

컴퓨터 방사선영상시스템에서 비감도를 이용한 영상판의 상대적 발광량 평가

Evaluation of Relative Emission of Image Plate by Using Relative Sensitivity in Computed Radiography System

성열훈

청주대학교 방사선학과

Youl-Hun Seung(radimage@cju.ac.kr)

요약

본 연구의 목적은 필름/증감지 방식에서 사용된 비감도 측정 방식을 이용하여 컴퓨터 방사선영상에서 영상판의 상대적 발광량을 평가하고자 하였다. 비감도 측정을 위한 특성곡선은 균일한 알루미늄으로 구성된 11 계단의 투과도계를 이용하였다. 디지털 방사선영상을 획득하기 위한 X선 조사조건은 50 kVp, 10 mAs로 조절했다. 영상후처리 알고리즘(MUSICA)의 모든 파라미터들은 제로화하여 원본 데이터에 근사화하였고 레이저 조사분류(exposure class)는 200으로 고정하였다. 영상판의 상대적 발광량 모델링은 X선 조사 후 0, 4, 8, 12, 24 시간 보관한 영상판을 이용하였다. 그 결과, 컴퓨터 방사선영상시스템의 영상판 비감도 측정에 필요한 감도점 농도는 모든 특성곡선을 상대적으로 측정하기 용이한 2000 픽셀(pixel) 값이 적합하였다. 또한 영상판의 비감도가 저하될 때 영상신호를 생성하기 위한 빛 발광량도 감소하였다. 본 연구에서 제시한 비감도 평가방법은 컴퓨터 방사선영상시스템에서 영상판의 상대적 발광량을 평가할 수 있는 기술로 활용될 수 있을 것이다.

■ 중심어 : | 컴퓨터 방사선영상 | 비감도 | 상대적 발광량 | 영상판 |

Abstract

The aim of the present study was to evaluate a relative emission of image plate (IP) in computed radiography (CR) system by using relative sensitivity in film/screen methods. The characteristic curve was obtained by using the uniform aluminum 11-step wedge penetrometer. X-ray exposure factors on radiographic digital image were 50 kVp, 10 mAs. We adjusted zero of all parameter of algorithms (MUSICA) so proximate to raw data and applied to 200 of exposure class. Modeling on relative emission of IP are used IP without fading time and IP after 4 hours, 8 hours, 12 hours, 24 hours in the respective storage after X-ray exposure. The results of this study showed that the sensitivity point density at the measuring of relative sensitivity in CR was suited pixel values of the 2000 easy to relatively measure the characteristic curve and when relative sensitivity is decreased, the amount of light emitted from the image signal for generating was also decreased. In conclusion, the proposed method of measurement of relative sensitivity can be utilized to evaluate the quantity of relative emission of IP in CR system.

■ keyword : | Computed Radiography | Relative Sensitivity | Relative Emission | Image Plate |

I. 서론

1895년 X선이 발견된 후 의료 및 산업용으로 널리 사용되었다. 특히 의료분야에서는 X선을 이용하여 인체 정보를 영상화한 진단기술이 급속히 발전하였다. 이러한 방사선영상은 필름에 X선이 영상을 형성하는데 필요한 노광량의 지표로 민감도(sensitivity)값을 이용하였다. 즉, 민감도가 높은 필름은 적은 X선으로도 영상을 획득할 수 있지만, 민감도가 낮은 필름은 많은 X선을 필요로 한다[1]. 이와 같은 초기의 X선 영상화 기술은 진보된 영상 검출체 기술과 컴퓨터 기술의 발전으로 디지털 방사선영상화기술이 급성장하고 있다[2]. 디지털 방사선영상기술 중 1981년 Fuji Corporation(Tokyo, Japan)에 의해 처음 소개된 컴퓨터 방사선영상(computed radiography, CR) 시스템은 기존의 필름 대신 휘진성 형광체(photostimulable phosphor, PSP)로 구성된 영상판(image plate, IP)을 사용하여 방사선발생 장치의 변형 없이도 사용할 수 있는 디지털방사선영상 시스템으로 널리 사용되고 있다[3][4]. 영상판은 1 mm 이하의 두께를 가진 유연한 판으로 PSP에 미세 크리스탈이 코팅되어 있다. 형광층에는 $BaFX:Eu^{2+}$ ($X = Cl, Br, I$)의 미립자 화합물 결합체가 분산되어 지지체 상에 고밀도로 충전되곤 되어 있고 광범위한 방사선 노출의 수용을 가능하게 한다[5]. 휘진성 형광체는 X선의 정보를 검출하는 고대조도, 고선예도의 X선 기억형 형광체이다. 이것은 X선, 전자, 자외선 등에 의해 여기 될 때 준 에너지 상태에서 흡수된 에너지를 저장할 수 있으며, 가시광선 또는 자외선에 의하여 자극을 받으면 흡수된 에너지에 대응되는 에너지가 발광된다. 즉, 컴퓨터 방사선영상 시스템에서는 영상판에 X선이 조사되면 F-중심에 특정 파장의 빛을 흡수하는 이온결정 격자가 형성되고 Eu^{2+} 가 Eu^{3+} 로 변환되면서 발생한 자유전자들이 F-중심에 포획된다. 여기에 약 680 nm의 적색 레이저 빛이 조사되면 방출된 전자들이 Eu^{3+} 분자로 되돌아오면서 약 390 nm의 빛을 발광한다[6][7]. 이 빛은 다시 광전자증배관(photomultiplier tube, PMT)에서 수집되고 전기신호로 변환한 후 디지털신호로 전송된다. 이처럼 영상판에서 발광되는 빛의 양은 조사된 X선량과

비례하기 때문에 필름방식에서 사용된 민감도 측정 방식을 컴퓨터 방사선영상시스템에 적용할 수 있다. 그러나 X선 검출체로 필름과 영상판이 절대적으로 같을 수 없기 때문에 상대적인 감도를 측정하는 비감도 측정방식을 적용한다면 영상판의 상대적 발광량을 측정할 수 있다.

영상판은 잔재하고 있는 다소의 X선 에너지는 빛을 조사하여 소거하면 몇 번이라도 반복하여 사용하는 것이 가능하다[8][9]. 그러나 영상 처리 후 판독하기 전에 X선 영상정보가 저장 되었다가 시간이 지남에 따라 손실되는데 조사 후 8 시간이 지나면 빛의 발광량은 25%가 감소한다고 보고되고 있다[8]. 따라서 영상판의 발광능력의 성능은 곧바로 영상정보로 이어지기 때문에 매우 중요한 요소이며, 영상판의 발광량을 측정하는 것은 중요한 기술이다. 그러나 이러한 발광량을 측정하는 것은 해당 장비의 광전자증배관의 성능 분석을 해야 알 수 있는 어려움이 있다. 또한 최근 보건복지부에서 실시한 특수의료장비 확대대상 장비의 품질검사기준 개발 연구에 의하면 영상판의 민감도 검사에 대한 정확한 검사방법 없이 이전 검사와 비교하여 감도 변화를 평가하는 제한점이 있다[10].

따라서 본 연구에서는 필름방식에서 사용된 비감도 측정 방식을 컴퓨터 방사선영상시스템에 적용할 있도록 변형하고 영상판의 상대적 발광량을 측정하여 영상판의 발광량을 손쉽게 평가하고자 하였다.

II. 실험장비 및 방법

1. 실험장비

본 실험에서는 의료법 제 37 조 제 3 항에 근거한 '진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙'의 검사 기준을 통과한 진단용 방사선 발생장치(MXHF-1500R, MIS, Geumsan, Korea)를 사용하였다. X선관의 타깃각도는 12° 에 0.9 mmAl의 고유여과와 2.4 mmAl의 부가여과가 더해져 총 여과는 3.3 mmAl이며 관전압은 최대 150 kVp, 관전류는 최대 630 mA까지 사용할 있다. 컴퓨터 방사선영상 시스템의 영상판독기(CR 85-X, Agfa,

Berlin, Germany)와 8"×10" 영상판을 이용하여 100 μm 픽셀(pixel)의 디지털 방사선영상을 획득하였다. 민감도 평가를 위한 특성곡선은 균일한 알루미늄으로 구성된 11 계단의 투과도계를 이용하였다. 얻어진 영상자료는 디지털표준의료영상(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 파일로 획득하였으며, 영상의 저장과 전송 그리고 특성곡선 측정은 의료영상저장전송시스템(G3, Infinitt Healthcare, Korea)에서 실시하였다.

2. 실험방법

2.1 영상특성곡선 획득방법

X선 조사 전의 영상판은 잠상 되어있을 노이즈를 제거하기 위해 영상판 판독기에서 백색랩프를 이용하여 영상판을 초기화한 이후에 사용하였다. 컴퓨터 방사선 영상에서 균일한 영상의 농도변화를 측정하기 위해 한 계단당 농도가 2 배(100%) 증가하는 11 계단의 알루미늄 투과도계를 이용하였으며 anode heel effect의 영향이 없도록 X선관의 anode-cathode 축에 수직이 되도록 8"×10" 크기의 영상판 정중앙 위에 올려놓았다[그림 1].

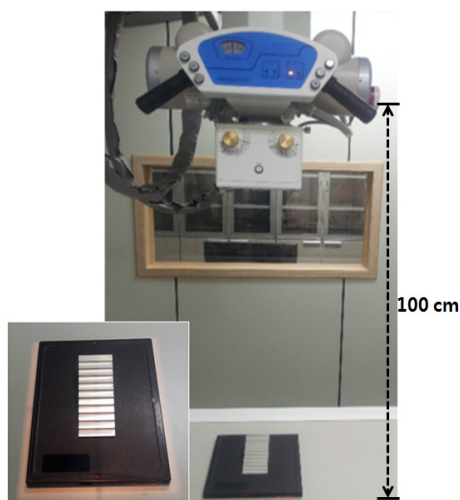


그림 1. 영상판에서 영상특성곡선 획득을 위한 11 계단 알루미늄 투과도계 설치

이때 X선원과 영상판의 거리는 100 cm로 정하였다. X선 조사는 영상의 히스토그램 생성에 영향을 주지 않도록 투과도계 크기와 동일하게 하였으며 산란선의 영향을 방지하기 위해 투과도계 주변을 납으로 차폐하였다. X선 조사조건은 실험적으로 11 계단의 농도가 가장 잘 나타나는 관전압 50 kVp, 관전류량 10 mAs로 설정하였다. 또한 영상판을 판독할 때 조사하는 적색 레이저의 세기에 따라 민감도가 달라 질 수 있기 때문에 최적의 exposure class는 200으로 조절하였다[11].

2.2 영상판의 상대적 발광량 모델링

X선 에너지가 저장된 영상판은 시간이 지남에 따라 빛 발광량이 감소하는 특징을 이용하여 영상판의 상대적 발광량 모델링을 제작하였다. 동일한 영상판에서 X선 조사 후 즉시 판독한 영상판의 발광량을 100%로 정한 후 30℃ 온장고(KRS-202D, KARIS, Korea)에서 4 시간, 8 시간, 12 시간, 24 시간 동안 보관하여 영상판의 상대적 발광능력을 모델링하였다. 이때 빛에 대한 영향을 최소화하기 위해 외부 빛이 차단된 암실에서 실시하였고 동일한 모델링 작업을 2 회 반복하여 실험하였다.

2.3 영상후처리 및 영상의 특성곡선 측정

Agfa CR 시스템은 영상후처리 multi-scale image contrast amplification (MUSICA) 알고리즘을 통해 원본 데이터(raw data)를 자동적으로 영상처리하고 있다. 본 실험에서는 디지털화된 영상의 원본 데이터와 근사화하기 위해서 MUSICA 파라미터의 MUSI 대비 값, 가장자리 대비 값, 관용도 감소 값 그리고 잡음 감소 값을 모두 제로(0)화 하였다. 또한 영상의 감광도 변환은 선형(linear) 특성을 적용하였다[12]. 영상의 특성곡선을 측정하기 위한 농도는 관심영역(region of interest, ROI)을 설정하고 ROI 내 픽셀의 평균치로 측정하였다. 이때 ROI의 크기는 균일성(homogeneity)을 해치지 않는 범위 내에서 약 600 ± 1.0 mm² 설정하였다[그림 2]. 측정된 특성곡선 직선부에서 선형에 근사한 단순회귀모형을 적용하여 선형추세선을 구하였다.

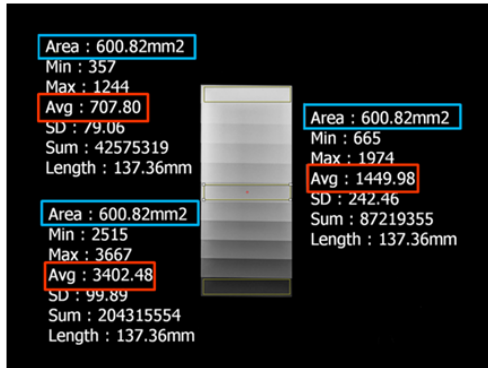


그림 2. 획득된 11 계단 알루미늄 투과도계의 컴퓨터 방사선영상에서 관심영역 내 픽셀 값 측정

2.4 비감도(Relative Sensitivity)의 측정

비감도는 목적하는 X선 영상을 얻는데 필요한 노광량으로서 감도가 감소하는 경우는 영상판 내에 존재하는 X선 에너지의 감소를 의미한다. 컴퓨터 방사선 시스템에서 X-선의 에너지는 영상판의 발광량과 비례하기 때문에 감도를 측정한다면 영상판의 상대적 발광량을 알 수 있다. 일반적으로 X선 영상에서의 감도는 필름방식에서 할로겐화는 결정의 크기와 감광핵의 수 그리고 유제층의 두께에 영향을 받는다. 그러나 필름 제조사마다 서로 다른 필름 특성을 가지고 있기 때문에 광학농도(optical density, OD) 1.0에 포그농도(fog density)를 더한 감도점 농도(sensitivity point density, SPD)를 사용하여 비감도를 측정하였다. 본 연구에서는 이러한 방식을 컴퓨터 방사선영상 시스템에 적용하였다. 첫째로 도출된 특성곡선들에 적용할 수 있는 감도점 농도를 구하였다. 둘째로 도출된 감도점 농도를 기준으로 비감도를 구하였다. 마지막으로 영상판의 발광량에 변화를 준 보관 시간대별로 비감도를 비교 평가하였다. 이때 비감도는 감도점 농도를 생성하기 위해 필요한 노광량(R)의 역수를 사용하여 결정할 수 있으며 구하는 공식은 (1)과 같다[13].

$$RS = \frac{1}{\text{Exposure in R needed to produce SPD}} \quad (1)$$

이때 비감도가 낮을수록 영상판의 발광량은 낮다.

2.5 통계적 분석

결과데이터는 SPSS software (SPSS 20.0 for Windows, SPSS, USA)로 통계학적 분석을 실행하였다. 보관 시간대별로 획득된 투과도계의 영상 내 측정된 각 특성곡선의 픽셀 값들은 일원 분산 분석(One-way analysis of variance, ANOVA)을 시행하여 집단 간의 분산검정을 하였다. 이 때, 통계적인 유의성은 p 값이 0.05보다 작을 경우 그룹들 사이에 유의한 차이가 있다고 분석하였다. 또한 특성곡선의 직선부를 단순회귀모형에 적용하여 결정계수(R-제곱)가 1에 가까울수록 높은 신뢰도의 선형추세선으로 판정하였다.

III. 결 과

1. 영상특성곡선 분석

그림 3은 획득된 영상특성곡선의 결과이다. Y축은 픽셀 값의 농도 측으로 등간격의 선형적인 크기를 나타냈으며 X축은 노광량 측으로 11 단계의 알루미늄 투과도계의 한 단계마다 감약된 선량이 반으로 감소하기 때문에 대수적 크기인 로그(log) 값으로 상대적인 조사선량(mR)을 측정하였다. 그 결과 모든 영상의 특성곡선은 선형 특성을 보여주고 있다.

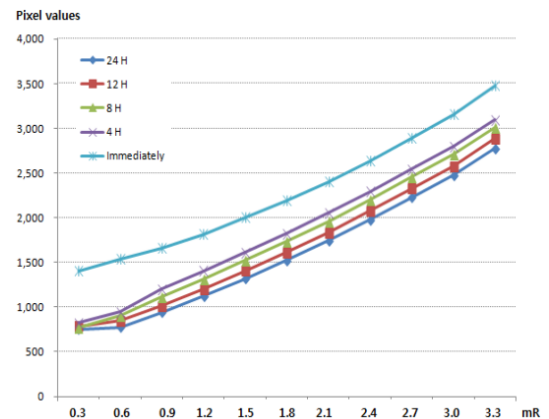


그림 3. 상대적 발광량을 모델링한 영상판들에 대한 특성곡선 결과

이는 영상판에서 획득된 원 영상정보의 픽셀 값을 선형 룩업테이블(look-up table, LUT)을 이용하여 영상 표시부에 할당하였기 때문에 시그모이드(sigmoid) 형태의 특성곡선인 필름방식과 다른 선형 형태의 결과를 도출하였다. 영상표시부의 픽셀 값은 최소 712.5에서 최대 3478.6까지 측정되었다. 보관 시간대별로 획득된 투과도계의 영상 내에서 측정된 각각의 영상특성곡선의 ANOVA 검정을 한 결과 p -value가 0.218로 나와 집단 간의 유의한 차이가 없었다. 또한 획득된 영상의 특성곡선은 선형에 근사한 단순회귀모형을 적용하여 선형 추세선으로 변환하였다.

그 결과, [표 1]과 같이 결정계수(R-제곱)가 평균 0.98로 높은 신뢰도의 선형추세선을 산출하였다. 이때 모든 선형추세선의 기울기는 215.6 ± 9.5 이내로 근사하여 영상의 대조도에는 큰 변화가 없었다.

표 1. 특성곡선에 대한 선형추세선 결과

Fading Time (Hours)	Trend Line	R ²
24	$Y = 208.21X + 353.52$	0.984
12	$Y = 213.90X + 406.31$	0.987
8	$Y = 223.88X + 449.04$	0.995
4	$Y = 227.17X + 512.12$	0.996
Without fading time	$Y = 205.61X + 1053.70$	0.982

2. 감도점 농도 및 비감도 결과

필름방식에서의 감도점 농도는 광학농도 1.0에 필름이 가지고 있는 고유한 포그농도를 더한 값으로 정의하고 있다. 하지만 컴퓨터 방사선영상 시스템에서는 필름의 베이스 포그농도의 개념이 없기 때문에 도출된 특성곡선을 모두 비교할 수 있는 2000 픽셀 값을 감도점 농도로 본 연구에서는 설정하였다. 따라서 도출된 각각의 선형추세선의 Y-값에 2000 픽셀 값을 넣고 상대적 조사선량을 구하고 공식(1)을 이용하였다.

그 결과, [표 2]와 같이 즉시 영상을 판독한 영상판의 비감도가 0.217 일 때 영상판의 발광량을 100%라고 하면, 4 시간이후에 판독한 영상판의 비감도는 0.153, 상대적인 발광량은 70.51%, 8 시간이후에 판독한 영상판의 비감도는 0.144, 상대적인 발광량은 66.36%, 12 시간 이후에 판독한 영상판의 비감도는 0.134, 상대적인 발광량은 61.75%, 그리고 24 시간이후에 판독한 영상판의

비감도는 0.126, 상대적인 발광량은 58.06%로 측정되었다. 따라서 즉시 영상을 판독한 영상의 비감도가 가장 높았으며 시간이 지남에 따라 비감도와 상대적 발광량은 감소하였다.

표 2. 감도점 농도 2000 픽셀 값에서 비감도와 상대적 발광량에 대한 결과

	Without fading time	4 H	8 H	12 H	24 H
RS*	0.217	0.153	0.144	0.134	0.126
RE**	100	70.51	66.36	61.75	58.06

*RS=Relative Sensitivity **RE=Relative Emission(%)

IV. 고 찰

컴퓨터 방사선영상 시스템에서 사용되는 영상판의 발광량은 영상판에 조사된 X선 에너지와 비례적인 관계를 가지고 있고 이러한 관계는 영상판의 민감도 성능지표로 이용할 수 있다. 영상판은 X선 필름에 비하여 민감도가 100 배 이상 좋기 때문에 시료 중에 분포한 방사성 핵종들을 영상화하여 분석하거나 획득된 디지털 데이터를 다양한 영상처리 등을 이용하여 산업과 의료분야의 연구 목적을 위해 광범위하게 사용되고 있다 [14][15]. 그러나 영상판의 민감도 성능평가에 대한 연구는 부족한 실정이다. 본 연구에서는 필름방식에서 사용된 비감도 측정 방식을 이용하여 컴퓨터 방사선영상 시스템에서 사용하고 있는 영상판의 발광량을 측정하고 분석하였다. 필름방식에서의 특성곡선은 sigmoid 형태로 표현되는데 이때 직선부가 시작되는 점은 필름 제조사와 제품모델별로 다르기 때문에 비감도를 사용하여 필름의 감도 특성을 평가하였다. 그러나 컴퓨터 방사선영상 시스템에서의 영상판은 1 회 사용으로 끝나는 필름과 달리 반영구적으로 재사용이 가능하기 때문에 영상판 자체에 대한 영상판 감도 성능 평가는 영상판 수명과 영상품질 평가에 중요한 지표이다. 그러나 비감도 측정에 대해 기준이 되는 감도점 농도 설정에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서 컴퓨터 방사선영상의 감도점 농도는 모든 특성곡선을 상대적으로 측정하기 용이한 2000 픽셀 값에 설정하였다. 그 이유는 컴퓨터 방사선영상의 특성곡선이 직선에 가

까운 특성곡선의 형태를 가지고 있었으며 잠상시간변화에 따른 특성곡선의 기울기도 통계적으로 유의한 차이가 없었기 때문에 획득된 영상의 농도의 중간 값에 해당하는 2000 픽셀 값을 감도점 농도로 설정하여도 큰 무리가 없다고 판단하였기 때문이다. 우민선 외[16]은 컴퓨터 방사선영상시스템에서 하운스필드(Hounsfield Unit, HU) 스케일을 이용하여 근사적인 의료 피폭 선량을 평가하기도 하였다. 이때 사용된 HU 스케일은 조직에서 흡수된 평균 방사선량으로 픽셀 값을 측정하는 것이다. 따라서 본 연구에서 이용한 픽셀 값에 대한 신뢰성은 검증이 된 방법이다. 또한 동경래 외[17]은 컴퓨터 방사선영상시스템에서의 아티팩트 원인으로 잠상퇴행(fading) 현상도 있었다. 이 연구에서는 X선을 조사한 후 바로 판독한 영상을 기준으로 1 시간 마다 영상의 ROI 내의 평균 픽셀 값을 구하였는데 시간이 지남에 따라 평균값이 증가하였다. 이는 여기발광과장의 신호가 줄어 신호가 높았던 검은색이 신호가 낮은 흰색으로 변화하였기 때문이며 발광량이 감소하여 생기는 아티팩트라고 정의하였다. 이러한 결과는 본 연구 결과와 일치하고 있다. 그러나 즉시 판독한 영상과 8 시간 후 판독한 영상의 픽셀 값이 41% 증가하여 그만큼 발광량이 감소하였다고 보고하였지만 본 연구에서는 34%의 비감도가 감소하였다. 이러한 차이는 영상관의 보관온도와 영상후처리과정의 차이에 의한 것으로 보인다.

또한 동경래의 연구에서는 시간변화에 따라 픽셀 값의 통계적 차이가 $p=0.017$ 로 있었지만 본 연구에서는 $p=0.218$ 로 차이가 없었다. 이는 일정 ROI 내에서 국한된 픽셀 값에 대한 통계적 차이를 보고한 반면 본 연구에서 11 계단의 투과도계를 이용한 특성곡선에 대한 통계적 차이를 검증한 결과로 서로 다른 결과를 도출한 것으로 판단된다. 즉, 24 시간 이내의 잠상퇴행 시간동안은 픽셀이 가지고 있는 값들은 감소하고 그만큼 발광량도 감소하지만 영상의 대조도 품질에는 변화가 없다는 사실을 도출하였다.

컴퓨터 방사선영상시스템에서 영상관은 재사용하기 때문에 장기간 동안의 사용은 영상관의 성능을 저하시킨다. 따라서 광병준 외[18]은 영상관의 우수한 영상획득을 위해 효율적인 정도관리를 주장하였다. 또한 최근

의료기기의 무분별한 설치 이용 및 노후 중고장비의 사용으로 인한 방사선 피폭에 따른 국민 건강권 침해 등의 문제를 해결하기 위해 특수의료장비에 대한 안전성을 강화하고 있다. 특히, 후쿠시마 원전사고를 계기로 의료방사선피폭에 대한 국민들의 관심이 높아지고 있다. 의료방사선 저감화할 수 있는 다양한 기술 개발과 정도관리 기술이 필요한 시점에서 비감도 평가는 컴퓨터 방사선영상 시스템의 중요한 정도관리 항목으로 다루어야 하며 정도관리 체계 수립에 도움을 줄 수 있리라 판단된다.

V. 결론

본 연구에서는 필름방식의 비감도 측정 방식을 응용하여 손쉽게 영상관의 발광량을 측정하고 분석할 수 있는 비감도 측정 기술을 제시하였다. 그 결과 컴퓨터 방사선영상시스템의 영상관 비감도 측정방법으로 유효하다고 판단되며 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 컴퓨터 방사선영상시스템의 영상관 비감도 측정에 필요한 감도점 농도는 모든 특성곡선을 상대적으로 측정하기 용이한 2000 픽셀 값이 적합하였다.
2. 영상관의 감도가 저하될 때 영상신호를 생성하기 위한 빛 발광량도 감소하였고 이는 방사선영상정보의 손실로 인한 아티팩트를 유발할 수 있다.
3. 감도가 감소된 영상관의 발광량을 증가시키기 위해 X-선의 조사선량을 증가시키면 환자의 피폭선량도 커질 수밖에 없다.

참고 문헌

- [1] 허준, 이인자, "增感紙-필름系の 相對感도와 絶對感도에 관한 實驗", 한국방사선기술연구회지, 제 16권, 제1호, pp.67-80, 1993.
- [2] K. Doi, "Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology," Phys Med Biol, Vol.5, pp.R5-R27, 2006.

- [3] Z. F. Lu, E. L. Nickoloff, J. C. So, and A. K. Dutta, "Comparison of computed radiography and film/screen combination using a contrast-detail phantom," J Appl Clin Med Phys, Vol.4, No.1, pp.91-98, 2003.
- [4] J. Y. Jung, H. S. Park, H. M. Cho, C. L. Lee, S. R. Nam, Y. J. Lee, and H. J. Kim, "Imaging Characteristics of Computed Radiography Systems," Korean J Med Phys, Vol.19, No.1, pp.63-72, 2008.
- [5] K. Takahashi, J. Miyahara, Y. Shibahara, Miyahara, and Y. Shibahara, "Photostimulated Luminescence (PSL) and Color Centers in BaFX : Eu²⁺(X=Cl, Br, I) Phosphors," J Electrochem Soc, Vol.132, No.6, pp.1492-1494, 1985.
- [6] D. M. de Leeuw, T. Kovats, and S. P. Herko, "Kinetics of Photostimulated Luminescence in BaFBr:Eu, Phosphors," J Electrochem Soc, Vol.134, No.2, pp.491-493, 1987.
- [7] H. von Seggern, T. Voigt, W. Knüpfer, and G. Lange, "Physical model of photostimulated luminescence of x-ray irradiated BaFBr:Eu²⁺," J Appl Phys, Vol.64, No.3, pp.1405-1412, 1998.
- [8] N. Pongnapang, "Practical guidelines for radiographers to improve computed radiography image quality," Biomed Imaging Interv J, Vol.1, No.2, pp.18-22, 2005.
- [9] A. Tingberg and D. Sjöström, "Optimisation of image plate radiography with respect to tube voltage," Radiat Prot Dosimetry, Vol.114, No.1-3, pp.286-293, 2005.
- [10] 대한영상의학회, 특수의료장비 확대대상 장비의 품질검사기준 개발 연구(영상장비), 보건복지부, 2011.
- [11] 성열훈, "변조전달함수를 이용한 컴퓨터 방사선 영상의 감도 노출 분류에 따른 공간분해능 평가", 디지털융복합연구지, 제11권, 제8호, pp.273-279, 2013.
- [12] 임보연, 박혜숙, 김주혜, 박광현, 김희중, "CR 시스템에서 IP 잠상의 소거 후 Unexposed Image의 평가", 한국의학물리학회지, 제20권, 제4호, pp.199-207, 2009.
- [13] R. R. Cariton and A. M. Adler, *Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science, 5th Edition*, DELMAR CENGAGE Learning, 2013.
- [14] T. Saze, M. Etoh, C. Mori, and K. Nishizawa, "Automatic activity measurement and data processing system using image analyzer, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A," Vol.443, No.2-3, pp.578-585, 2000.
- [15] 광지연, 이경범, 이종만, 박태순, 오필제, 이민기, 서지숙, 황한열, "Imaging plate를 이용한 극저준위 방사능 측정에 관한 연구", 방사선방어학회지, 제29권, 제4호, pp.231-236, 2004.
- [16] 우민선, 이재승, 임인철, "전산화 방사선촬영(CR) 시스템을 이용한 근사적 의료 피폭 선량 평가", 한국방사선학회지, 제6권, 제6호, pp.455-464, 2012.
- [17] 동경래, 최준구, 홍성일, "Computed Radiography 영상에서 Parameter에 의한 Artifact 원인과 해결 방안", 한국콘텐츠학회논문지, 제9권, 제5호, pp.145-155, 2009.
- [18] 광병준, 지태정, "디지털 CR시스템에서 Image plate의 화질 평가", 방사선방어학회지, 제36권, 제4호, pp.216-222, 2011.

저 자 소 개

성 열 훈(Youl-Hun Seoung)

정희원



- 2002년 2월 : 가톨릭대학교 정보통신공학(공학사)
- 2005년 8월 : 가톨릭대학교 컴퓨터공학(공학석사)
- 2010년 8월 : 가톨릭대학교 의물리공학(이학박사)

• 2011년 3월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학과 교수
<관심분야> : 의료영상 콘텐츠, 방사선영상학