개(B), 하단 1개(C), 상단 2개(AB), 좌상단 1개와 하단 1개(AC), 우상단 1개와 하단 1개(BC), 전체 3개(ABC)를 선택한 경우로 총 7가지 모드로 구분하며[12], 감도는 100 (Low), 160 (Middle), 625 (High) 로 3가지의 경우로 실험하였다. 선량측정 방법은 팬텀의 중심 입사선이 입사하는 곳에 Ion chamber를 위치시킨 후 각각 5회씩 촬영하여 선량의 평균값을 산출하였다.

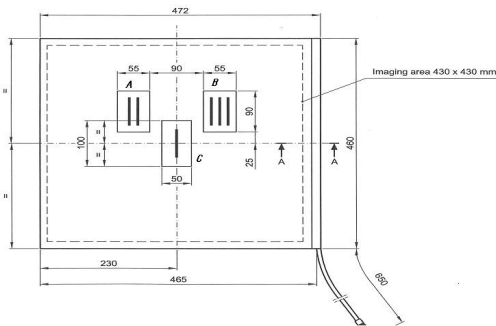


Fig. 1. Dimensions of Ion Chamber

3. 영상평가

영상 평가는 MTF, PSNR, RMS, SNR, CNR, MSR를 측정하여 결과를 비교 및 분석하였다. 또한 Image J이 용하여 각 감도별로 AEC 모드에 따른 영상을 각각 다음의 평가 방법으로 시행하였다.

영상의 화질을 평가하는 정량적인 지표의 하나는 공

간해상도이며 공간해상도 평가에는 변조전달함수 (Modulation Transfer Function, MTF)가 보편적으로 사용된다. 변조전달함수는 영상시스템의 주파수 응답 (frequency response)특성을 나타내는 것으로 식(1)과 같이 임의의 공간주파수 f 에 대해 피사체대조도에 대한 영상대조도의 비를 공간주파수 0에 대한 MTF로써 일반화(normalization)로 정의된다[13][14]. 본 실험은 사각파응답함수(SWRF)의 구형파형 차트 방법 (rectangular chart method)을 이용하여 공간주파수의 해상력 값을 측정하였다. 실험방법은 검출기의 중앙에 해상력 차트를 위치시키고, Chest PA검사와 동일 조건으로 X선을 조사하였다. Ion chamber의 선택과 감도 변화에 따라 각 2회씩 조사하여 DICOM 파일을 획득하였다. 그리고 MTF 50% 에서 공간주파수의 측정값으로 영상평가를 하였다.

$$MTF(f) = \frac{C_{input}(f)}{C_{output}(f)} |MTF(0) \tag{1}$$

$$C(f) = \frac{I_{max}(u) - I_{min}(u)}{I_{max}(u) + I_{min}(u)}$$

I_{max} : 최대 강도분포값(농도값)

I_{min} : 최소 강도분포값(농도값)

최대신호 대 잡음비(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR)이란 신호가 가질 수 있는 최대전력에 대한 잡음의 전력을 나타낸 것이다. PSNR은 영상평가 및 화질 측정 시에 있어서 많이 사용 되고 있는 객관적인 측정 방법으로 원본영상과 각종 압축방법을 이용하여 압축한 영상과의 화질 손실의 차이를 측정하여 평가할 때 사용된다.

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{MAX_I^2}{MSE} \right) \tag{2}$$

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} \{I(i,j) - K(i,j)\}^2 \tag{3}$$

MAX : Maximum possible pixel of the image

MSE : Mean Square Error

m : 영상의 X resolution n : 영상의 Y resolution

I(i,j) : 좌표(i,j)의 비교영상 픽셀값

K(i,j) : 좌표(i,j)의 원본영상 픽셀값

로그스케일에 측정하기 때문에 단위는 dB이며 무손 실압축 영상의 경우에는 MSE가 0이기 때문에 PSNR 은 정의되지 않는다. 손실이 적을수록 높은 값을 가지며 보통 30 dB이상은 두 영상의 차이를 눈으로 구분할 수 없다고 평가한다[15]. 실험방법은 각 감도별로 B영상을 기준으로 다른 AEC 선택모드 영상과의 PSNR 평가를 시행하였다.

평균제곱근(Root Mean Square, RMS)은 품질 관리, 통계학으로 편차의 크기를 나타내며, 표준편차(S.D, RMSE)를 나타낸다.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4)$$

x_i : 영상의 픽셀값 \bar{x} : 영상의 평균(mean)픽셀값

RMS는 값이 높을수록 픽셀의 평균값과 큰 차이를 나타내므로 화질이 우수한 영상이라고 할 수 없다. 실험방법은 각 감도별로 AEC mode에 따른 영상의 RMS를 구하여 화질 평가를 시행하였다.

신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)는 노이즈 신호 대비 관심영역의 신호의 세기를 봄으로써 상대적인 신호의 크기를 나타내기 위함이다.

실험에는 선량 평가 시와 동일한 조건으로 촬영된 Chest PA영상이 사용되었다. Image J를 사용하여 관심영역을 DROI(Desired region of interest)와 UROI(Undesired ROI)로 설정하고 식(5)를 이용하여 SNR을 구한다[Fig. 2].

$$SNR = \frac{Mean(DROI)}{S.D(UROI)} \quad (5)$$

S.D(UROI) : Background의 표준편차

Mean(DROI) : 관심영역의 평균

대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)는 Background를 UROI로 설정하고, Lung field를 DROI 1, Heart & Lung영역을 DROI 2로 설정하여, 식(6)으로 CNR을 산출한다[16]. DROI 1과 UROI를 통해 산출된 값을 CNR 1, DROI 2와 UROI를 통해 산출된 값을 CNR 2라 한다[Fig. 3].

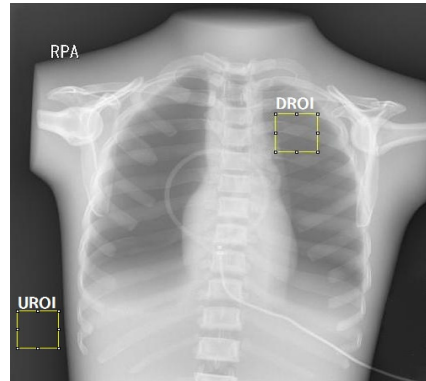


Fig. 2. ROI of SNR

$$CNR = \frac{Mean(DROI) - Mean(UROI)}{\sqrt{\frac{1}{2} (S.D(DROI)^2 + S.D(UROI)^2)}} \quad (6)$$

S.D(DROI) : 관심영역의 표준편차

S.D(UROI) : Background의 표준편차

Mean(DROI) : 관심영역의 평균

Mean(UROI) : Background의 평균

평균 대 표준편차비(Mean to Standard deviation Ratio, MSR)는 Image J를 이용하여 DROI 1, DROI 2를 설정하고 식(7)을 사용해 결과를 산출한다[17].

$$MSR = \frac{Mean}{S.D} \quad (7)$$

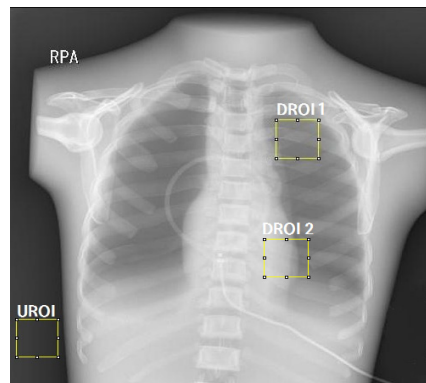


Fig. 3. ROI of CNR

III. 결 과

1. 선량 평가

Chest PA검사에서는 AEC 선택모드 및 감도의 변화에 따른 피폭선량의 결과의 차이가 있었다. 측정된 선량의 단위는 μGy 이며, AEC 모드 및 감도 변화에 따라 각각 5회씩 측정하여 평균값을 산출하였다[Table 1]. 산출한 결과, 감도가 낮을수록 피폭선량이 증가함을 알 수 있었고, 센서의 선택모드에 따라 $C>AC$, $BC>ABC>A$, $B>AB$ 순서로 피폭선량이 감소하였다.

Table 1. Exposure dose(μGy) using AEC & sensitivity

AEC mode	100	160	625
A	564.6	355.8	24.46
B	579.0	303.78	29.6
C	1059.6	666.4	421.2
AB	510.6	224.5	17.2
AC	724.8	456.6	287.54
BC	648.0	409.4	259.94
ABC	615.1	387.6	44.38

2. 영상평가

MTF의 공간주파수 결과는 감도 625에서 AEC 모드에 따른 MTF 50% 지점에서의 공간주파수를 측정한 결과 BC 영상에서 1.220 lp/mm로 공간주파수가 가장 낮게 나타났다. AC영상에서는 공간주파수가 1.375 lp/mm로 가장 높게 나타났고, AB영상에서 공간주파수가 1.343 lp/mm로 두 번째로 높은 것으로 나타났다[Table 2].

Table 2. Value of MTF using AEC mode

AEC mode	Spatial frequency(lp/mm)
A	1.327
B	1.311
AB	1.343
AC	1.375
BC	1.220
ABC	1.243

PSNR 결과는 B영상을 reference image로 하고 같은 감도에서 다른 AEC 선택모드에 따른 PSNR 결과값은

다음과 같이 나타났다.

감도가 625에서 B영상을 기준으로 한 결과, PSNR 값은 AB영상이 36.482 dB로 가장 높게 나타났고, C영상이 21.502 dB로 가장 낮게 나타났다. 감도가 160에서도 감도가 625일 때와 마찬가지로 AB영상이 37.057 dB로 가장 높게 나타났으며, C영상이 17.823 dB로 가장 낮게 나타났다. 감도가 100일 때도 AB영상이 37.057 dB로 가장 높게 나타났고, 가장 낮은 PSNR값을 나타내는 영상은 17.823 dB의 값으로 C영상이 가장 낮게 나타났다[Table 3].

Table 3. Result of PSNR : B(Reference Image)

Sensitivity	Mode	MSE	PSNR(dB)
625	A	42.207	31.877
	AB	14.616	36.482
	C	460.115	21.502
	AC	144.264	26.539
	BC	109.020	27.756
	ABC	61.725	30.226
160	A	25.857	34.005
	AB	9.397	38.401
	C	696.003	19.705
	AC	139.843	26.674
	BC	85.780	28.797
	ABC	54.631	30.756
100	A	51.052	31.051
	AB	12.805	37.057
	C	1073.327	17.823
	AC	346.369	22.735
	BC	191.115	25.318
	ABC	125.616	27.140

RMS 결과값이 낮을수록 우수한 영상이며, AEC 선택모드와 감도 변화에 따른 결과로 모든 감도에서 C영상이 42.55 33.170, 43.943으로 가장 높게 나타났다. 이에 반하여 B영상은 33.170, 33.170, 43.943으로 가장 낮게 나타났다. AB영상은 34.232, 39.361, 44.505로 모든 감도에서 두 번째로 낮은 값을 보였다[Table 4].

SNR 결과값이 높을수록 우수한 영상이며, AEC 선택모드와 감도 변화에 따른 결과로 감도 625에서 B영상이 27.60으로 가장 높게 나타났고, AB영상이 26.74로 두 번째로 높게 측정되었으며 C영상이 23.11로 가장 낮은 값을 나타내었다. 감도 160에서 B영상이 24.60으로 가장 높게 나타났고, AB영상이 24.20로 두 번째로 높게

나타났으며, C영상이 22.60로 가장 낮게 나타났다. 감도 100에서 C영상이 23.58로 가장 높게 나타났고, AC영상이 23.80으로 두 번째, AB영상이 23.67로 세 번째로 높은 결과를 나타내었다[Table 5].

Table 4. RMS in the AEC mode & speed

Mode	625	160	100
A	34.689	40.381	44.633
B	33.170	33.170	43.943
C	42.551	45.082	45.897
AB	34.232	39.361	44.505
AC	38.297	43.405	45.716
BC	36.971	42.434	45.163
ABC	36.167	41.610	44.897

Table 5. SNR in the AEC mode & speed

Sensitivity	Mode	S.D (UROI)	Mean (DROI)	SNR(dB)
625	A	5.05	133.26	26.38
	B	5.04	139.26	27.60
	C	4.91	113.56	23.11
	AB	5.10	136.63	26.74
	AC	5.06	124.96	24.67
	BC	5.01	128.15	25.53
	ABC	4.97	129.84	26.07
160	A	4.99	118.32	23.67
	B	5.01	123.47	24.60
	C	4.24	96.04	22.60
	AB	4.99	120.95	24.20
	AC	4.80	110.37	22.99
	BC	4.87	113.68	23.33
	ABC	4.94	115.30	23.34
100	A	4.34	102.20	23.58
	B	4.62	108.95	23.59
	C	3.29	79.22	24.05
	AB	4.47	105.87	23.67
	AC	3.86	91.88	23.80
	BC	4.08	96.23	23.59
	ABC	4.18	98.38	23.53

CNR 결과값이 높을수록 우수한 영상이며, AEC 선택모드와 감도 변화에 따른 결과로 감도 625에서 B영상이 CNR 1은 131.15, CNR 2는 158.28로 나타났고, 감도 160에서는 CNR 1은 115.70, CNR 2는 144.16로 나타났으며, 감도 100에서는 CNR 1은 100.44, CNR 2는 131.40로 모든 감도에서 B영상이 가장 높은 값으로 나타났다. 감도 625에서 AB영상이 CNR 1은 18.85, CNR 2는 155.49로 나타났고, 감도 160에서는 CNR 1은

113.10, CNR 2는 142.32로 나타났으며, 감도 100에서는 CNR 1은 97.20, CNR 2는 128.56으로 모든 감도에서 AB영상이 두 번째로 높은 값으로 나타났다. 감도 625에서 C영상이 CNR 1은 105.36, CNR 2는 135.13로 나타났고, 감도 160에서는 CNR 1은 86.66, CNR 2는 118.45로 나타났으며, 감도 100에서는 CNR 1은 67.83, CNR 2는 100.33으로 모든 감도에서 C영상이 낮은 결과로 나타났다[Table 6].

Table 6. CNR in the AEC mode & speed

Sensitivity	Mode	CNR 1(dB)	CNR 2(dB)
625	A	125.74	152.79
	B	131.15	158.28
	C	105.36	135.13
	AB	128.85	155.49
	AC	117.28	146.03
	BC	120.54	148.66
	ABC	122.22	150.00
160	A	110.37	140.27
	B	115.70	144.16
	C	86.66	118.45
	AB	113.10	142.32
	AC	101.95	132.96
	BC	105.51	136.44
	ABC	107.21	137.42
100	A	93.26	114.07
	B	100.44	131.40
	C	67.83	100.33
	AB	97.20	128.56
	AC	82.13	114.06
	BC	86.88	118.83
	ABC	89.15	120.68

MSR 결과값이 높을수록 우수한 영상이며, AEC 선택모드와 감도 변화에 따른 결과로 B영상은 감도 625에서 MSR 1은 15.91, MSR 2는 5.15로 나타났고, 감도 160에서 MSR 1은 13.64, MSR 2는 4.14로 나타났으며, 감도 100에서는 MSR 1은 12.12, MSR 2는 3.43로 가장 높은 값을 나타냈다. AB영상은 감도 625에서 MSR 1은 15.40, MSR 2는 4.96로 나타났고, 감도 160에서 MSR 1은 13.31, MSR 2는 3.99로 나타났으며, 감도 100에서는 MSR 1은 11.90로 두 번째로 높은 MSR값을 보였다. MSR 2는 감도 100의 AB영상에서 3.327로 세 번째로 높은 결과값을 나타내었다[Table 7].

Table 7. MSR in the AEC mode & speed

Sensitivity	Mode	MSR 1	MSR 2
625	A	14.947	4.755
	B	15.907	5.146
	C	12.505	3.626
	AB	15.397	4.962
	AC	13.754	4.207
	BC	14.169	4.410
	ABC	14.495	4.537
160	A	13.004	3.843
	B	13.638	4.137
	C	11.361	3.067
	AB	13.312	3.993
	AC	12.199	3.477
	BC	12.456	3.618
	ABC	12.683	3.702
100	A	11.648	3.431
	B	12.123	3.435
	C	10.637	2.682
	AB	11.899	3.327
	AC	11.132	2.963
	BC	11.345	3.073
	ABC	11.503	3.128

IV. 고찰 및 결론

임상에서는 흔히 동일한 촬영 부위에 같은 두께라 하더라도 X선의 흡수 정도의 차이에 따라 항상 같은 농도의 영상을 형성하지 못한다. 따라서 서로 다른 영상들 사이에서 질적인 변화를 감소시키고, 영상의 질을 일정하게 유지하여 노출의 적정화를 통해 선량을 감소시키고자 자동노출제어(AEC)를 사용한다[18]. 환자의 피폭을 최소화하기 위해, AEC 선택모드와 감도에 따라 선량은 달라지며, 일반적으로 업체에서 제시하는 AEC 선택모드는 상단 2개(AB), 감도는 160(Mid)의 사용을 권장하고 있다.

본 연구에서의 결과는 AEC 선택모드는 AB, 감도 100(Low)에서는 선량이 510.6 μGy , 160(Mid)에서는 224.5 μGy , 625(High)에서는 17.2 μGy 결과로 다른 조합과 비교하여 선량이 가장 낮은 것으로 나타났다. 따라서 선량측면에서 보았을 때 임상에서 사용하는 AB 영상의 선택은 적합함을 알 수 있었다. 그리고 감도 625(High)에서 해상력의 결과는, AC영상에서 공간주파수가 1.375 lp/mm 결과로서 해상력이 가장 좋은 영상임을 알 수 있었고, AB영상에서 공간주파수는 1.343

lp/mm로 AC영상과 비교하면 0.032 lp/mm의 미세한 차이를 보였다. 해상력의 공간주파수 결과에서는 AC와 AB영상이 진단적 가치로 적합한 영상이었으나, AC영상은 피폭선량이 287.54 μGy 로 두 번째로 높으므로 적절하지 않다고 사료된다. 그리고 PSNR 결과에서도 30 dB이하의 낮은 값과 높은 RMS 값을 보여 화질에서도 AC영상은 적절치 않은 영상으로 판단된다. RMS 결과는 B영상이 가장 낮았고, AB영상이 모든 감도에서 두 번째로 낮은 결과값을 나타냈다. 감도 100(Low)에서 SNR과 MSR 2를 제외한 나머지 SNR, CNR, MSR 측정에서 모든 감도에서 AB영상이 두 번째로 높은 수치로 나타났다. SNR, CNR, MSR 결과에서 첫 번째로 높은 값을 보였던 B영상은 화질 측면에서는 우수하였으나, 피폭선량이 높아 환자 피폭선량에서는 촬영에 적합하지 않음을 알 수 있었다.

화질이 우수한 B영상을 기준으로 하여 각 감도에 따른 PSNR 결과는 모든 감도에서 AB 영상이 30dB 이상으로 가장 높은 결과값을 나타냈다. 그러므로 본 연구에서 시행한 영상 평가 결과는 화질 측면에서 가장 적절한 AEC 선택모드는 AB영상으로 판단한다. 감도가 100(Low), 160(Mid), 625(High)로 증가함에 따라 모든 AEC 선택모드에서 피폭선량과 RMS는 감소하고, SNR, CNR, MSR 값이 증가하여 감도 625(High)를 사용하는 것이 피폭선량과 영상 평가 측면에서 가장 적합한 영상임을 알 수 있었다.

결론적으로 피폭선량을 최소화 하면서 최적의 화질을 가진 영상을 위해서는 감도 625(High)에서 AB영상을 선택하는 것이 바람직하다고 사료된다. 그리고 AEC 선택모드의 사용은 업무의 효율성과 편의성을 가져다 줄 수 있고, 환자의 피폭선량을 감소시킬 수 있지만 높은 의존도는 조사조건과 AEC 선량관리에 소극적으로 대처하게 만들 수 있으므로 신중하게 사용되어야 함이 요구된다[19]. 또한 환자의 방사선 피폭을 초래하는 모든 의료적인 결정은 해로움보다 이로움이 크다는 이유로 환자가 진단을 위해 받는 의료피폭이 정당화 되고 있으나, 최소한의 피폭선량으로 최대한의 진단적 가치를 갖는 영상을 얻는 것이 의료영상 형성의 궁극적인 목적이다[20]. 그러므로 각 병·의원은 의료기기 업체

에서 제공하는 메뉴얼에 의존하여 사용하고 있으나, 능동적인 자세를 가지고 적합한 자동노출제어 모드 조합을 설정하여 환자 및 방사선사의 피폭선량을 감소시켜야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] 강세식, 강은보, 고성진, 권오일, 김서용, RI SRI Summary Book, Nuclear Academy, pp.343-376, 2010.
- [2] J. H. Wouter, Veldkamp, and J. M. Lucia, "Dose and perceived image quality in chest radiography," *European journal of Radiology*, Vol.72, No.2, pp.209-217, 2009.
- [3] *흉부엑스선검사에서의 환자선량 권고량 가이드라인*, 식품의약품안전청, 2008.
- [4] *일반영상의학검사의 환자선량 권고량 가이드라인*, 식품의약품안전청, 2010.
- [5] 김재인, 최원근, 장성원, 오창선, 이관섭, 하동윤, "Glass dosimeter 를 이용한 환자피폭선량에 관한 분석", *대한디지털의료영상학회논문지*, 제11권, 제1호, pp.15-20, 2009.
- [6] *환자 방사선량 저감화 가이드라인*, 식품의약품안전청, 2011.
- [7] 김유현, "입사표면선량 측정방법과 방사선사의 역할", *방사선기술과학회지*, 제.28권, 제3호, pp.173-189, 2005.
- [8] 김유현, 최종학, 김성수, 이창엽, 조평근, "진단방사선영역에서 방사선장치의 이용실태 및 환자피폭선량에 관한 조사연구", *한국의학물리학회*, 제16권, 제1호, pp.10-14, 2005.
- [9] 김기홍, *방사선 자동 노출제어장치에 의한 피폭선량 변화 및 이미지 개선 효과에 관한 연구*, 서울산업대학교, 석사학위논문, 2003.
- [10] P. Doyle and C. J. Martin, "Calibrating Automatic Exposure Control for Digital Radiography," *physics in medicine and Biology*, Vol.51, No.21, 2006.
- [11] 이광재, 김민기, 이종웅, 김호철, "디지털 방사선 촬영 환경에서 선량의 최저화 및 영상품질에 대한 연구", *전자공학논문지*, 제50권, 제2호, pp.203-209, 2013.
- [12] A. K. Jones, *Using Automatic Exposure Control in Digital Radiography*, Department of Imaging Physics U.T. M. D. Anderson Cancer Center, Houston, TX, 2008.
- [13] L. E. Antonuk, J. H. Siewerdsen, J. Yorkston, W. Huang, "Radiation response of amorphous silicon imaging array at diagnostic energy," *IEEE Trans. Nuclear Science*, Vol.41(Issue 4), pp.1500-1505, 1994.
- [14] 석대우, *MTF, NPS, DQE 측정을 통한 비정질 셀레늄 기반 디지털 방사선 검출기의 성능 평가에 관한 연구*, 인제대학교, 석사학위논문, 2004.
- [15] 강광수, 이준행, "MRI 영상의 PSNR 평가", *한국방사선학회지*, 제3권, 제4호, pp.13-20, 2009.
- [16] 김형일, 엄원용, 노용만, "Sparse 표현을 이용한 X선 흡수 영상 개선", *멀티미디어학회논문지*, 제15권, 제10호, pp.1205-1211, 2012.
- [17] P Bao and L. Zhang, "Noise Reduction for Magnetic Resonance Image via Adaptive Multiscale Products Thresholding," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol.22, No.9, pp.1089-1099, 2003.
- [18] 이진수, 고성진, 강세식, 김정훈, 박형후, 김동현, 김창수, "변형근치유방절제술 환자의 Ion chamber 변화에 따른 디지털 흉부 영상의 화질 평가", *한국콘텐츠학회논문지*, 제13권, 제3호, pp.204-210, 2013.
- [19] 김은경, *진단용 디지털 영상장치의 조사조건 설정 실태 및 선량과 정도관리 인식에 관한 연구*, 고려대학교, 석사학위논문, 2010.
- [20] ICRP Publication 103 : *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Oxford, 2007.

저 자 소 개

이진수(Jin-Soo Lee)

정회원



- 2011년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과(이학석사)
- 2013년 2월 : 부산가톨릭대학교 방사선학과(박사수료)
- 1998년 9월 ~ 현재 : 인제대학교 해운대백병원 영상의학과 재직

<관심분야> : 초음파영상학, CAD, 영상평가

고성진(Seong-Jin Ko)

정회원



- 1997년 8월 : 경성대학교 생물학과(이학박사)
- 1982년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선생물학, 방사선계측학

강세식(Se-Sik Kang)

정회원



- 1991년 2월 : 원광대학교 농화학과(농학박사)
- 1997년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선치료학, 방사선기기학

김정훈(Jung-Hoon Kim)

정회원



- 2003년 2월 : 경희대학교 원자력공학과(공학석사)
- 2007년 2월 : 경희대학교 원자력공학과(공학박사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 조교수

<관심분야> : 방사선량 평가, 문항개발 및 분석

김동현(Dong-Hyun Kim)

정회원



- 2009년 2월 : 부산대학교 대학원 의공학과 졸업(공학박사)
- 1994년 ~ 2011 2월 : 부산대학교병원 영상의학과
- 2011년 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 조교수

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선관리학

김창수(Changsoo Kim)

정회원



- 2003년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과(공학석사)
- 2006년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과(공학박사)
- 2005년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 부교수

<관심분야> : 영상 평가, U-Healthcare, Computer Aided Detection(CAD)