

디지털 방사선시스템에서 영상증강 파라미터의 영상특성 평가

Image Quality Evaluation of Medical Image Enhancement Parameters in the Digital Radiography System

김창수, 강세식, 고성진
부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

Changsoo Kim(cszzim@cup.ac.kr), Se-Sik Kang(sskang@cup.ac.kr),
Seong-Jin Ko(sjko@cup.ac.kr)

요약

디지털 방사선시스템에서의 의료영상 획득의 방법은 X선을 조사하고, 반도체 디텍터(Detector)를 이용하여 직접 및 간접으로 변환하여 기존 업체마다 여러 가지 알고리즘을 적용하여 적절한 이미지 프로세싱을 거쳐서 입상의 적절한 영상을 획득한다. 방사선과에서 적절한 의료 영상 형성을 위하여 적용하는 이미지 프로세싱 파라미터(Image Processing Parameters)는 Edge, Frequency, Contrast, Latitude, LUT, Noise 등의 영상 증강의 과정은 기술력 및 업체 알고리즘에 따라 다르게 적용되고 있다. 따라서 본 논문에서는 디지털 방사선 환경에서의 최종의 입상 영상을 위한 이미지 증강의 파라미터들의 적정 세팅 값의 기준을 제시하고자 한다. 그리고 각 병원들의 의료 영상을 바탕으로 이미지 프로세싱 파라미터들을 변화하여 각 파라미터들의 세부적인 기준 세팅값을 연구하며, 실제적인 파라미터 변화에 대한 적절한 의료 영상을 디지털방사선시스템의 영상 평가 방법을 도식화하여 결과를 제시하고, 향후 입상에서 적용 및 활용 가능한 객관적인 영상 파라미터에 대한 특성 평가의 응용을 정립하고자 한다. 또한 다양한 표본 병원의 디지털 방사선 환경에서 적정 파라미터 값들을 조사하여 입상에서 영상의 화질에 미치는 영향으로 특성 평가의 객관적인 기준의 변조전달함수(MTF)의 공간해상력을 제시하고 한다.

■ 중심어 : | 디지털 방사선시스템 | 영상 특성 | MTF | 영상 증강 파라미터 |

Abstract

Digital imaging detectors can use a variety of detection materials to convert X-ray radiation either to light or directly to electron charge. Many detectors such as amorphous silicon flat panels, CCDs, and CMOS photodiode arrays incorporate a scintillator screen to convert x-ray to light. The digital radiography systems based on semiconductor detectors, commonly referred to as flat panel detectors, are gaining popularity in the clinical & hospital. The X-ray detectors are described between a-Silicon based indirect type and a-Selenium based direct type. The DRS of detectors is used to convert the x-ray to electron hole pairs. Image processing is described by specific image features: Latitude compression, Contrast enhancement, Edge enhancement, Look up table, Noise suppression. The image features are tuned independently. The final enhancement result is a combination of all image features. The parameters are altered by using specific image features in the different several hospitals. The image in a radiological report consists of two image evaluation processes: Clinical image parameters and MTF is a descriptor of the spatial resolution of a digital imaging system. We used the edge test phantom and exposure procedure described in the IEC 61267 to obtain an edge spread function from which the MTF is calculated. We can compare image in the processing parameters to change between original and processed image data. The angle of the edge with respect to the axes of detector was varied in order to determine the MTF as a function of direction. Each MTF is integrated within the spatial resolution interval of 1.35- 11.70 cycles/mm at the 50 % MTF point. Each image enhancement parameters consists of edge, frequency, contrast, LUT, noise, sensitometry curve, threshold level, windows. The digital device is also shown to have good uniformity of MTF and image parameters across its modality. The measurements reported here represent a comprehensive evaluation of digital radiography system designed for use in the DRS. The results indicate that the parameter enables very good image quality in the digital radiography. Of course, the quality of image from a parameter is determined by other digital devices in addition to the proper clinical image.

■ keyword: | Digital Radiography System | Image Quality | MTF | Image Enhancement Parameters |

* 본 논문은 2008년도 부산가톨릭대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 수행되었습니다.

접수번호 : #100302-006

심사완료일 : 2010년 04월 28일

접수일자 : 2010년 03월 02일

교신저자 : 김창수, e-mail : cszzim@cup.ac.kr

I. 서론

최근 사회 전반적으로 의학 분야에서 디지털 영상 시스템과 의료 기기 등에서 반도체 물질과 애플리케이션의 디바이스 및 회로 시스템에 대한 연구가 활발히 적용되고 있다. 기존의 필름/증감지 방식은 영상 획득의 필름 특성, 이미지 형성의 실시간 요구, 이미지 프로세싱의 한계 등의 문제점들을 발생하였으며, 이를 해결하기 위하여 의료영상저장전송시스템(PACS)을 활용한 디지털 방사선 영상시스템(DRS)이 본격적으로 병원에 구축되고 있다.

디지털 방사선 시스템은 X선을 전기적 신호로 전환하는 방식에 따라 직접 및 간접 방식의 기술로 양분되며, 직접 변환 방식은 피사체를 투과한 X-선의 흡수에 의해서 중간단계를 거치지 않고 바로 전기적인 신호를 발생시키는 광전물질(Photoconductors)을 사용한다. 그리고 간접변환방식은 X-선이 형광체(Scintillator)와 반응하여 가시영역의 파장을 가지는 광자를 방출하고, 이를 광소자(Photodiodes)가 전기적인 신호로 변환하는 방식이다[1].

디지털 의료 환경에서의 의료영상 획득의 방법은 X-선을 조사하고, 반도체 디텍터(Detector)를 이용하여 직접 및 간접으로 변환하여 기존 업체마다 여러 가지 알고리즘을 적용하여 적절한 이미지 프로세싱을 거쳐서 임상적 적정한 영상을 획득한다[2][3].

방사선과에서 적절한 의료 영상 형성을 위하여 적용하는 이미지 프로세싱 파라미터(Image Processing Parameters)는 Edge, Frequency, Contrast, Latitude, LUT, Noise 등의 일정 값을 파일로 저장하여 촬영 부위에 따라 지정된 값을 일괄적으로 적용된다. 각 촬영 환자의 부위별 영상은 바로 Raw 데이터를 이용하여 임상에서 필요한 영상으로 변환하는 이미지 프로세싱의 파라미터들로 증강하는 처리과정은 기술력 및 업체 알고리즘에 따라 다르게 적용되고 있다. 그러므로 이미지 증강(Image Enhancement)의 프로세싱 파라미터들의 적용도 각 병원마다 적정 값 설정을 객관성의 임상적 영상 평가 및 기준, 디지털 의료 영상 표준 파라미터를 정하지 않고, 단지 임상 관독의 전문의를 중심으로 한

의료영상 화질의 주관적인 평가로 설정 값들이 변화하며, 전문의의 요청 시에 업체의 기술자가 임의로 적용하고 있는 실정이다.

따라서 본 논문에서는 디지털 방사선 환경에서의 가장 효율적인 의료 영상 형성을 위한 이미지 증강의 파라미터들의 적정 세팅 값의 기준을 제시하고자 한다. 그리고 각 병원들의 의료 영상을 바탕으로 이미지 프로세싱 파라미터들을 변화하여 각 파라미터들의 세부적인 세팅 기준을 연구하며, 실제적인 파라미터 변화에 대한 적합한 의료 영상을 디지털 방사선 시스템의 영상 평가 방법을 도식화하여 제시하고, 향후 임상에서 적용 및 활용 가능한 객관적인 영상 특성(Image Quality) 평가(Evaluation) 기준의 응용을 정립하고자 한다. 또한 다양한 표본 병원의 디지털 방사선 환경에서 적정 파라미터 값들을 조사하여 임상에서 영상의 화질에 미치는 영향으로 특성 평가의 객관적인 기준의 변조전달함수(MTF)의 공간해상력을 제시하고 한다.

본 연구는 재료 및 방법을 서술하고, 다음에서는 이미지 증강의 파라미터들의 세부 내용을 제시하며, 실험 결과를 논하고, 마지막으로 결론을 맺는다.

II. 재료 및 방법

1. 이미지 증강 파라미터

디지털 의료영상에서의 방사선 영상 형성은 기본적으로 영상 증강을 위한 파라미터들로 구성되며, 각 업체마다 프로그램 상의 약간의 차이는 있으나, 이미지 처리의 파라미터 기본요소는 거의 동일하다. 파라미터들의 각 내용은 다음과 같다.

1.1 Contrast Enhancement

노광량에 대한 농도의 차이로 0~24 단계로 설정되어 영상의 대조도 강조를 표현하며, 파라미터를 증가하면 복부 intestines와 흉부 mediastinum region의 영상이 강조된다. 일반적으로 Enhance Factor와 거의 동일시 한다.

1.2 Edge Enhancement

0~20단계로 조직의 경계면을 구별하여 영상 픽셀 margin의 엣지 강조의 변화를 표현한다. 파라미터를 증가하면 흉부 small blood vessels과 small calcification의 영상이 부분적인 증강이 나타난다.

1.3 Frequency

0~6단계로 각 영상의 주파수 변화를 영상에 나타내고, 각 파라미터에 따른 영상의 뚜렷한 증강은 없다. 각 업체마다 고유한 세부 파라미터 설정을 생성하여 필터 처리의 LFP, HFP 처리를 형성하며, 다양한 알고리즘 필터의 조합으로 영상을 표현한다.

1.4 Latitude Compression

0~20단계로 콘트라스트에 의해 영상이 균일하지 못할 때 사용하며, Dynamic range를 나타낸다. 파라미터의 증강은 흉부 lung tissue와 복부의 골반/흉추 Translucent 영상, 두개골 bone과 soft tissue 영상을 강조한다. 일반적으로 콘트라스트 값과 동일한 파라미터 수치를 설정한다.

1.5 LUT(Look Up Table)

0~17단계로 각 업체의 프로그램에 내장된 일정한 테이블에 파라미터 값을 설정하여 사용한다. 일반적인 디지털 영상은 Linear 타입을 사용하며, 다른 기본적인 타입은 Sigmoid, Logarithmic, Exponential, Gamma Curve를 사용한다.

2. 디지털 시스템의 영상 특성 평가

디지털 시스템에서의 방사선 영상과 관계하는 평가 인자는 검출기 관점에서 전기적 신호 및 전달에 관련된 평가 인자와 획득한 영상을 기본으로 하는 기초 평가인자, 또한 영상과 검출기 관점을 동시에 고려하는 통합적 종합평가 인자로 실시하고 있다.

아날로그 및 디지털 시스템을 포함한 기본적인 영상 성능의 평가인자는 공학적인 성능 평가인자로서 선형성(Linearity), 동적영역(Dynamic range), 대조도(Contrast), 공간해상도(Spatial resolution)로 구분한

다. 디지털 방식에서는 기본적인 평가인자에 잡음(Noise) 특성을 추가하여 영상을 평가한다.

디지털 방식에서 획득한 영상을 평가하는 인자는 공간분해능, 대조도, 잡음의 세 가지로 평가하며, 공학적인 측면에서는 위의 세 인자들이 상호 연관되어 공학적으로 표현 가능한 중간 단계(Intermediate concepts)의 변조전달함수(MTF, Modulation Transfer Function), 잡음력 스펙트럼(NPS, Noise Power Spectrum), 신호대잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)를 다시 정의하여 영상 특성을 평가한다[4].

3. 실험방법

디지털 의료영상 증강의 파라미터들을 방사선 영상에 적용하여 가장 적절한 의료영상을 위한 세팅 값을 도출한다. 영상 증강 파라미터의 기본적인 평가는 의료 영상 평가(Image evaluation)기준과 방사선과 전문의의 관독 요구기준을 종합하여 가장 적절한 임상적 유용성의 영상 성능을 평가하며, 그리고 각 임상 영상을 평가하기 위하여 디지털 영상의 특성 평가 방법으로 프로그램 툴(Matlab R2007a)에서 측정한다. 방사선학적 임상 영상을 획득하기 위하여 각 파라미터들의 값을 변화하여 Raw 데이터에서 이미지 프로세싱을 실시하여 각 영상 변화를 관찰한다.

실험 재료는 총 5개의 병원에서 사용하는 CR 및 DR (FPD, Flat Panel Detector)의 디지털방사선시스템에서 적용되는 파라미터들을 이용하여 실험을 실시한다.

각 병원의 시스템은 다음과 같다. A 병원은 C**-*-*-* II 디지털 방사선 시스템과 V**-*-*R** 장비를 사용하였고, B 병원은 D*** 디지털 방사선 시스템을 사용하며, C, D, E 병원은 A****A*** ***-FD Imaging System(*-*) 장비를 이용하여 실험을 한다. 병원 환자 중 일정 기간(2년)의 외래 및 입원환자 100명을 무작위로 선정하여 워크스테이션에서 이미지 프로세싱을 이용하며, 각 촬영부위의 대표성으로 Abdomen /L-spine, Chest, Skull, Knee, Elbow 임상 영상으로서 파라미터 세팅값의 유용성과 영상 특성 평가로 MTF의 공간주파수를 공간해상도로 제시한다.

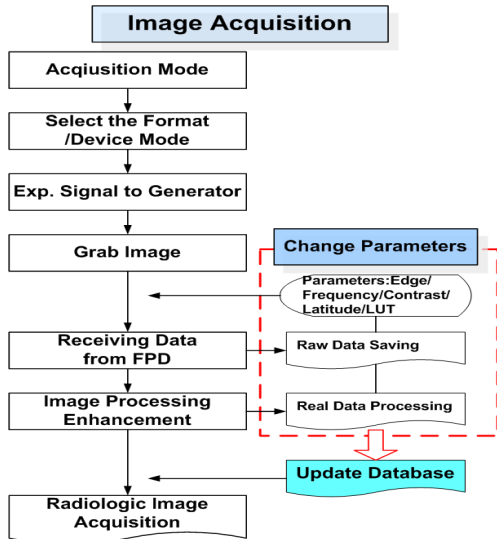


그림 1. 파라미터 변화에 따른 영상 획득의 다이어그램

실험 방법은 영상 증강의 파라미터들을 인위적으로 여러 가지 세팅 값을 변화하여 임상에서 전문의가 판독 가능한 정도의 가장 적절한 임상 영상을 획득한다. 그리고 일반적인 환자의 검사 부위 및 연령에 따른 기본 촬영 조건은 판독 가능한 임상 영상으로서 시스템에서의 세팅값은 각 병원의 조건을 이용한다.

CR의 카세트 크기 35×43cm (14×17"), 공간해상도 10 pixels/mm, 픽셀 매트릭스 사이즈 3428×4248의 MD 4.0T를 실험 대상으로 한다. FPD 시스템은 카세트 크기 35×43cm (14×17"), 공간해상도 10 pixels/mm, 픽셀 매트릭스 사이즈 2991×2798을 실험 대상으로 한다. 또한 촬영부위별 조건은 단지 장비에서 입력된 값을 변화 없이 사용하여 실험하며, 각 CR과 FPD 시스템에서의 PreImage 프로세싱의 촬영조건은 [표 1]과 같다.

영상 평가의 방사선질(Radiation Quality)은 IEC 61267에서 정의하는 RQA를 사용한다. RQA5는 평판형 수송체에 적용되는 관전압 및 관용기(tube) 필터 등을 통하여 정의하며 촬영부위에 따라 조건을 70kVp, HVL 7.1mm, 부가 필터 21mm Al의 조건을 세팅한다[4][5]. 다른 여러 가지 업체의 기기별 조건은 변화없이 사용하며, Edge Test Phantom에서 MTF 측정은 200mA, 0.20sec, SSD 110cm로 실험을 수행한다. 그리고 영상

을 획득하여 MTF 그래프를 작성하여 공간주파수 결과 값을 비교 및 분석한다.

표 1. 방사선 장비의 PreImage Processing 조건 (kVp/mAs)

	Abdomen	Chest	Skull	Knee	Elbow
CR	70/44	102/0.8	60/45	50/3.8	50/2.5
FPD	66/44	102/0.8	66/40	50/3.8	50/2.5

III. 실험 결과

1. 파라미터 세팅값

일반적인 디지털 방사선 영상의 파라미터 영상은 1280×1024×24b로 Chest, Skull, Abdomen(L-spine), Upper 및 Lower Extremities 영상(Knee, Elbow)의 변화를 획득하였다.

업체의 A 장비의 영상 파라미터는 MUSI/Edge contrast, Noise/Latitude reduction, Window, Sensitometry curve type (RP1KT/E25/Linear/NK5), Threshold level, Contrast Nr of Levels로 구성된다.

B 장비의 영상 파라미터는 Edge, Frequency, Contrast, Latitude, LUT로 구성된다.

G 장비의 영상 파라미터는 Amplification, Harmonization (Kernel/Gain), Spatial filter (Kernel/Gain/LUT)로 구성된다.

실험 결과에서 사용하는 영상은 임상 기준 촬영부위 영상으로서 디지털 FPD 시스템에서 각각의 Raw 영상을 획득하고, 적절한 파라미터로 이미지 프로세싱 후에 영상 증강을 실시하여 각 업체의 장비에 대한 적합한 값을 여러 촬영부위로 실험하여 임상적으로 판독 가능한 최종 영상을 획득하였다. 이때 설정된 파라미터 값을 그 장비의 값으로 결과를 나타내었다.

실험 결과의 값들은 관련 업체에서 영상처리 프로그램의 보안을 요구함으로써 일부만을 공개 한다. 유용한 임상적 영상의 파라미터 값의 결과는 다음과 같다[표 2][표 3][표 4].

표 2. 방사선 영상의 파라미터 Value 1

	Edge	Frequency	Contrast	Latitude	LUT
Abdomen	6	6	10	7	7
Chest	7	4	4	0	16
Skull	8	3	10	5	7
Knee	7	1	10	5	7
Elbow	8	1	10	5	6

표 3. 방사선 영상의 파라미터 Value 2

	Abdo.	Chest	Skull	Knee	Elbow
MUSI	3.5	3.5	3	3.5	3.5
Edge	1	0	2	0	0
Noise Red.	1.3	3	1	1.3	1.2
Latitude Red.	3	0	1.5	1	1
Ext. W(L/R)	-0.2/0	-0.4/0.2	-0.3/0.2	-0.3/0.1	-0.3/0.1
sensimetric curve	NK5	E25	RP1KT	RP1KT	RP1KT
Threshold. value	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
contrast Nr level	3	3	3	3	3

표 4. 방사선 영상의 파라미터 Value 3

Amplifica.	Harmonization		Spatial Filter		LUT	
	kernel	Gain	Kernel	Gain		
Abdomen	2.0	127	0.15	23	0.30	4
Chest	2.0	127	0.35	23	0.70	8
Skull	2.0	127	0.15	23	0.50	4
Knee	2.0	255	0.25	23	0.50	6
Elbow	2.0	127	0.30	7	0.50	6

2. 영상 특성 평가

영상 평가는 CR 및 FPD 시스템에서 각 파라미터 값의 기본 촬영 부위 영상으로서 전문의가 판독하기에 적합한 임상 영상으로 영상 증강 파라미터를 산출하여, 가장 적합한 디지털 의료 영상을 형성하는 값을 업체의 적정 값으로 설정한 영상으로 실험하였다. 그리고 디지털 영상의 특성 평가 방법은 프로그램을 코딩하여 MTF 그래프를 작성하여 공간해상도는 50% MTF 값의 공간주파수로 평가하였다. 다음은 Edge test phantom을 이용한 영상을 나타내고[그림 2][그림 3],

영상 특성 평가 프로그램을 코딩하여 MTF 그래프 및 공간주파수를 계산하였다. 각 그래프는 영상 시스템의 대표적인 해상도를 나타내며 전체 결과는 50% MTF 값에 대한 공간주파수로 [표 5]에 도식하였다[그림 4][그림 5][그림 6].

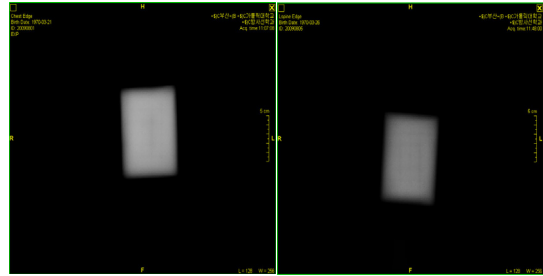


그림 2. 파라미터의 영상 특성 평가 (Edge Phantom - Chest/L-spine)

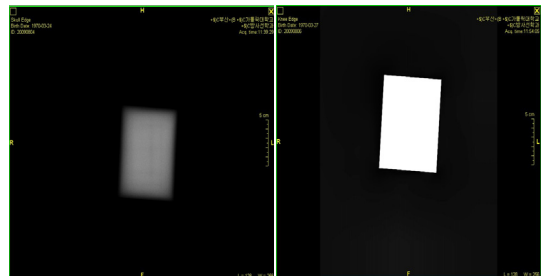


그림 3. 파라미터의 영상 특성 평가 (Edge Phantom - Skull/Knee)

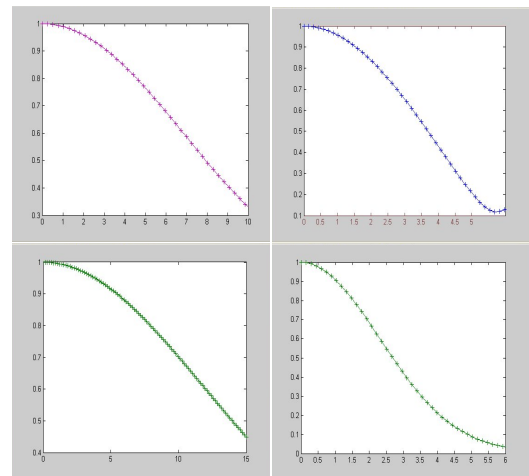


그림 4. CR 영상시스템에서의 MTF 그래프 (Chest/Abdomen/Skull/Knee)

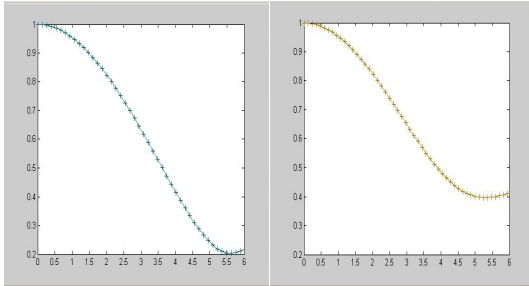


그림 5. CR 영상 시스템에서의 MTF 그래프 (L-spine/Elbow)

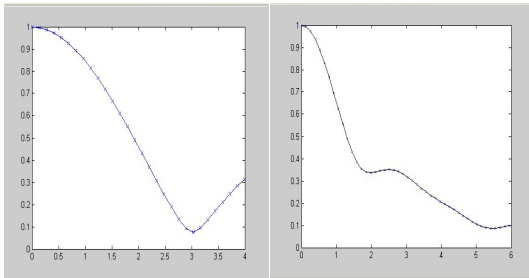


그림 6. FPD 영상 시스템에서의 MTF 그래프 (L-spine/Elbow)

표 5. 영상 파라미터의 MTF 공간주파수 (50% MTF value, units LP/mm)

	CR	FPD 1	FPD 2	FPD 3	FPD 4
Abdomen	3.66	3.22	3.37	3.29	3.50
Chest	7.82	5.34	6.66	5.14	5.80
Skull	14.00	11.50	8.32	10.45	11.70
L-spine	3.65	3.43	1.92	3.10	3.21
Knee	2.68	3.10	1.35	2.80	2.49
Elbow	3.92	3.62	3.84	3.53	3.31

IV. 결론

디지털 방사선 영상의 증강 파라미터 값은 각 업체 장비의 시스템 특성에 따라 영상처리 프로그램의 차이로 세팅값들이 다르게 나타났으나, 디지털 의료영상으로 적합한 임상 영상의 획득이 가능하였다. 각 장비의 증강 파라미터 값은 이미지 프로세싱 후에 적합한 방사선 영상으로서 최종 영상 형성에 적합하였다. 그리고 디지

털 영상 형성의 파라미터들은 검사 부위, 환자의 신체적인 조건 등에 따라 자동 설정된 값들을 기본으로 내장형 프로그램화 하였으며, 전문가가 판독 가능한 영상으로 이미지 처리하여 시스템에 저장되어 각 과별로 서비스되고 있다.

그러므로 본 실험 결과에서는 각 파라미터의 세팅값을 검사 부위에 따른 적합한 값들을 여러 실험으로 결과 값으로 제시하였으며, 각 파라미터 값에 대한 영상 특성을 평가하여 검증을 실시하였다.

결과에서 각 파라미터에 대한 세팅값의 공간해상도는 50% MTF 값의 그래프에서 공간주파수는 평균값으로 검사 부위별로 Abdomen은 3.408 LP/mm, Chest는 6.152 LP/mm, Skull은 11.194 LP/mm, L-spine은 3.062 LP/mm, Knee는 2.484 LP/mm, Elbow는 3.644 LP/mm로 나타났다. 이 값은 일반적인 디지털 영상 시스템의 공간해상도 1.8 - 2.2 LP/mm보다 매우 높은 해상도를 나타내었다[6].

검사 부위에 대한 각 파라미터 값의 영상들은 전문의 및 방사선사가 최종의 임상 영상으로 활용하기에 충분한 해상도를 나타내는 영상으로 사료된다.

또한 본 연구에서는 이미지 증강에 대한 파라미터 값들을 임상 6 가지 기준 촬영부위를 이용하여 가장 적합한 임상 영상을 위한 파라미터 값을 결과로 제시하였다. 이것은 일반적인 전체 검사 부위에 대한 대표성으로서 의미를 부여하며, 향후에는 모든 검사 부위의 파라미터 값에 대한 실험을 실시하여야 할 것이다. 그리고 그 파라미터 값들의 영상에 대한 NPS, DQE 특성 평가[7]도 수행되어야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] N. Reznik, P. T. Komljenovic, S. Germann, J. A. Rowlands, "Digital radiography using amorphous selenium: Photoconductively switch(PAS) readout system," Medical Physics, Vol.35, No.3, pp.1039-1050, 2008.
- [2] K. S. Park, J. M. Park, Y. S. Yoon, B. W. Kim,

and J. Y. Kang, "Semiconductor Detectors for Radiation Imaging Applications," ETRI Vol.22, No.5, pp.95-107, 2007.

- [3] P. R. Granfors and R. Aufrichtig, "Performance of a 41×41cm² amorphous silicon flat panel x-ray detector designed for angiographic and R&F imaging applications," Medical Physics, Vol.30, No.10, pp.2715-2726, 2003.
- [4] 이대형, *DR Detector의 Raw Data 분석을 통한 NPS, MTF, DQE 측정과 성능평가연구*, 고려대학교 의용과학대학원 석사논문, pp.15-29, 2008.
- [5] 석대우, *MTF, NPS, DQE 측정을 통한 비정질 셀레늄 기반 디지털 방사선 검출기의 성능 평가에 관한 연구*, 인제대학교 의용공학과 대학원, pp.8-68, 2004.
- [6] 이경하, *변조전달함수 측정에 의한 X-선 영상 시스템의 공간해상도 평가 기법에 관한 연구*, 연세대학교 보건환경대학원 석사논문, pp.10-27, 2006.
- [7] E. Berry, *A practical Approach to Medical Image Processing*, Taylor & Francis, pp.121-148. 2008.

강 세 식(Se-Sik Kang)

정회원



- 1991년 2월 : 원광대학교 농화학 과(농학박사)
- 1997년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭 대학교 보건과학대학 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선치료학 방사선기기학

고 성 진(Seong-Jin Ko)

정회원



- 1997년 8월 : 경성대학교 생물학 과(이학박사)
- 1982년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭 대학교 보건과학대학 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선생물학, 방사선계측학

저 자 소 개

김 창 수(Changsoo Kim)

정회원



- 2001년 2월 : 동명대학교 정보통신공학과(공학사)
- 2003년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과(공학석사)
- 2006년 2월 : 한국해양대학교 전자통신공학과(공학박사)

- 2005년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과 조교수

<관심분야> : 의료영상신호처리, 의료정보표준, Computer Aided Detection(CAD), U-Healthcare