

<원저>

부비동 디지털 엑스선검사에서 자동노출제어 조절인자의 최적화를 통한 조사선량 감소 효과

정민규¹⁾·성열훈²⁾¹⁾충북대학교병원 영상의학과·²⁾청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과

Effects of Exposure Dose Reduction by Optimization of Automatic Exposure Control Factors in Digital Radiographic Examination of Paranasal Sinus

Min-Gyu Jeong¹⁾·Youl-Hun Seoung²⁾¹⁾Department of Radiology, ChungBuk National University Hospital²⁾Department of Radiological Science, College of Health Medical Science, Cheongju University

Abstract The purpose of this study was to reduce dose while maintaining image quality during digital radiographic examination of paranasal sinus by using the automatic exposure control (AEC) system. The tube voltage was set as six stages that increased by about 10 kVp to 70 kVp, 81 kVp, 90 kVp, 102 kVp, 109 kVp and 117 kVp. And then the AEC system conditions were consisted of 9 setting environments, that change mode of the sensitivity (S200, S400, S800) and the density (+2.5, 0, -2.5). We measured automatically exposed tube current (mAs) under 54 conditions with combined these, and assessed SNR and PSNR through the acquired images. In addition, four radiologists performed a qualitative assessment of the acquired images for each combination on a five-point scale of the Likert. As a result, the lowest dose and the highest values of SNR and PSNR in images with a qualitative assessment more than 4 point were the AEC control factors of 90 kVp, S800, D2.5. We applied this condition to the clinical trial, it showed an effect of 83.1% reduction in exposure radiation dose (mR). Therefore, AEC system could be used as dose reduction technology if it understood and used related regulatory factors and physical characteristics.

Key Words : Automatic exposure control, Paranasal sinus, Digital radiographic examination, Dose reduction, Control factors

중심 단어 : 자동노출제어, 부비동, 디지털 엑스선검사, 선량 감소, 조절인자

1. 서론

부비동은 자연공의 폐쇄, 알레르기, 면역 결핍, 섬모운동 이상, 점액분비 이상, 세균감염 등의 원인에 의해 부비동염이 발생하게 된다. 전체 인구의 7-10%에서 발생하는 흔한 질환으로써 소아부터 장년층까지 유병 연령이 폭넓은 특징이 있다. 부비동염은 부비동 내의 점막비후와 염증성 액체를 확인해야 진단할 수 있다. 이를 확인하기 위한 영상의학 검사로는 단순엑스선검사, 전산화단층영상(Computed Tomography;

CT), 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI) 검사 등이 있다. CT와 MRI는 검사비용이 높지만 진단적 정확성이 높아 중증환자들에게 주로 시행된다. 반면에 단순엑스선검사는 검사 과정이 간단하고 검사 시간이 짧으며 비용이 적게 든다는 장점이 있어 초기 진단 영상 검사로 널리 사용된다[1]. 그러나 부비동 엑스선검사 시 방사선 민감도가 높은 안구가 엑스선에 노출될 수 있어 주의가 필요하다.

최적화의 원칙 ALARA(As Low As Reasonably Achievable)에 따라 영상 품질을 합리적으로 달성할 수 있는 선에서 가

Corresponding author: Youl-Hun Seoung, Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daesung-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, 28503, Republic of Korea / Tel: +82-43-229-7993 / E-mail: radimage@cju.ac.kr

Received 15 June 2021; Revised 26 June 2021; Accepted 28 June 2021

Copyright ©2021 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

능한 낮은 선량을 유지하여야 한다[2,3]. 2007년에 발행된 국제 방사선 방호 위원회(International Commission on Radiological Protection; ICRP) 개정안에서는 방사선 피폭에 의한 위해를 최소화하기 위해 안구에 대한 역치선량을 하향 조정하기도 하였다[4]. 부비동염을 진단하기 위해서는 정상적으로 보여야 할 공기음영과 두꺼워진 점막의 음영과 염증성 액체에 의한 공기 액면(air-fluid level)을 관찰할 수 있어야 한다[1]. 따라서 무조건적으로 선량을 감소시킨다면 정확한 진단 영상 획득이 어려워 검사 자체가 무의미해진다. 기존 필름의 아날로그 시스템과 달리 디지털 시스템 환경에서는 넓은 관용도로 인해 적은 선량으로도 영상을 획득할 수 있게 되었다[5-7]. 그럼에도 불구하고 수동 엑스선(X-ray) 조사조건 설정 방식은 도즈 크리프(Dose Creep) 현상을 유발하여 환자에게 불필요한 선량이 노출될 수 있다[8]. 2015년 식약처에서는 검사표준 촬영기법에서 부비동 검사의 수동 조사조건을 제시하기도 하였다. 반면에 자동노출제어(Automatic Exposure Control; AEC) 장치는 설정된 엑스선 조사선량이 노출되도록 하여 도즈 크리프 현상을 예방하고 선량 저감화 효과를 보이기도 한다[9-11]. 선행연구에서는 AEC의 이온 챔버들과 부가 필터 간의 조합으로 영상품질의 저하 없이 21%의 입사표면선량을 감소시켰다고 보고하였다[12]. 그러나 이들의 선행연구는 흉부, 복부, 골반 검사에 한정적이라는 한계점이 있다.

따라서 본 연구에서는 부비동 엑스선검사 시 부비동염 진단에 필요한 점막 및 염증성 액체와 같은 미세한 감쇠치를 묘출시키기 위해 AEC의 조절인자들을 최적화하고 조사선량 저감화 효과를 알아보려고 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 실험설계

본 연구에서는 Fig. 1과 같이 1단계에서는 물리적 팬텀으로 관전압, 민감도(Sensitivity), 농도(Density)의 조절인자별로 영상을 획득하고 조사된 관전류량(mAs)과 정량 및 정성적 영상품질 평가로 AEC 조절인자를 최적화하였다. 2단계에서는 도출된 최적의 조절인자로 임상 영상을 획득하였고, 이들의 재검사율을 분석하고 이전 수동 조사조건에 관전류량과 조사선량을 비교하여 선량 저감화 효과를 평가하였다.

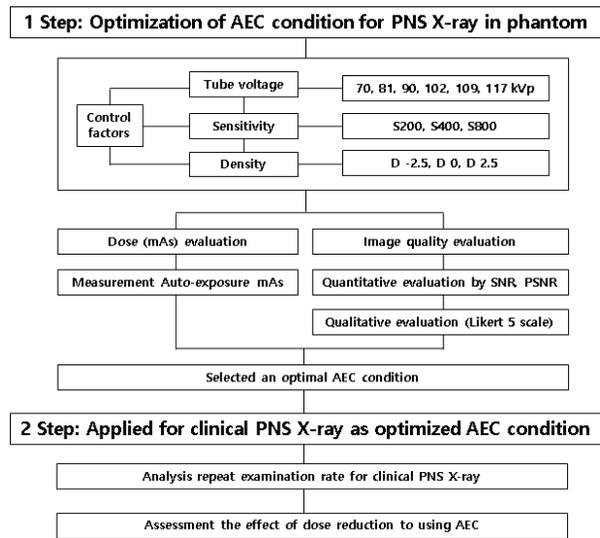


Fig. 1. Diagram of experiments design

2. 실험 장비

본 실험은 총 필터가 2.5 mmAl인 엑스선관과 간접방식의 디지털 검출기가 일체형인 디지털 방사선발생장치(Digital Diagnost 3.1 Ver, Philips, Netherlands)를 사용하였다. 디지털 검출기는 간접방식의 Amorphous Silicon을 사용하였고, 크기는 43×43 cm²이다. 디지털 검출기 내에는 지름이 7.5 cm인 원형 이온챔버 3개가 내장되어 있고 검출기 전면에는 이동형 그리드(40 lines/cm)가 설치되어있다. 부비동의 영상을 획득하기 위하여 머리 팬텀(Whole body phantom PBU-50 head & stand, KYOTO KAGAKU, Japan)을 사용하였다.

3. 엑스선 조사 조건

엑스선관과 디지털 검출기의 거리는 Fig. 2와 같이 110 cm로 고정하였고 인체 머리 팬텀을 검출기 앞에 위치시켰다. 부비동 엑스선검사법 중 가장 일반적인 Waters 법을 구현하기 위해 팬텀의 MML(mento-mandibular line)을 디텍터와 수직이 되도록 조절하고 비극점(acanthion)에 수직 입사하였다.

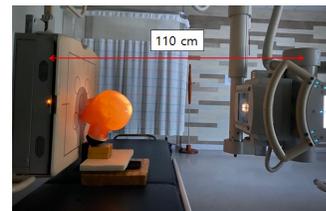


Fig. 2. Set up of PNS examination for AEC optimization with waters method

조사야는 전두동과 상악동을 모두 포함시키기 위해 16×16 cm² 크기로 설정하였다. AEC의 3개 이온 챔버 중 중앙에 위치한 한 개의 이온 챔버만을 활성화하였으며 이동형 그리드와 소초점을 사용하였다. AEC의 조절인자는 관전압 6단계(70 kVp, 81 kVp, 90 kVp, 102 kVp, 110 kVp, 117 kVp)에서 민감도 3단계(S200, S400, S800)와 농도 3단계(D-2.5, D0, D2.5)를 설정하고 이들을 교차하여 총 54가지의 영상을 획득하였다. 최종 획득된 영상들은 국제의료영상 표준안(Digital Imaging and Communications in Medicine; DICOM) 파일로 저장하여 사용하였다.

4. 관전류량(mAs) 측정

1단계 물리적 팬텀 영상의 선량은 관전압과 AEC 조절인자인 감도와 농도를 교차한 경우의 수 54가지의 조합에 대해 자동 노출된 mAs 값을 측정하였다. mAs 값은 장비의 디스플레이에 표시된 지시치를 사용하였고, 각 조합 별로 재현성을 확보하기 위하여 3번씩 반복 측정한 평균값을 구하였다.

5. 영상평가

영상평가는 정량적 평가와 정성적 평가를 시행하였다. 정량적 평가는 미국 국립 건강 보건원(National Institutes of Health; NIH)에서 만들어 제공하고 있는 JAVA 기반의 영상 처리 및 분석 프로그램인 Image J를 사용하여 신호 대 잡음비(Signal to noise; SNR)와 최대 신호 대 잡음비(Peak signal to noise; PSNR)를 측정하였다. SNR과 PSNR은 식 (1), (2)와 같이 동일한 크기의 영상(n_x, n_y)에서 참조영상 $r(x, y)$ 과 측정영상 $t(x, y)$ 을 비교하여 도출하였다. 이때 참조영상은 현재 C병원에서 사용하고 있는 수동 조사조건(81 kVp, 32 mAs)으로 획득한 영상으로 선정하였다.

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \left[\frac{\sum_0^{n_x-1} \sum_0^{n_y-1} [r(x,y)]^2}{\sum_0^{n_x-1} \sum_0^{n_y-1} [r(x,y) - t(x,y)]^2} \right] \quad (1)$$

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \left[\frac{\max[r(x,y)]^2}{\frac{1}{n_x \cdot n_y} \cdot \sum_0^{n_x-1} \sum_0^{n_y-1} [r(x,y) - t(x,y)]^2} \right] \quad (2)$$

정성적 평가는 영상의학과 판독의 4명이 리커트 5점 척도로 평가하였다. 질문 항목은 Table 1과 같이 4개의 문항으로 나누어 진행하였다. 영상은 임의의 순서로 배열하여 문항의 의도를 알지 못하게 하였고 도출된 점수를 평균화하였다. 본 연구에서는 평가자들이 5점 만점 중 4점 이상인 영상을 진단적 가치가 있는 대상군의 영상으로 인정하였고 이들의 최적의 조절인자를 도출하였다.

6. 최적화 조건 임상 적용

1단계 팬텀 실험에서 선정된 부비동 엑스선검사의 최적화 AEC 조건을 2단계 임상 엑스선검사에 적용하였다. 적용 기간은 2020년 10월 21일부터 11월 27일까지 시행했으며 이때 검사 대상자는 179명이었으며 재검사 건수를 조사하였다. 그 중 우리는 선량 감소 효과를 평가하기 위해 동일 방사선발생장치로 부비동 엑스선검사를 실시한 적이 있는 내원객 93명(남성 35명, 여성 58명, 평균나이 57.7±16.0세)을 선정하여 영상을 평가하였다. 관전류량은 의료영상저장전송시스템(Picture Archiving and Communication System, PACS)의 전용 뷰어에서 DICOM의 Header를 분석하여 mAs 값을 후향적으로 산출하여 비교하였다. 또한 조사선량(mR)은 아래 식(3)과 같이 간접 선량 계산법을 이용하였다[13].

$$mR = [(a \times kVp - b) \times mAs] \times k_{tp} \times \left(\frac{100}{FDD} \right)^2 \quad (3)$$

이때 a는 필터 두께에 따른 x축의 상수(0.1347), b는 필터 두께에 따른 y축의 상수(3.6177)이며, 이들은 관전압과 필터 두께에 의존하기 때문에 선행연구에서 도출한 상수를 이용하였다. k_{tp} 는 온도와 기압의 보정 값이며 1로 계산하였다. AEC 전후의 관전류량과 조사선량 데이터는 정규성을 만족하여 집단 간의 비교는 대응 T-test로 검정하였고, p값이 0.05 미만일 때 유의한 차이가 있다고 판정하였다.

Table 1. Questionnaire of qualitative assessment

Item	Questionnaire
1	Sharpness What is the degree of sharp at the orbit wall boundary?
2	Contrast What is the degree of contrast of structures in the nasal cavity?
3	Noise What is the degree of roughness in the image?
4	Reading suitability What is the degree of reading suitability in the image?

III. 결 과

1. 팬텀 노출 선량

1단계 팬텀을 대상으로 영상을 획득한 총 54가지 조합의 노출선량은 Table 2와 같이 측정되었다. 동일 민감도에서 농도 설정값이 커질수록 관전류량이 증가하였지만 그 증가 폭은 관전압이 높아질수록 작아졌다. 70 kVp, 민감도 S200, 농도 D-2.5의 조합에서는 28.1 mAs가 보였지만 농도를 D2.5로 변경한 값에서는 92.1 mAs로 조사되어 64 mAs 증가하였다. 그러나 관전압을 117 kVp로 높인 경우 민감도 S200, 농도 D-2.5의 조합에서는 1.5 mAs가 보였지만 농도를 D2.5로 변경한 값에서는 4.0 mAs로 조사되어 3.5 mAs로 작게 증가하였다. 반면 동일 농도에서 민감도 설정값을 커질수록 관전류량이 감소하였지만, 그 감소 폭은 관전압이 높아질수록 작아졌다. 70 kVp, 농도 D-2.5, 민감도 S200의 조합에서는 28.1 mAs가 보였지만 민감도를 S800

으로 변경한 값에서는 7.1 mAs로 감소하였다. 관전압을 117 kVp으로 높인 경우, 농도 D-2.5, 민감도 S200의 조합에서는 4.9 mAs가 보였지만 민감도를 S200로 변경한 값에서는 1.5 mAs로 조사되어 3.4 mAs로 소폭 감소하였다.

2. 팬텀 영상의 정량적 평가

팬텀 선량 평가와 동일한 총 54가지 조합의 SNR, PSNR 측정 값은 Table 3, 4와 같다. SNR 측정 결과값은 관전압이 90~100 kVp에서 최대값이 보이다가 감소하는 추세를 나타내고 있었다. 농도는 민감도 변화에 큰 변화가 없었고 농도 설정값 변화에도 큰 차이가 없었으나 관전압과 동일하게 90~100 kVp에서 최대값을 보이며 감소하고 있었다. 본 실험에서는 70 kVp, 민감도 S200, 농도 D0의 조합에서 18.61 dB로 가장 낮게 나타났고, 관전압 90 kVp, 민감도 S800, 농도 2.5의 조합에서 26.02 dB로 가장 높게 나타났다. PSNR 측정 결과값도 SNR과 동일한 패턴을 보이었으며

Table 2. mAs measurements according to kVp, sensitivity, density changes

kVp	Sensitivity	Density	mAs	SD	kVp	Sensitivity	Density	mAs	SD
70	S200	D -2,5	28,1	0,19	102	S200	D -2,5	7,6	0,28
	S200	D 0	50,7	0,05		S200	D 0	12,1	0,00
	S200	D +2,5	92,1	0,00		S200	D +2,5	20,8	0,42
	S400	D -2,5	14,5	0,12		S400	D -2,5	4,0	0,14
	S400	D 0	25,4	0,08		S400	D 0	6,9	0,28
	S400	D +2,5	45,5	0,26		S400	D +2,5	11,3	0,38
	S800	D -2,5	7,1	0,08		S800	D -2,5	2,1	0,05
	S800	D 0	12,9	0,37		S800	D 0	3,6	0,17
	S800	D +2,5	22,7	0,29		S800	D +2,5	6,3	0,31
81	S200	D -2,5	14,6	0,31	109	S200	D -2,5	6,0	0,26
	S200	D 0	25,8	0,36		S200	D 0	10,1	0,52
	S200	D +2,5	46,3	0,28		S200	D +2,5	16,7	0,38
	S400	D -2,5	7,8	0,38		S400	D -2,5	3,2	0,14
	S400	D 0	13,1	0,33		S400	D 0	5,5	0,24
	S400	D +2,5	23,1	0,28		S400	D +2,5	9,2	0,45
	S800	D -2,5	3,9	0,22		S800	D -2,5	1,8	0,05
	S800	D 0	6,9	0,36		S800	D 0	2,9	0,17
	S800	D +2,5	11,9	0,47		S800	D +2,5	5,1	0,22
90	S200	D -2,5	9,7	0,28	117	S200	D -2,5	4,9	0,24
	S200	D 0	16,9	0,31		S200	D 0	8,1	0,38
	S200	D +2,5	30,0	0,36		S200	D +2,5	13,5	0,38
	S400	D -2,5	5,1	0,17		S400	D -2,5	2,6	0,14
	S400	D 0	9,0	0,34		S400	D 0	4,4	0,28
	S400	D +2,5	14,9	0,00		S400	D +2,5	7,4	0,42
	S800	D -2,5	2,6	0,09		S800	D -2,5	1,5	0,05
	S800	D 0	4,5	0,19		S800	D 0	2,4	0,09
	S800	D +2,5	7,8	0,33		S800	D +2,5	4,0	0,24

Table 3. SNR measurements according to kVp, sensitivity, density changes

kVp	Sensitivity	Density	SNR	SD	kVp	Sensitivity	Density	SNR	SD
70	S200	D -2,5	18,86	0,03	102	S200	D -2,5	24,99	0,18
	S200	D 0	18,61	0,18		S200	D 0	24,57	0,16
	S200	D +2,5	19,01	0,04		S200	D +2,5	24,57	0,07
	S400	D -2,5	19,03	0,18		S400	D -2,5	25,43	0,18
	S400	D 0	19,61	0,10		S400	D 0	25,42	0,24
	S400	D +2,5	19,58	0,05		S400	D +2,5	24,59	0,78
	S800	D -2,5	19,09	0,24		S800	D -2,5	25,62	0,15
	S800	D 0	19,79	0,09		S800	D 0	25,55	0,27
	S800	D +2,5	20,16	0,07		S800	D +2,5	25,68	0,26
81	S200	D -2,5	21,76	0,07	109	S200	D -2,5	24,08	0,16
	S200	D 0	22,27	0,10		S200	D 0	23,78	0,28
	S200	D +2,5	22,69	0,27		S200	D +2,5	23,53	0,09
	S400	D -2,5	22,12	0,20		S400	D -2,5	23,93	0,18
	S400	D 0	22,55	0,13		S400	D 0	24,15	0,42
	S400	D +2,5	23,39	0,05		S400	D +2,5	23,95	0,32
	S800	D -2,5	22,64	0,51		S800	D -2,5	24,24	0,66
	S800	D 0	22,96	0,35		S800	D 0	24,16	0,73
	S800	D +2,5	23,50	0,35		S800	D +2,5	24,60	0,31
90	S200	D -2,5	25,00	0,12	117	S200	D -2,5	22,8	0,44
	S200	D 0	25,22	0,06		S200	D 0	22,7	0,32
	S200	D +2,5	25,34	0,10		S200	D +2,5	22,4	0,46
	S400	D -2,5	25,42	0,06		S400	D -2,5	23,3	0,31
	S400	D 0	25,46	0,17		S400	D 0	22,9	0,40
	S400	D +2,5	25,32	0,16		S400	D +2,5	22,7	0,46
	S800	D -2,5	25,86	0,27		S800	D -2,5	23,5	0,25
	S800	D 0	25,98	0,09		S800	D 0	23,0	0,32
	S800	D +2,5	26,02	0,02		S800	D +2,5	22,9	0,53

관전압 70 kVp, 민감도 S200, 농도 0의 조합에서 24.24 dB로 가장 낮게 나타났고, 관전압 90 kVp, 민감도 S800, 농도 2.5의 조합에서 31.65 dB로 가장 높게 측정되었다.

3. 팬텀 영상의 정성적 평가

영상의학과 전문의 4명을 대상으로 실시한 리커트 5점 척도의 정성적 평가 결과는 최저 점수는 2.75점, 최고 점수는 4.75점을 획득하였다. 그 중 Fig. 3과 같이 5점 만점 중 4점 이상을 획득한 대상군은 총 16가지였다. 최대 관전류량은 70 kVp, S200, D2.5의 조합에서 92.1 mAs가 자동 조사되었다. 최소 관전류량은 90 kVp, S800, D2.5의 조합에서 최소 7.8 mAs가 자동 조사되었지만 SNR이 26.02 dB, PSNR이 31.65 dB로 우수한 정량적 영상품질 값을 보였다. 기존 수동 조사조건인 81 kVp, 32 mAs로 획득한 팬텀 영상은 4.5점을 획득하였고, SNR이 22.94 dB, PSNR이 28.57 dB로 나타났다. 따라서 AEC에 의한 관전류량은 수동 조사조

건보다 287.8% 과노출되거나 75.6% 미노출되었다.

4. 최적화 조건 임상 적용

1단계에서 최종 도출된 AEC 최적 인자인 90 kVp, S800, D2.5의 조합으로 임상에 적용한 대상 환자는 179명이었으며 이 중 재검사율은 0%이었다. 이들에게 자동 조사된 관전류량을 비교한 결과, Fig. 4(a)와 같이 평균 4.65 mAs가 자동 조사되었으며, 기존의 수동 조사된 관전류량 32 mAs에 비하여 86.9% 감소하였다. 수동 조사조건인 81 kVp, 32 mAs와 AEC에서 조사된 90 kVp 4.65 mAs를 간접 선량 계산법으로 조사선량을 산출한 결과, Fig. 4(b)와 같이 수동 조사조건에서는 192.9 mR, AEC 조사조건에서는 32.7 mR으로 83.1% 감소하였다. 이들은 대응 *T*-test 통계분석 결과, 모두 *p*=.001로 유의한 차이를 보였다. Fig. 5는 기존 수동 조사조건과 AEC 조사조건에서 획득한 동일인의 부비동 엑스선 영상의 사례이다. 해당 환자의 상악동에서 관찰되는

저류낭종(retention cyst)의 경계면(화살표 표시)이 Fig. 5(a)보다 Fig. 5(b)에서 선명하게 육안적으로 확인할 수 있었다.

Table 4. PSNR measurements according to kVp, sensitivity, density changes

kVp	Sensitivity	Density	PSNR	SD	kVp	Sensitivity	Density	PSNR	SD
70	S200	D -2,5	24,49	0,03	102	S200	D -2,5	30,62	0,18
	S200	D 0	24,24	0,18		S200	D 0	30,20	0,16
	S200	D +2,5	24,64	0,04		S200	D +2,5	30,20	0,07
	S400	D -2,5	24,67	0,18		S400	D -2,5	31,06	0,18
	S400	D 0	25,24	0,10		S400	D 0	31,05	0,24
	S400	D +2,5	25,21	0,05		S400	D +2,5	30,22	0,78
	S800	D -2,5	24,72	0,24		S800	D -2,5	31,26	0,15
	S800	D 0	25,42	0,09		S800	D 0	31,18	0,27
	S800	D +2,5	25,79	0,07		S800	D +2,5	31,31	0,26
81	S200	D -2,5	27,40	0,07	109	S200	D -2,5	29,71	0,16
	S200	D 0	27,90	0,10		S200	D 0	29,41	0,28
	S200	D +2,5	28,32	0,27		S200	D +2,5	29,16	0,09
	S400	D -2,5	27,76	0,20		S400	D -2,5	29,56	0,18
	S400	D 0	28,18	0,13		S400	D 0	29,78	0,42
	S400	D +2,5	29,02	0,05		S400	D +2,5	29,58	0,32
	S800	D -2,5	28,27	0,51		S800	D -2,5	29,87	0,66
	S800	D 0	28,59	0,35		S800	D 0	29,79	0,73
	S800	D +2,5	29,13	0,35		S800	D +2,5	30,23	0,31
90	S200	D -2,5	30,64	0,12	117	S200	D -2,5	28,41	0,44
	S200	D 0	30,85	0,06		S200	D 0	28,33	0,32
	S200	D +2,5	30,97	0,10		S200	D +2,5	28,01	0,46
	S400	D -2,5	31,05	0,06		S400	D -2,5	28,97	0,31
	S400	D 0	31,09	0,17		S400	D 0	28,56	0,40
	S400	D +2,5	30,96	0,16		S400	D +2,5	28,37	0,46
	S800	D -2,5	31,49	0,27		S800	D -2,5	29,14	0,25
	S800	D 0	31,61	0,09		S800	D 0	28,63	0,32
	S800	D +2,5	31,65	0,02		S800	D +2,5	28,52	0,53

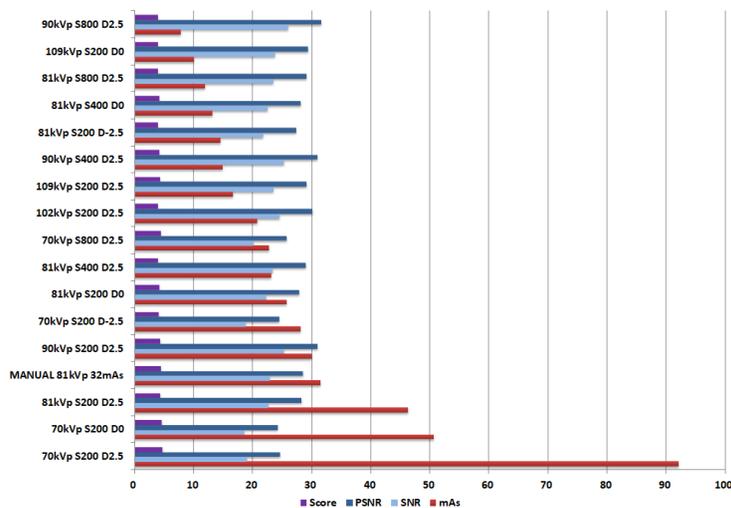


Fig. 3. AEC factors and kVp according to score ranking on radiographic phantom image

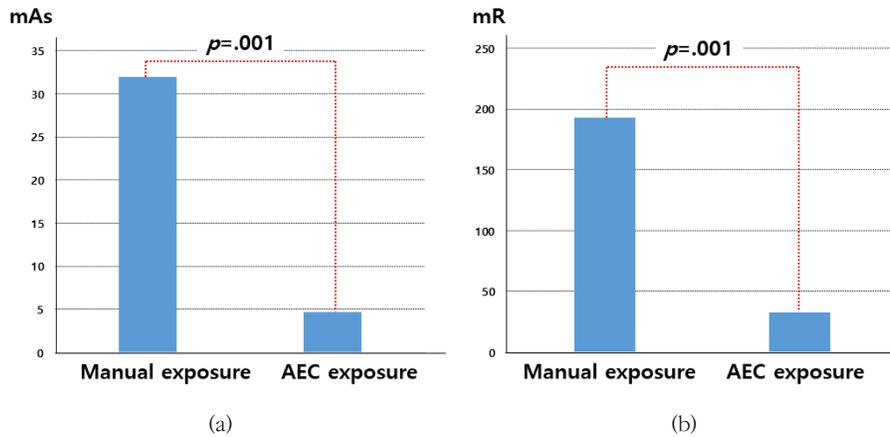


Fig. 4. Comparing manual with AEC exposure (a) mAs (b) exposure radiation (mR)

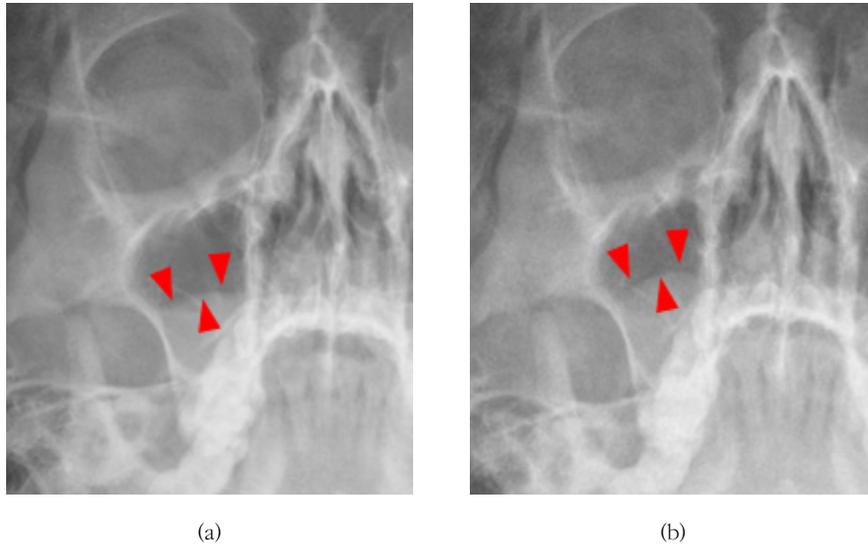


Fig. 5. Comparison of radiographic images in maxillary sinus (a) manual exposure (b) optimization of AEC factors (90 kVp, S800, D2.5)

IV. 고 찰

본 연구에서는 부비동 엑스선검사에서 조사선량을 저감화하기 위해 AEC 기술을 사용하였다. 이를 위해 두개부 인체 팬텀을 사용하여 AEC 조절인자를 최적화하고 임상 엑스선검사에 적용하여 선량 감소 효과를 확인하였다. AEC 조절인자의 최적화를 위해서는 이온 챔버의 채광창과 피사체의 지배역이 일치해야 하고, 엑스선의 일차선이 지배역 밖으로 노출되어 이온 챔버에 영향을 주는 것을 방지하기 위해 콜리메이션을 조절해야 한다[14]. 이러한 이유로 본 연구에서는 부비동 엑스선검사를 대상으로 하였다. 조사야가 두개부를 벗어나지 않도록 채광창 내에 부비동 구조물을 온전히 위치시켰고 중앙에 위치한 이온 챔버 1개만을 활성화하

여 흡수된 엑스선에 의해 적절한 농도가 생성되도록 하였다 [15]. 관전압은 높아질수록 mAs는 감소하는 경향을 보였는데 고관전압일수록 엑스선의 투과력이 높아져 이온 챔버에 도달하는 엑스선량이 많아 적정 농도에 빠르게 도달하기 때문이다[16]. 본 연구에서는 관전압이 증가할수록 SNR과 PSNR이 증가하는 추세를 보이다가 90~100 kVp 이후에서 다시 감소하였다. 과도한 관전압이 영상 농도를 반전시키는 솔라리제이션(Solarization) 효과를 유발시키는 것으로 판단된다. 민감도와 농도는 관전압이 증가할수록 관전류량은 감소하였지만, 민감도는 동일 농도 내에서는 조절 수치를 높일수록 관전류량은 감소하였다. 반면 농도는 동일 민감도 내에서는 조절 수치를 높일수록 관전류량은 증가하여 민감도와 농도는 서로 반비례 관계를 보였다. 이는 선행연구와

일치하는 결과로서 AEC가 정상적으로 동작하고 있음을 확인하였다[17].

영상품질의 정량적 평가에서는 SNR은 5 dB 이하이고, PSNR 값은 30 dB 이상일 경우 두 영상 차이를 눈으로 구분할 수 없다고 보고되었다[18]. 그러나 본 연구의 영상평가 결과 각 관전압에서 저감도이고 고농도일수록 SNR과 PSNR이 높게 측정이 되었다. 영상의학과 판독의들이 평가한 4점 이상의 영상을 기준으로 측정된 관전류량의 범위는 기존 수동 조사조건 32 mAs에 비해 75.6% 감소한 7.8 mAs에서 287.8% 증가한 92.1 mAs까지 넓은 동적범위가 확인되었다. 이는 디지털 방사선영상이 가지고 있는 넓은 관용도 때문이라고 판단된다. 따라서 AEC는 조절인자의 설정에 따라 선량 차이가 크게 나타나므로 최적화에 실패한다면 오히려 엑스선에 과노출될 수 있음을 보여주고 있다.

본 연구는 최종 임상 부비동 엑스선검사에서 영상의 질을 유지하면서 적정 선량을 노출시킬 수 있는 AEC 최적화 조건을 도출하고자 하였기 때문에 1단계의 최적화된 조사조건을 임상 환경에 적용하였다. 그 결과, 재검사율은 0%로 모든 검사가 성공적으로 판독을 마칠 수 있었으며, 이는 영상 품질에는 문제 없음을 반증하는 것이다. 특히, 기존 수동 조사조건보다 조사 관전류량이 32 mAs에서 4.65 mAs로 낮아져 86.9% 감소하였다. 반면 관전압이 81 kVp에서 90 kVp로 상향 조정되었지만 고관전압 조사로 인해 부비동의 염증성 부가조직의 대조도분해능이 향상되었다.

본 연구에서는 선량계 자체가 엑스선에 투영되어 자동노출에 영향을 줄 수 있기 때문에 AEC의 조사선량을 간접 선량 계산법으로 측정하였다. 그 결과, 조사선량이 83.1% 감소하였다. 이러한 결과는 선행연구보다 4배 이상 감소시킨 진보적인 결과이다. 기존의 부비동 엑스선검사는 전통적으로 수동 조사조건을 사용했지만 본 연구에서는 디지털 방사선영상의 특성을 기반한 AEC 기술을 적용하여 큰 폭의 선량 감소 효과를 최초로 입증했다는데 연구의 큰 의미가 있다.

병원 특성에 따라 판독의가 요구하는 영상 품질의 차이가 있을 수 있다. 따라서 본 연구의 방법과 같이 판독의들의 영상품질 요구 수준을 사전에 파악하고 AEC 인자들을 최적화한다면 최소한의 선량으로 최상의 진단적 가치가 있는 영상을 획득할 수 있으리라 기대한다.

본 연구는 일개 제조사의 장비 한 대만으로 실험을 진행한 한계점이 있다. 이는 방사선 발생장치와 검출기의 성능에 따른 선량 차이가 날 수 있다는 선행연구가 있어 추후 여러 제조사에 따른 장비를 대상으로 확장 실험하여 최적의 영상품질과 엑스선 조사조건을 구축해야 할 것으로 판단된다[19,20].

V. 결론

본 연구에서는 부비동 디지털 엑스선검사에 진단적 가치가 있는 영상 품질을 유지하면서 환자의 피폭선량을 저감화하기 위해 AEC 조절인자를 최적화하여 아래와 같은 결론을 도출하였다.

첫째, 부비동 디지털 엑스선검사 시 AEC 조절인자는 90 kVp, S800, D2.5의 조합으로 최적화되었다.

둘째, 디지털방사선영상에서 AEC 조절인자의 최적화는 부비동 엑스선검사 시 83.1%의 조사선량 감소 효과를 보였으며 엑스선 저감화 기술로 활용될 수 있다.

셋째, AEC 조절인자의 잘못된 선택은 환자에게 수동 조사조건보다 약 3배 정도의 방사선 과노출을 초래할 수 있기 때문에 AEC의 활용은 전문적인 지식과 많은 경험 및 훈련이 요구된다.

REFERENCES

- [1] Chiu P, Chen J, Chang C, Wei J. The diagnostic value of sinus radiography in the evaluation of sinusitis. *Journal of Chin J Radiology*. 2010;35(2):143-8.
- [2] Lee JS, Ko SJ, Kang SS, Kim JH, Kim DH, Kim CS. Evaluation of image quality using automatic exposure control & sensitivity in the digital chest image. *Journal of The Korea Contents Society*. 2013;13(8):275-83.
- [3] Hamer OW, Sirlin CB, Strotzer M, Borisch I, Zorger N, Feuerbach S, et al. Chest radiography with a flat-panel detector: Image quality with dose reduction after copper filtration. *radiology*. 2005;237(2):691-700.
- [4] ICRP. Statement on Tissue Reactions. Approved by the Commission on April, 2007.
- [5] Hong SS, Kim HC. A study on dose and image quality according to X-ray photon detection method in digital radiography system. *Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers*. 2013;50(12):247-53.
- [6] Hwang JH, Lee KB. A study on the quantitative analysis method through the absorbed dose and the histogram in the performance evaluation of the detector according to the sensitivity change of Auto

Exposure Control(AEC) in digital radiography. *Journal of The Korea Contents Society*. 2018;18(1): 232-40.

[7] Seibert JA. Digital radiography: Image quality and radiation dose. *Health Physics*. 2008;95(5):586-98.

[8] Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, Uffmann M, Prokop M. Digital chest radiography: An update on modern technology, dose containment and control of image quality. *European Radiology*. 2008;18(9):1818-30.

[9] Lee JS, Park HH. Evaluation on organ dose and image quality by changing kVp and ion chamber combination while taking digital chest lateral decubitus PA projection. *Journal of The Korea Contents Society*. 2015;15(1):316-23.

[10] Hawking N, Elmore A. Effects of AEC chamber selection on patient dose and image quality. *Radiologic Technology*. 2009;80(5):411-20.

[11] Kim SC, Lee HK, Lee YS, Cho JH. Evaluation of automatic exposure control system chamber for The dose optimization when examining pelvic in digital radiography. *Journal of X-ray Science and Technology*. 2015;23(3):321-30.

[12] Lee JS, Kim CS. The additional filter and ion chamber sensor combination for reducing patient dose in digital chest X-ray projection. *Journal of the Korean Society of Radiology*. 2015;9(3):175-81.

[13] Kim JS, Kim SH, Jeon MC, Ju WH, Jeong MG, Kim MJ, et al. Development of indirect dosimetry by calculation method in the diagnostic X-ray equipment. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2018;41(6):587-94.

[14] Jeong MG, Seoung YH. Effects of field configuration shielding area and changing of density and sensitivity on tube current and image quality in automatic exposure control system. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2020;14(5): 635-42.

[15] Lee JS, Choi BW, Kim SH, Kim YM, Shim JN, Ahn HS, et al. Effect of automatic exposure control marker with chest radiography in radiation reduction. *Korean Society of Radiological Science*. 2014;37(33):177-85.

[16] Hwang JH, Ahn CJ, Lee KB. A study on the dynamic range performance evaluation method of detector with variation of tube voltage and automatic exposure control in digital radiography: Focused on the dynamic step wedge and histogram evaluation. *Journal of The Korea Contents Society*. 2019;19(4): 368-80.

[17] Lim SH, Seoung YH. Correlation analysis of control factors in automatic exposure control of digital radiography system based on fine contrast images. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2021;44(1):1-8.

[18] Lee KJ, Kim MG, Lee JW, Kim HC. Research for the environmental optimization of dose and image quality in digital radiography. *Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers*. 2013;50(2):203-9.

[19] Huang W, Van Metter R, Yang CYJ, Yorkston J. Configuration of AEC kVp dependence for digital radiography systems. *Progress in Biomedical Optics and Imaging Proceedings Series*. 2007;6510(1): 651017.

[20] Bowden L, Faulkner R, Clancy C, Gallagher A, Devine M, Gorman D, et al. Doses under Automatic Exposure Control (AEC) for direct digital radiographic (DDR) X-ray systems. *Radiation Protection Dosimetry*. 2011;147(1-2):210-4.

구분	성명	소속	직위
제1저자	정민규	충북대학교	방사선사, 석사
교신저자	성열훈	청주대학교	교수