

논문 2013-50-2-23

디지털 방사선촬영 환경에서 선량의 최적화 및 영상품질에 대한 연구

(Research for The Environmental Optimization of Dose and Image
quality in Digital Radiography)

이 광 재*, 김 민 기**, 이 종 웅***, 김 호 철****

(Kwang Jae Lee, MinGi Kim, Jong Woong Lee, and Ho cheol Kim)

요 약

Digital Radiography(DR)는 film/screen(F/S)과 비교하여 넓은 계조와 높은 Detective Quantum Efficiency(DQE), Modulation Transfer function(MTF)를 바탕으로 화질의 개선과 저 선량으로 검사가 가능할 것으로 예상됐지만 기대와는 다르게 과노출이 Signal to Noise Ratio(SNR)향상을 가져 오면서 환자 피폭선량의 증가를 가져오게 되었으며 이는 Dose Creep이라는 개념으로 설명 된다. DR에서의 선량 증가 이유는 F/S의 촬영에서 사용했던 관전압(kVp)을 고정 적용하여 Auto Exposure Control(AEC)를 사용하기 때문에 과노출을 유발 할 수 있다. 이에 본 논문은 DR에서 적합한 일반촬영 방법을 제안 하고자 관전압이 대조도에 주는 영향, 관전류(mA)변화에 따른 MTF 측정, 머리 모형을 촬영한 영상의 Peak Signal to Noise Ratio(PSNR) 측정을 통해 정량적 평가를 시행 하였다. 그 결과 관전압에 의한 대조도 변화는 후보정 이후 개선이 가능하며, 관전류에 의한 MTF 측정 결과 50%영역은 1.41~1.39 lp/mm, 10% 영역은 3.19~2.8 lp/mm로 관전류 변화에 따른 초점크기 변화는 영상의 해상력에 영향을 주지 않는다. 영상의 PSNR측정 결과는 관전압과 관전류가 증가 하여도 90kVp를 제외하고 30dB 이상으로 시각에 의한 영상의 차이를 인지하기 어렵다. 실험결과를 바탕으로 디지털 일반촬영에서 관전압은 80kVp 이상 100kVp이하, 관전류는 선예도와 상관 관계가 없으므로 선량과 조사시간을 단축 시킬 수 있는 방향으로 사용하기를 제안한다.

Abstract

Digital Radiography (DR) has improved a quality of resolution based on a wide dynamic range, high detective quantum efficiency (DQE), and modulation transfer function (MTF), compared with film/screen(F/s). Unlike expectation that a low level of radiation can be used in examination, high level of signal to noise ratio(SNR) due to over-exposure caused increase of exposed dose to patients. Also, the auto exposure control (AEC) using Kilovolage(kVp) in F/S can cause over-exposure. Hence, in this study, we proposed a proper method for using DR, in which effect of tubing Kilovolage on device's image, DR MTF measurement with changes of tubing current (mA), and the quantitative evaluation of skull phantom captured images' PSNR were evaluated. Changes of contrast with tubing Kilovolage can be improved by retouching, and MTF changes according to tubing current(1.41~1.39 lp/mm in 50% area, and 3.19~2.8 lp/mm in 10% area) does not influence on resolution of image. As a result, high tubing Kilovoltage, and tubing current will be suitable to use of DR.

Keywords : Digital radiography(DR), Dose, Image quality

* 정회원, 을지병원 영상의학과

(Department of Radiology, Eulji General Hospital(Seoul))

** 정회원, 고려대학교 전자 및 정보공학과

(Department of Electronic & Information Engineering, Korea University)

*** 정회원, 강동경희대학병원 영상의학과

(Department of Radiology, Kyung Hee Hospital at Gangdong)

**** 정회원, 을지대학교 방사선학과

(Department of Radiologic Technology, Eulji University)

접수일자: 2012년10월17일, 수정완료일: 2013년1월20일

I. 서 론

X-ray를 이용한 일반촬영은 film/screen(F/S)에서 Digital Radiography(DR)로 변화 하면서 화질의 향상과 더불어 환자 피폭선량 감소 효과를 기대했으나, Dose Creep현상으로 피폭선량의 증가 되는 현상이 발생하고 있다.^[1] 또한 Auto Exposure Control(AEC)를 사용하는 DR환경에서는 computer radiography(CR)의 사용 환경의 의도적인 선량증가와는 다른 형태로 피폭선량이 증가하게 된다.

그 이유는 장비의 관전압, 관전류의 설정을 F/S의 protocol을 적용하고, 관전압과 관전류가 고정된 상태에서 AEC를 적용시키면 환자의 질환, 체형에 따라 관전압을 변화시키지 않아 조사시간이 길어지게 되면 mAs가 상승되고 피폭선량의 증가로 이어질 수 있다. 또한 과노출이 되더라도 DR의 특성상 SNR의 상승이 영상에 미치는 영향과, 과노출에 의한 발생한 암부가 계조영역에 의해 가시화가 가능함에 따라 과노출을 인지하지 못하는 경우가 생겨^[2] 문제점으로 인식하지 못한다. 그러므로 그동안 관행적으로 행해져 오던 DR에서의 F/S 촬영기법의 노출 원칙도 폐기 될 수 있다^[3] 라고 기존 논문에서 밝히고 있는 바, AEC를 사용하는 DR 장비의 장점을 이용하여 피폭선량을 줄이면서 영상의 품질을 유지 할 수 있는 방법을 생각할 필요가 있다.

본 논문에서는 기존 논문에서 제안하는 AEC를 사용하는 장비에서 관전압을 상승시켜 촬영하는 방법을^[3] 적용 시켜보고, 관전류 증가에 따른 Modulation Transfer function(MTF)측정, F/S protocol의 관전압을 적용한 영상과 관전압을 단계적으로 상승시켜 촬영한 영상을 비교하고 그동안 시각적인 평가에 의존하던 영상평가를 Peak signal to noise ratio(PSNR)의 정량 평가 방법을 사용하여 객관적인 영상 평가를 시행 하였다.

II. 본 론

1. 영상관련인자 및 평가항목

가. 관전압(kVp)

관전압을 증가시키면 과장이 짧아지며 X선의 총에너지는 관전압의 제곱에 비례하여 증가한다. 관전압이 증가하면 선질은 경선이 되며, X선의 투과율이 좋아져서

image의 농도와 대조도에 관계가 있게 된다. 관전압이 증가하면 투과성은 증가되나 영상의 대조도는 저해되며, long scale contrast가 된다. 반대로 관전압을 저하시키면 투과성은 작아지며, 영상의 대조도는 증가되어 short scale contrast가 된다.^[4]

나. 관전류(mA)

관전류를 증대시키면 이와 비례해서 발생하는 X선량도 많아지므로, 투과 X선량도 증대되는데, 이 경우의 투과X선량은 투과 부위마다 같은 비율로 변화한다. 따라서 X선 pattern의 contrast에는 영향이 없다.^[4]

다. 노출 조건에 따른 초점 크기의 변화

초점의 크기는 노출조건에 따라 변화하는데 관전류와 비례하여 증가한다. 이것은 고관전류에서 초점이 더욱 작아지기 때문이다. 저관전압, 고관전류 일수록 증가율은 커진다.^[5]

라. MTF(Modulation Transfer function)

영상의 질을 결정하는 인자 중 선예도를 평가하는 방법 중의 하나가 변조전달함수 (MTF)이며, 응답함수라고도 한다. 시스템에 여러 가지 주파수의 정현파를 입력하고 그 출력정현파의 입력정현파의 진폭에 대해서 어떻게 변하는가를 입력하고 출력 정현파의 진폭 비로 평가하는 것을 말한다. 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$MTF = \frac{a}{A} \quad (1)$$

(a: 출력노출 진폭, A : 입력노출 진폭)

MTF는 공간주파수의 개념이 적용되는데 이는 1mm 내에 정현파 모양으로 변화하는 X선 강도 분포가 몇 회 존재하는가를 나타내는 것으로 단위는 Line pair [lp/mm]이다.^[6]

해상도는 검출된 영상의 개체를 얼마나 잘 구분하는가의 능력으로 픽셀 개수와 그레이(gray level) 개수가 중요한 역할을 하는데 특히 센서의 픽셀 개수에 제한된다.

디지털 영상 시스템(digital image system)의 주파수 반응(frequency response)을 묘사하는 presampling MTF는 영상의 선예도(sharpness)를 평가 하는데 많이 사용되며, LSF(Line Spread Function)의 푸리에변환

(Fourier Transform)으로 얻을 수 있는 영상시스템의 주파수전달 함수이다. 따라서 MTF는 영상시스템의 정량적인 분해능을 관측할 수 있으며, 그 고주파 성분의 값이 많을수록 선예도가 우수하다^[7]

마. PSNR (Peak signal to noise ratio)

신호가 가질 수 있는 최대전력에 대한 잡음의 전력을 나타낸 것이다. 주로 영상 또는 동영상 손실 압축에서 화질 손실 정보를 평가할 때 사용된다. 최대 신호 대 잡음비는 신호의 전력에 대한 고려 없이 평균제곱 오차를 이용해서 계산 할 수 있다.

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX_I^2}{MSE} \right) = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX_I}{\sqrt{MSE}} \right) \quad (2)$$

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

MAX_I = maximum possible pixel value of the image

MSE = Mean Square Error (표준오차)

여기서 MAX_I 는 해당 영상의 최댓값으로서, 해당 채널의 최댓값에서 최소값을 빼서 구할 수 있다. 예를 들어 8bit 그레이스케일영상의 경우는 255(255-0)이 된다.

로그스케일에서 측정하기 때문에, 단위는 dB이며, 손실이 적을수록 높은 값을 가지며 보통 30dB가 넘으면 두 영상의 차이를 눈으로 구분 할 수 없다고 평가한다.

무손실 영상의 경우에는 MSE가 0이기 때문에 PSNR은 정의되지 않는다.

III. 실험

1. 실험장비

표 1. X-선 발생장치 제원

Table 1. Specifications of x-ray generator.

제조사	GE	SIEMENS
모델명	Revolution XRD	Aristos MX
converter	CsI,	CsI
image area	41cm×41cm	43cm×43cm
pixel pitch	200 μ m	143 μ m,
pixel matrix	2022×2022	3001×3001

표 1은 본 연구에 사용된 X-선 발생장치의 제원이다.

가. Step Wedge (AI)

알루미늄소재의 21단 step wedge

나. 선량계

NERO-MAX8000 관전압, 관전류, 선량 측정기

다. Head phantom

불투명한 재질의 외관과 Skull bone이 포함된 phantom



그림 1. ① GE XRD revolution ② SIEMENS Aristos MX ③ NERO 8000 선량계 ④ step wedge ⑤ Head phantom

Fig. 1. ① GE XRD revolution ② SIEMENS Aristos MX ③ NERO 8000 선량계 ④ step wedge ⑤ Head phantom.

2. 실험방법

가. 관전압 증가에 따른 대조도 변화 구현 실험

(1) Tube-Detector 거리: 100cm

(2) AEC Mode 적용

(3) 촬영 조건 : 70, 80, 90, 100kVp

(4) step wedge를 detector의 장축방향으로 위치시킨 후 10kVp씩 조건변화를 시켜 촬영하고 영상을 image J

를 이용하여 step wedge중앙을 text file로 변환시켜 microsoft excel에서 그래프를 그려냈다.

나. 관전류 증가에 따른 MTF변화 측정 실험

- (1) Tube-detector 거리: 156cm
- (2) 촬영조건 : IEC61267에서^[8] 제정된 4종류의선질 중 RQA5를 이용하였다
- (3) 부가필터 : 21mm AI filter를 collimator 앞에 위치시킨다.
- (4) tungsten wedge를 detector 중앙에 위치시키고 수직방향에 2~3° 기울여 놓고, RAQ5 선질 조건에서 mA만 50, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 800으로 변화시켜 촬영했다.

촬영된 DICOM(Digital Image and Communications in Medicine) image를 Matlab S/W를 이용하여 MTF를 측정하였다.

다. 관전압 증가에 따른 영상 비교

- (1) Tube-detector 거리 : 100cm
- (2) AEC Mode 적용
- (3) 촬영조건 : 70~100kVp 10kV씩 증가시켜 촬영하였다.
- (4) head phantom을 detector 중앙에 위치시키고, 조건의 변화를 주어 촬영된 영상을 image J를 이용하여 PSNR을 측정 하였다.

라. 선량 측정

- (1) Tube~선량계 거리: 78cm
(detector~head phantom 상단까지 거리: 12cm)
- (2) 촬영조건: Manual (AEC적용 했던 촬영조건 사용) head phantom image를 얻을 때 사용했던 조건을 Manual로 선량계에 exposure하여 조사선량 수치를 기록했다.

IV. 결 과

1. 관전압 증가에 따른 대조도 변화 구현 결과

표 2는 관전압별 step wedge의 최소값과 최대값의 차이를 나타낸 표이며, 최소값과 최대값의 차이가 클수록 step wedge의 영상 대조도가 크다고 할 수 있다. 같은 관전압을 비교 하였을 때 보정 후 대조도 차이가 더

표 2. step wedge의 픽셀 최대, 최소값
Table 2. pixel value of step wedge.

	보정 전			보정 후		
	min	max	max-min	min	max	max-min
70kVp	2097	3954	1857	1611	3613	2002
80kVp	2208	3596	1388	1742	3446	1704
90kVp	2313	3535	1222	1851	3432	1571
100kVp	2350	3486	1136	1881	3324	1443

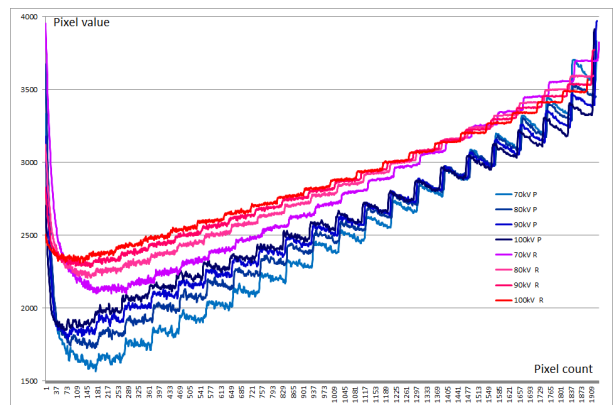


그림 2. 보정 전, 후 step wedge 그래프
Fig. 2. Processing before and after the step wedge graph.

커지므로 관전압이 주는 영향이 보정에 의해 보완 되는 것을 알 수 있다.

보정 전의 Step Wedge는 관전압이 높을수록 픽셀의 최대값(max)-최소값(min) 차이가 70kVp 기준으로 최대 39% 감소하여 그래프의 기울기가 완만해지며 저 대조도의 양상을 보인다.(그림 2의 붉은 계열 그래프)

보정 후 Step Wedge영상은 보정 전에 비해 픽셀의 최대값(max)-최소값(min) 차이가 70kVp 기준으로 최대 28%로 감소, 그래프의 기울기가 증가하며, 고 대조도 양상을 보이며 각 Step 단계의 경계도 명확해진다. (그림 2의 파란계열 그래프)

2. 관전류 증가에 따른 MTF변화 측정 결과

표 3은 MTF 측정치를 기록한 표이다. 해상력을 나타내는 MTF 10%의 수치는 관전류가 증가 할수록 저 하된다. 50mA 기준으로 최대 13%까지 저하되지만, 2.5 IP/mm 이상의 수치를 보인다.

선예도를 나타내는 MTF 50%의 수치는 50mA~800mA까지 큰 차이를 보이지 않는다. (그림 3)

표 3. 관전류 변화에 따른 MTF 측정 결과표

Table 3. MTF measurement result table according to the change in tube current.

	10% (lp/mm)	백분율 (%)	50% (lp/mm)	백분율 (%)
50mA	3.19		1.41	
100mA	3.19	100%	1.41	100%
200mA	3.02	94.6%	1.41	100%
300mA	3.27	102.5%	1.40	99.29%
400mA	3.1	97.17%	1.40	99.29%
500mA	2.98	93.4%	1.39	98.58%
600mA	2.98	93.4%	1.40	99.29%
800mA	2.8	87.7%	1.39	98.58%

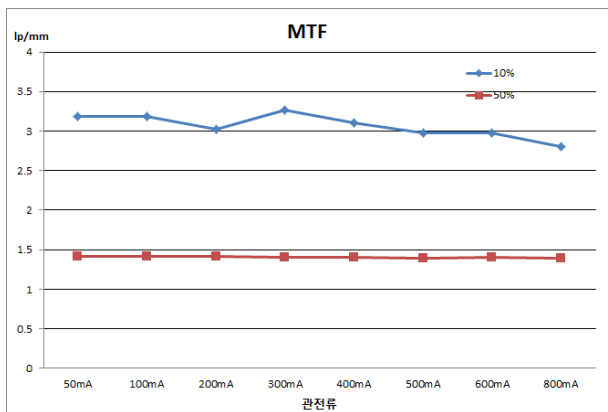


그림 3. 관전류 변화에 따른 MTF 그래프
Fig. 3. MTF graphs according to the change in tube current.

3. 영상의 정량평가 및 조사선량 측정결과

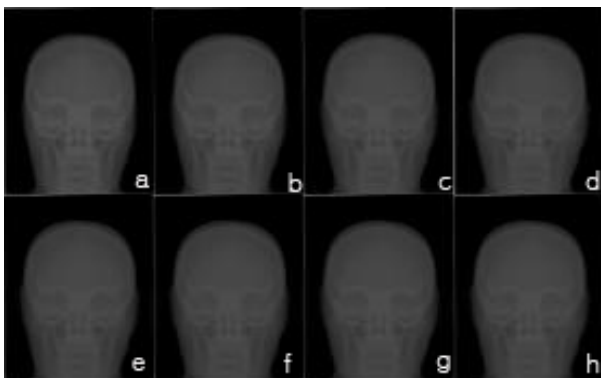


그림 4. Skull phantom을 촬영한 영상
(a-d: 70~100kVp 200mA(소초점),
e-h: 70~100kVp 500mA(대초점))
Fig. 4. image of skull phantom.
(a-d: 70~100kVp 200mA(small focus),
e-h: 70~100kVp 500mA (large focus))

가. PSNR 측정 결과

그림 4는 관전류를 200mA(소초점), 500mA(대초점), 관전압을 10kVp씩 증가하여 촬영한 실제 영상이다. 전반적으로 관전압이 상승 할수록 PSNR 측정치가 감소되는 추세를 보이며, 70kVp 200mA(Small focus) 기준으로 비교하여 전 영역 30dB을 넘는 결과를 얻었다. (표 4)(그림 5)

표 4. 관전압, 초점별 PSNR 측정값
Table 4. PSNR measurement of image.

		post-processing image (Skull)		
초점	관전압	PSNR	RMSE	MAE
200mA (소초점 0.6mm)	70kVp			
	80kVp	40.4	155.4	73.5
	90kVp	33.3	353.9	131.8
500mA (대초점 1.20mm)	100kVp	32.2	399.5	167.3
	70kVp	29.4	553.9	256.1
	80kVp	30.0	512.6	181.8
	90kVp	30.3	499.3	143.8
	100kVp	30.3	498.4	114.2

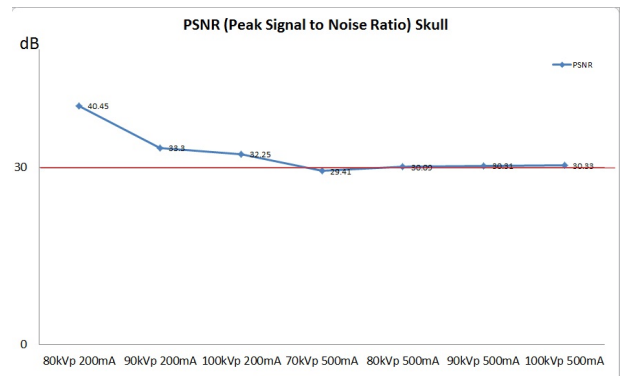


그림 5. skull 영상의 PSNR 측정 그래프
Fig. 5. PSNR measurement graphs of the skull images.

나. 조사선량 측정치

표 5는 Head Phantom의 촬영조건 그대로 Exposure 하여 NERO 8000 선량계를 이용하여 측정된 결과 이다.

표 5. 조사선량 측정치
Table 5. measure of exposure dose.

	조사선량 측정치 (mR)			
	SIEMENS	백분율	GE	백분율
70kVp 200mA	109.7	100%	105.8	100%
80kVp 200mA	82.7	75%	88.3	83%
90kVp 200mA	71.8	65%	66.5	62%
100kVp 200mA	63.1	57%	52.2	49%

70kVp를 기준으로 하여 관전압이 증가할수록 조사선량 측정치는 감소하는 추세를 보인다. 특정 관전압에서 급감하는 추세는 보이지 않으며, 100kVp 일때 최대 49.3% 선량 감소를 보였다

V. 고 찰

F/S를 사용하여 일반촬영 영상을 획득하는 과정에서 관전압은 투과력에 의한 대조도차이를 영상에 투영한다. 그래서 두께가 얇은 부위, 고 대조도가 필요한 부위는 저 관전압을 두꺼운 부위나 저 대조도가 필요한 부위는 고 관전압을 인가하여 영상을 획득하였다.

관전류는 영상의 선예도와 관용도에 영향을 주는 인자로 하지만 상지, 얼굴의 안면부 등 미세한 구조물을 구현하기 위해서는 소 초점을 크고 두꺼운 부위인 복부, 골반등의 부위에는 대 초점을 사용하였다.

DR 장비에서는 상기 두 가지 인자가 영상에 주는 영향이 F/S에 비해 적다. 본 실험 결과에 의하면 영상획득 부위의 성능과 장비사에서 제공하는 영상처리 과정을 통해서 충분히 보상이 가능하다는 점이다. 그렇다면 환자의 선량을 최소화 하면서 영상의 손실이 적은 촬영법을 위해 관전압과 관전류의 설정을 변화시키는 것이 가능하다.

본 연구에서는 skull 한 부위만을 실험 했기에 더 많은 자료가 필요하며, 디지털 일반촬영 영상의 화질관리 항목의 체계화가 필요하다.

일반촬영 영상의 최적화를 위한 관전압과 관전류 또는 부가적인 촬영 parameter의 개선이 필요하다.

VI. 결 론

본 논문의 실험결과는 관전압이 대조도에 주는 영향은 후보정에 의해 촬영 부위에 적합한 영상정보를 기록하는데 문제가 없으며, 영상의 선예도는 보편적으로 알려진 관전류에 의한 영향보다는 detector 성능에 좌우된다. 이는 DR을 이용한 일반 촬영에서 관전압, 관전류는 영상을 형성하는 과정에서 X-ray를 발생 시키는 중요 인자이지만 영상획득과 후처리는 Detector와 장비사의 영상처리 과정을 통하여 final 영상을 결정 짓게 되므로, film을 사용하는 영상획득 과정에서의 영향력을 주지 않는다. 때문에 영상의 PSNR 측정결과도 30dB에

근접하거나 넘는 결과로 시각에 의한 영상 평가 시 구분하기가 어렵다.

따라서 AEC를 사용하는 디지털 일반촬영 환경에서 화질의 저하 없이 선량을 줄일 수 있는 방법은 촬영 부위마다 다르게 적용해야 하겠지만 관전압은 80kVp~100kVp, 관전류는 선예도에 주는 영향이 없으므로 현재 설정된 관전류(mA)를 유동적으로 촬영 목적에 맞춰 사용할 것을 제안한다.

참 고 문 헌

- [1] Cornelia Schaefer-Prokop, Ulrich Neitzel, Henk W. Venema, Martin Uffmann, and Mathias Prokop, Dose containment and control of image quality, Eur Radiol ; 18(9): pp.1818 - 1830. September 2008.
- [2] International Commission on Radiological Protection (ICRP):93 pp.12-21
- [3] TERRI L FAUBER, EoD, R.T • (R)(M) High kilovoltage Digital Exposure Techniques and Patient Dosimetry. Radiologicn Technology Vol.82/No.6 July/August 2011.
- [4] 김정민 외 4명, 방사선 화상정보학실험, 펴냄 흥, pp.30-45, 2000.
- [5] 박수성, 김건상, 이관세, 이용철, 진단방사선원리, 대학서림, pp.376, 1985.
- [6] 강희두, Wide Step Wedge 영상분석법을 이용한 디지털 X선장치의 항구성 평가, 광운대학교 대학원, 11쪽, 학위논문(박사) 2009.
- [7] 이종웅, Exposure횟수에 따른 IP화질 변화의 정량 평가에 관한 연구, 고려대학교 의용과학대학원, 43 쪽, 학위논문(석사) 2011.
- [8] International Electrotechnical Commission, International Standard IEC 62220-1, medical electrical equipment-characteristics of digital imaging devices-Part 1: determination of the detective quantum efficiency, Geneva 2003.

저 자 소 개



이 광 재(정회원)-주저자
2013년 고려대학교 의용과학
대학원 의료영상공학과
졸업.
2002년 2월~현재 을지병원
영상의학과 방사선사
<주관심분야 : 의료영상>



김 민 기(정회원)-교신저자
1977년 고려대학교 전기과
학사졸업
1985년 Columbia Univ. 석사졸업
1991년 Polytechnique Univ.
박사 졸업
1992년 고려대학교 의용전자
공학과 임용
현재 고려대 전자 및 정보공학과 교수
<주관심분야 : 3D 영상처리>



이 종 응(정회원)-공동저자
2011년 고려대학교 의용과학대학
원 의료영상공학과 졸업
2013년 광운대학교 전자공학과
박사과정
1996년 9월~2006년 5월 한림대학교
평촌성심병원 영상의학과
책임방사선사

2006년 6월~현재 강동경희대학교병원
영상의학과 책임방사선사
<주관심분야 : 의료영상, X-ray, 3D 디스플레이>



김 호 철(정회원)-교신저자
2002년 고려대학교 응용전자
공학과 학사 졸업.
2004년 고려대학교 의학과
(이학석사)
2009년 고려대학교 의학과
(이학박사)

2012년~현재 을지대학교 방사선학과 교수.
<주관심분야 : 의료영상처리>