

## 전산처리를 통한 Linacgram의 화질개선

이화대학교 의과대학 방사선종양학교실

서현숙 · 신현교 · 이레나

**목적** : 방사선조사야를 확인하는 보편적인 방법인 linacgram은 저대조도(low contrast)의 영상을 보여주고 있어 정확한 영상을 확인하는데 문제점이 있다. 따라서 본 연구는 linacgram의 대조도를 높이는 저가형 확인방법을 모색하여 영상판독과 조사야 확인에 도움이 되고자 한다.

**대상 및 방법** : 인체모형을 사용하여 얻어진 필름 영상을 필름전용 스캐너(Diagnostic Pro)를 통해 Optical Density Scan, Histogram Equalized, Linear Histogram Based (HB), Linear Histogram Independent, Linear Optical Density (OD), Logarithmic 및 Power, Square Root scan 방식으로 디지털 화 하였다. 각기 다른 방식으로 전산 입력된 영상의 신호 분포도를 얻어 signal intensity를 비교한 후 palette fitting 방식을 통해 영상을 재구성하였고 재구성된 영상을 비교 분석하였다. 실제 치료에서 얻어진 각 인체 부위별 linacgram도 동일한 방법으로 처리한 후 화질 개선도를 알아 보았다.

**결과** : 인체모형을 통해 얻어진 영상의 신호 분포영역은 Logarithmic 방식을 선택했을 때 최소값인 3192가 나왔고 Square Root방식을 사용했을 때 최대값인 21940가 나왔다. 이러한 값들을 모니터 상에서 구현할 수 있는 256 gray scale로 바꾸어 보았을 때 7~30% 만 사용되어지고 있음을 알수 있었다. Palette fitting 방식을 통하여 모니터의 최대표현 값인 256 계조도로 Gray Scale Expansion (GSE) 함으로써 모니터가 지원하는 8bit gray scale palette의 전 범위를 사용하여 대조도가 개선되었다. 임상에서 얻어진 각 인체 부위별 무릎관절, 두경부, 폐, 골반영상에서도 GSE 처리하여 얻어진 영상이 해부학적 구조를 판독하는데 도움이 되었다.

**결론** : GSE 영상의 재구성은 대조도를 증가 시킬뿐 아니라 인체내 관심부위의 농도분포를 별도로 재구성할 수 있으므로 이중방사선조사(double exposure)에 의해 발생하는 화질의 저하를 보정함으로써 화질 개선을 가능하게 하였다. Linacgram 화질 개선은 simulation image 및 치료계획에서 발생한 DRR과 multi-layer 중첩영상 분석에 사용할 수 있으며 영상 비교 시 치료부위의 신속하고 정밀한 확인을 가능하게 하였다.

**핵심용어** : Linacgram, Portal Imaging, 영상처리, 대조도

### 서 론

방사선치료는 치료기기의 개발에 따라 복잡하고 다양한 방법의 외부조사를 구현하게 되었다. 현재 많이 사용되고 있는 방사선치료기법들로는 입체조형 방사선치료 및 강도변형 방사선치료 등이 있다. 이러한 치료는 정밀한 방사선조사가 전제되어지고 있는데, 가장 큰 문제점들로는 환자의 자세변형 및 방사선치료기기가 갖는 근본적인 오차 등을 들수 있다. 환자자세의 고정을 위한 각종보조기구들이 연구 개발되어 이용 중에 있으며, 방사선치료기기의 오차를 줄이기 위한 보조장비들의 개발도 꾸준히 이루어지고 있다.<sup>1~3)</sup> 개발된 신

기술의 임상적 성과를 평가하기 위하여 각종 영상기법이 개발되었으며, 그 종류들로는 digital portal imaging, enhanced contrast film & cassette기법, 및 기존의 납 스크린에 진단용 필름을 이용한 portal image기법 등<sup>4~7)</sup>이 있다.

Radiation detector를 이용한 digital portal imaging방법은 대조도 측면에 있어 개선되어진 화질을 갖고 있으나 낮은 해상도와 비용상의 문제로 적용이 제한적이다.<sup>8)</sup> 이를 향상시키기 위하여 고가의 특수 필름이 개발되었고 linacgram을 얻었을때 영상의 해상도와 대조도 모두 개선되었다.<sup>9)</sup> 하지만 이 방식은 소모품인 필름의 가격이 일반 진단용 필름에 비해 10 배 이상이므로 비용상의 문제로 활용이 저조하다. 현재는 저비용으로도 조사의 시행여부를 평가 할 수 있는 portal image 전용 필름 기법이 많이 사용되고 있다. 이 기법은 linacgram을 납 스크린을 이용하여 찍은 후 simulation과정에서 얻은 영상과 비교해 보는 방법이다. Portal imaging 전용필름으로 촬영된 영상은 선형가속기로부터 발생한 고에너지 방사선

이 논문은 2000년 6월 30일 접수하여 2000년 10월 14일 채택되었음.

책임 저자: 서현숙, 이화의대 목동병원 방사선종양학과  
Tel: 02)650-5333, Fax: 02)654-0263  
E-mail: hyunssuh@mm.ewha.ac.kr

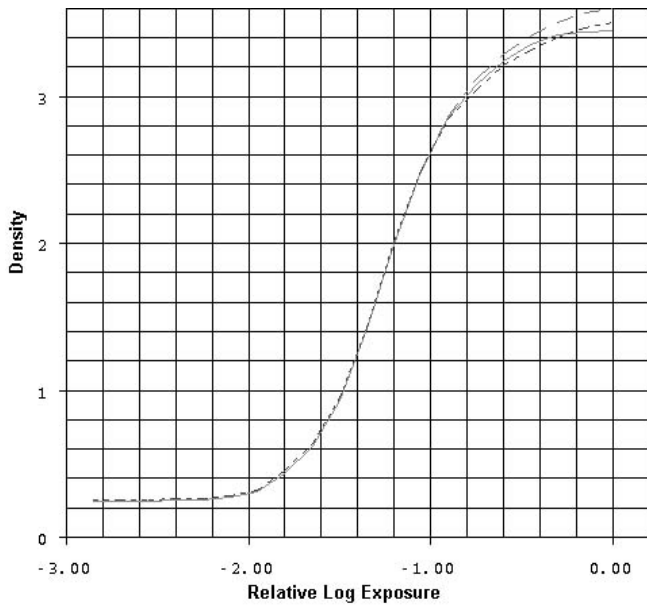


Fig. 1. Characteristic curve for Kodak T-MAT G/RA Film.

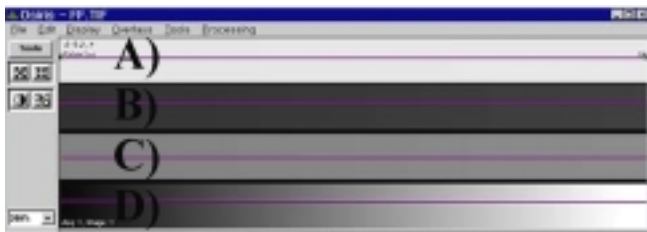


Fig. 2. Optical density distribution for linacgram. A), B), and C) shows uniform optical density distribution whereas D) shows variation in optical density.

특성으로 인해 인체조직간의 투과율의 차이를 충분히 반영하지 못하여 낮은 대조도를 보여준다.

광자선 6 MV의 경우 20 cm의 인체를 통과하면서 발생하는 방사선량의 흡수차이는 최대 50%정도이다. 이를 linacgram에서 사용하는 진단용 필름에서 나타낼 수 있는 농도로 환산한다면 1정도의 농도차이(optical density)를 보인다. 이는 최대 20 cm의 인체에 의한 감약과 물질에 의한 감약이 전혀 없는 경우에 나타날 수 있는 농도 차를 계산한 것으로 실제 linacgram에서는 이보다 현저히 적은 농도 차이를 보이고 있다(Fig. 1).

일반적으로 사람의 눈은 최소농도 흰색으로부터 최고농도 검정색까지 연속된 최대 256 gray scale 정도를 인식한다고 알려져 있다. 진단용 필름에서 나타나는 linacgram의 농도를 시각인식 기준인 256 gray scale에 적용하면 약 32% (82 gray scale)만 사용하는데 반해 특수 필름을 사용할 경우 약 50% (128 gray scale)를 사용하여 개선된 대조도를 보인다. 따라서 인체의 복잡한 구성을 영상화하는데 있어서 일반 진단용 필름 사용시, 특정 영역의 농도만을 이용하는 문제점을 지니게 된다. Fig. 2A, B, 및 C에서 보여 주듯이 linacgram의 농도 차이는 시각적으로 볼 때 주로 한 가지의 gray scale로 나타나는데 이러한 농도를 Fig. 1D에서처럼 gray scale에 변화를 주어 농도 차이를 높임으로써 영상을 개선 할 수 있다. Fig. 3은 gray scale 강도에 따른 농도 분포를 보여준다.

본 연구에서는 radiation detector를 이용한 digital portal imaging과 특수필름 및 카세트를 사용할 때 나타나는 문제점

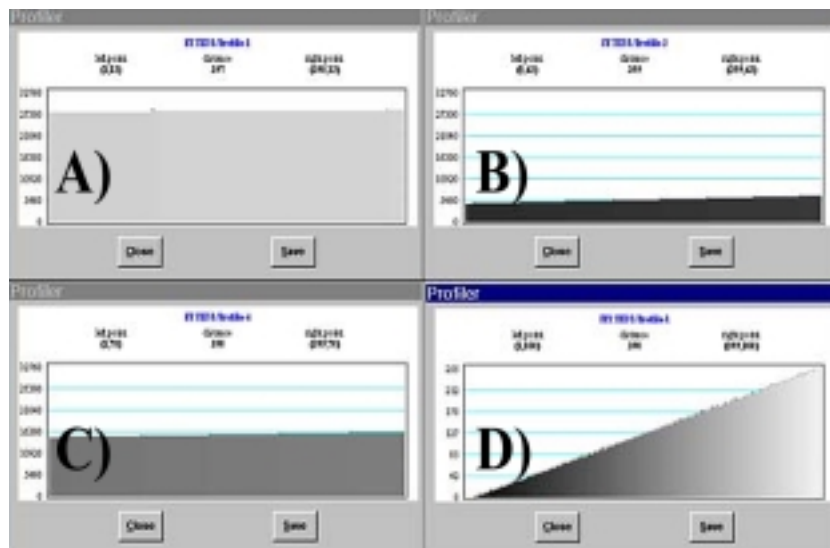


Fig. 3. Intensity histogram as a function of optical density. A), B), and C) shows uniform intensity histogram distribution whereas D) shows variation in intensity histogram

을 보완 할 수 있는 방법으로 진단용 필름과 납 스크린을 이용한 기존 영상을 전산 처리하여 Fig. 4와 같은 gray scale palette 분포 중 적절한 영역을 이용하여 대조도를 향상시킬 수 있는 새로운 방법을 고안하였다.

**대상 및 방법**

**1. Linacgram의 농도 분포**

6 MV 광자선을 조사하여 인체모형(RANDO) 흉부의 linacgram을 만들었다(Fig. 5A). 선형가속기는 Siemens사의 Primus를 사용하였고, open field (40 cm×40 cm)에 3 MU (Monitor Unit), 치료조사야(16 cm×19 cm)에 1MU를 조사하였다. 인체 모형의 영상은 KODAK T-MAT G/RA 필름과 납스크린 카세트(전성 물산)를 사용하여 얻어졌다. 이렇게 만들어진 필름영상을 Vidar DiagnosticPro (12 bit film scanner)를 이용하여 디

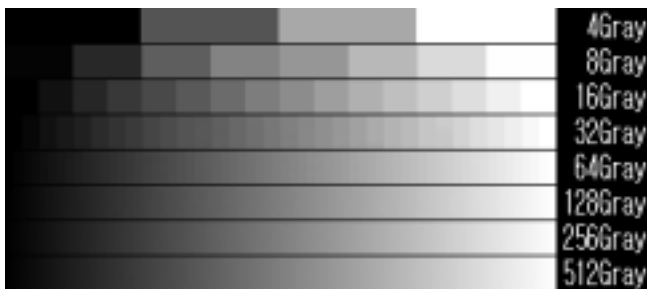


Fig. 4. Variation of gray scale as a function of computer bit size.

지털화 하였다(Fig. 5B). 디지털자료들의 범용성을 높이기 위하여 스캐너 사용환경을 개인용 컴퓨터에 구축하였고, 운영체제는 Windows를 사용하였다. 스캔을 위한 프로그램은 Vidar사에서 제공하는 Twain 드라이버를 이용하였다(Fig. 5C).<sup>10)</sup>

스캔은 Vidar Diagnostic-Pro Scanner의 Twain Driver에서 제공하는 optical density, histogram equalized, linear histogram based, linear histogram independent, linear optical density, logarithmic 및 power square root scan 방식을 이용하였다.

**2. 필름 영상의 전산처리**

각 필름의 optical density 분포를 알아보기 위하여 Osiris (<http://www.expasy.ch/UIN>) 프로그램을 사용하여 histogram을 plot한 후 각각의 영상에서 사용된 optical density의 최소값 및 최대값과 범위, 그리고 컴퓨터 모니터에 표현된 gray scale 최소값 및 최대값과 범위를 구하였다. 이렇게 산출되어진 자료를 근거로 Gray Scale Expansion (GSE) 가능성을 검토하였다. 검토 결과에 따라 얻어진 gray scale 범위를 컴퓨터 모니터가 표현할 수 있는 최대 gray scale 범위인 256 gray scale로 확대하였다. 각 영상에 대한 전산처리 전후의 대조도를 비교하였다. 또한 이중 방사선조사(dual exposure)로 발생하는 영상의 이중 gray scale을 주변장치와 조사야로 나누어 GSE처리를 하여 처리전후의 대조도를 비교하였다(Fig. 6).

**3. 임상영상의 분석처리**

이중 방사선조사 하여 얻어진 환자의 무릎관절과 연조직,

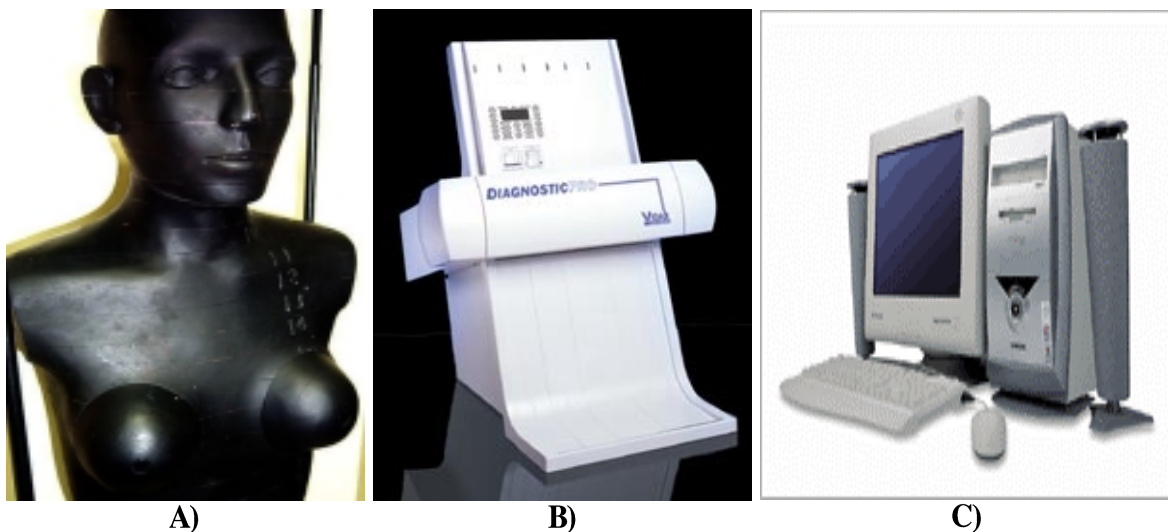


Fig. 5. Photographs of the A) Rando Phantom, B) Vidar Diagnostic Pro Scanner, and C) PC used in this study for imaging processing.

두경부, 폐, 및 골반의 임상영상을 Vidar Diagnostic-Pro scanner를 이용하여 스캔한 후, 각 해부학적 부위별 histogram 분포도를 Osiris 프로그램을 사용하여 구하였다. 이중 방사선조사로 인해 나타나는 화질저하를 개선하기 위하여 한 영상에 나타난 주변장치와 조사야의 영상을 개별적으로 전산처리 하였다. GSE과정을 통해 재구성된 각 장기들의 portal 영상을 GSE 처리전의 영상과 비교하였다.

**결 과**

**1. Linacgram의 농도 분포 및 영상처리**

Table 1은 Histogram Equalized, Linear Histogram Based,

Linear Histogram Independent, Linear Optical Density, Logarithmic, Power, Square Root 등을 이용한 스캔결과를 보여준다. 스캔방식에 따라, 스캔된 자료의 농도범위를 신호처리 값으로 분석하여 16 Bit Scale로 계산한 경우 최소 3192 단계부터 최대 21940 단계에 존재하였다. 모니터 상에서 나타내어줄 수 있는 256 gray scale농도 범위로 구분하였을때는 최소 19 단계에서 최대 77단계를 보이고 있다.

Fig. 7은 Square Root 방식으로 스캔한 portal image, GSE 방식으로 처리된 영상, 그리고 dual window tuning후 GSE 처리된 영상과 각각에 해당되는 optical density 분포도를 보여준다. Fig. 7A의 경우 gray scale 농도범위는 44에서 121로 전체범위중 30%만 사용되었다. GSE 처리하였을 때와(Fig. 7B)

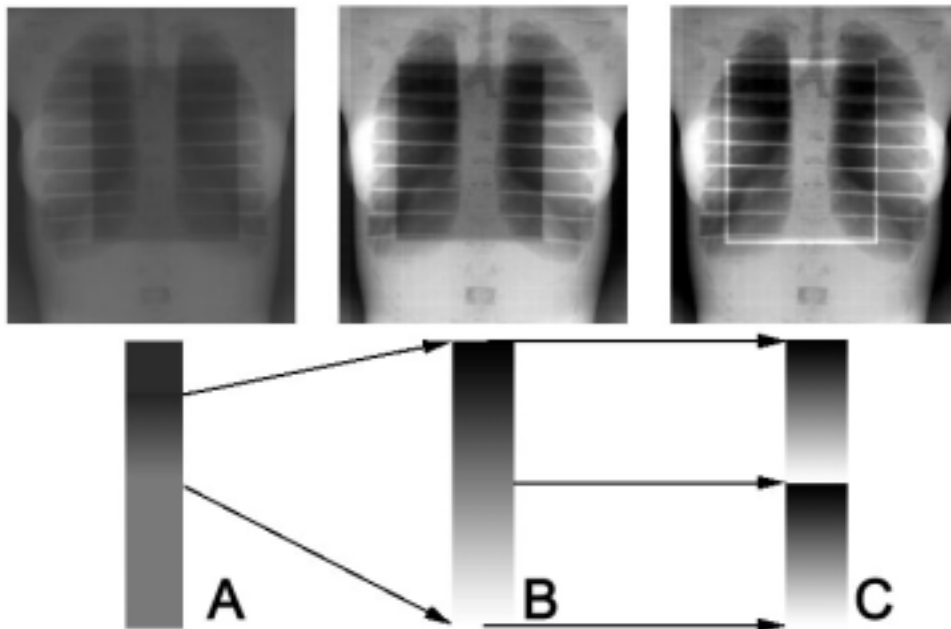


Fig. 6. Photographs showing differences in image contrast and palette image A) original gray scale palette, B) expanded gray scale palette, C) dual window expanded gray scale palette.

Table 1. Signal Values of the Rando Phantom in 256 Gray Scale and 16 Bit Scale Obtained from Various Scan Options

		Square Root	Power	Linear Histogram Independent	Logarithmic	Linear Optical Density	Linear Histogram Based	Histogram Equalized
256 Gray Scale	Min.	44	68	3	118	69	101	101
	Max.	121	122	22	179	122	153	154
Intensity Ranges		77	54	19	61	53	52	53
16 Bit Scale	Min.	10820	16800	688	29568	16656	24656	24672
	Max.	32760	32760	6560	32760	31984	32760	32760
Intensity Ranges		21940	15960	5872	3192	15328	8104	8088

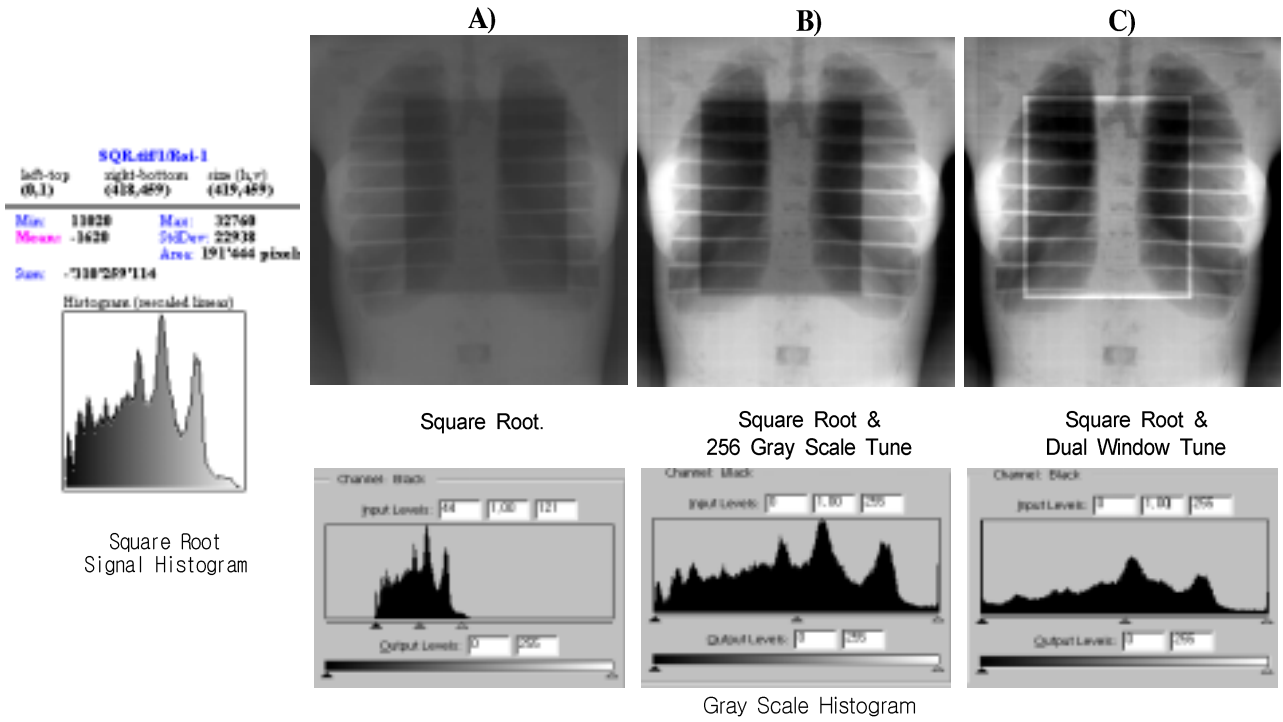


Fig. 7. Images of the phantom and corresponding histogram distribution A) scanned by square root method, B) processed by 256 GSE, and C) dual window tuning method. GSE: Gray Scale Expansion

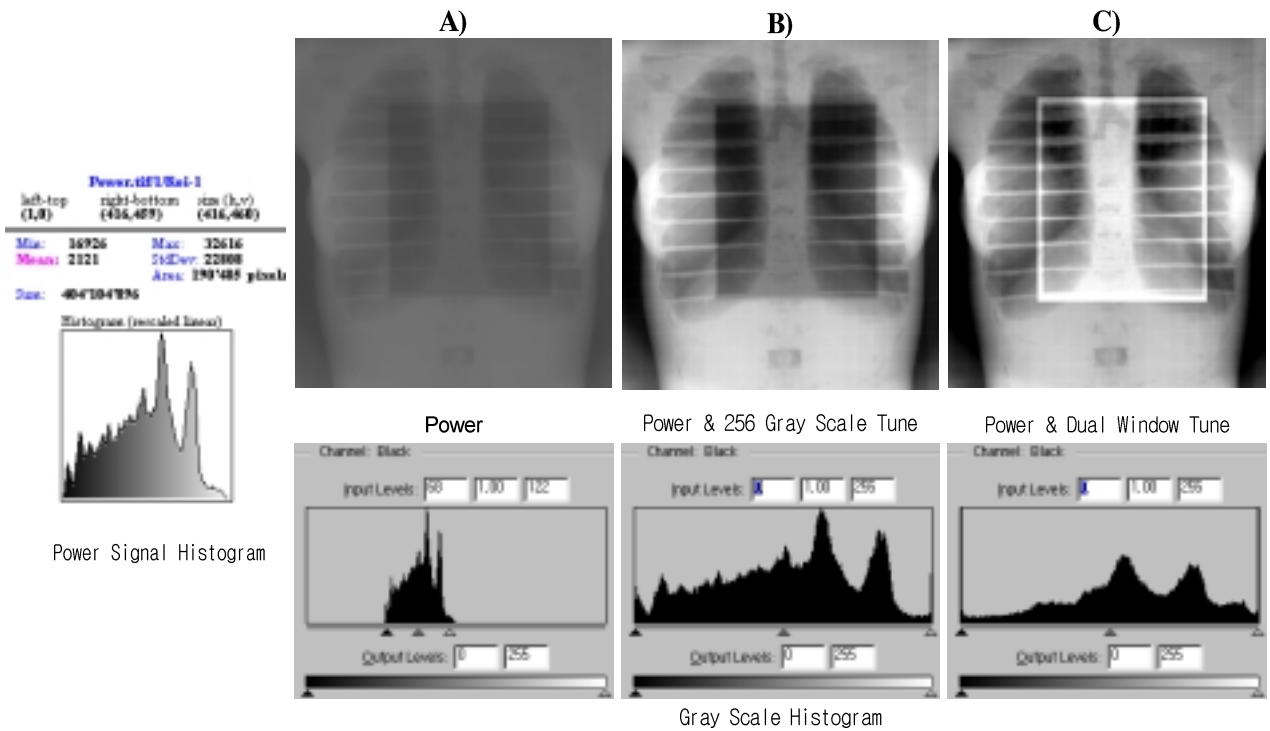


Fig. 8. Images of the phantom and corresponding histogram distribution A) scanned by power scan method, B) processed by 256 GSE method, and C) dual window tuning method. GSE: Gray Scale Expansion

하지 않았을 때(Fig. 7A)의 영상을 보면 GSE 처리하였을 때 대조도가 증가하였다. 이중조사에 의한 영향을 최소화 하기 위하여 dual window 방식으로 tuning 하였을 때 Fig. 7C에서 보여주듯이 단순히 GSE 한 경우에 비해 영상이 더욱 개선되었다.

Fig. 8은 Power 방식으로 스캔한 영상으로 Fig. 8A의 경우 gray scale 농도범위는 21%의 농도범위를 사용하였고, Fig. 9는 Histogram Equalized 방식으로 스캔한 영상으로 Fig. 9A의 경우 20.7%의 농도범위를 사용하였다. Fig. 7A, 8A 및 9A에서 보여주듯이 농도영역 차이가 클수록 영상이 개선되었다.

## 2. 임상영상분석 처리

Table 2는 촬영부위에 따라 만들어진 linacgram을 스캔하여 모니터 상에서 나타내고 있는 256 gray scale농도의 최소, 최대 값 및 농도범위이다. 농도범위는 작게는 51로 부터 최대 86까지 나타냈다. 적은 농도범위의 영상일수록 GSE를 통한 화질 개선이 현격하게 나타났다. Fig. 10에서 확인되는 것처럼 특히 가독성이 떨어지는 골반 측방면의 경우는 각종 해부학적 구조를 판독지표로 삼을수 있을 만큼 표현되고 있다.

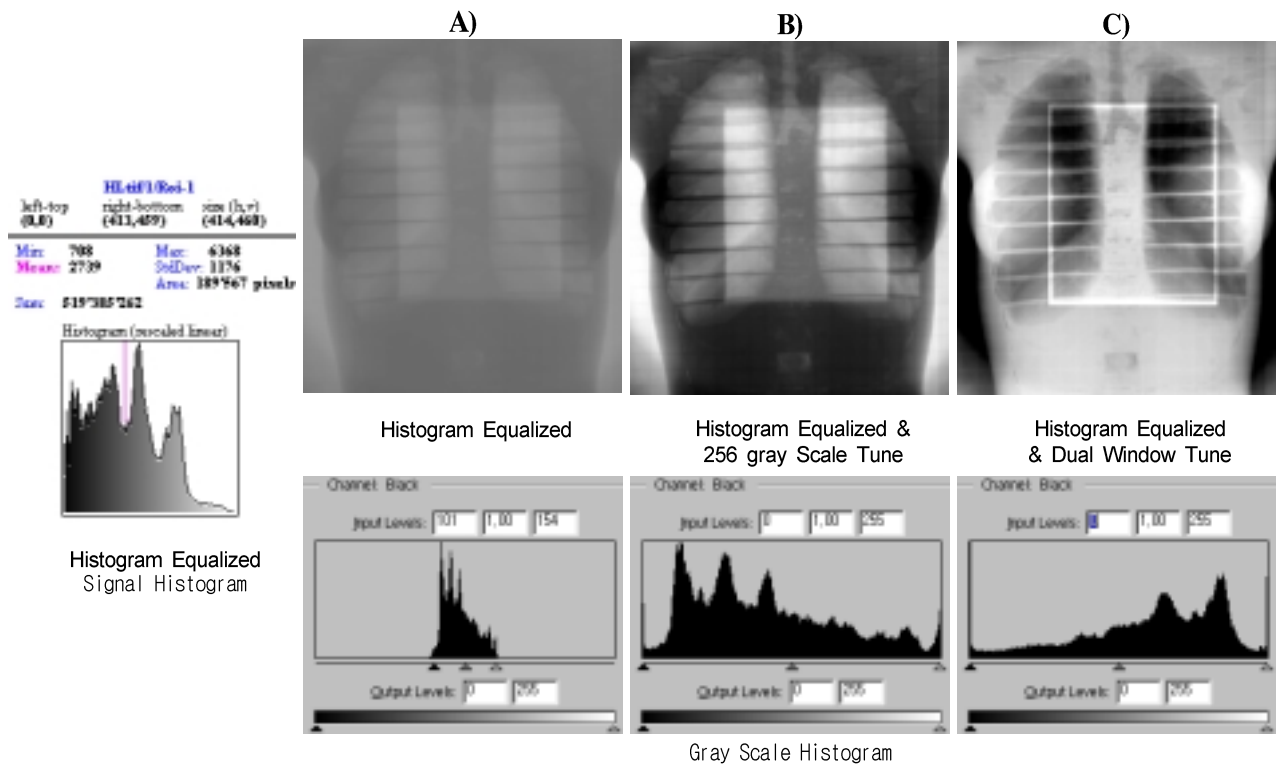
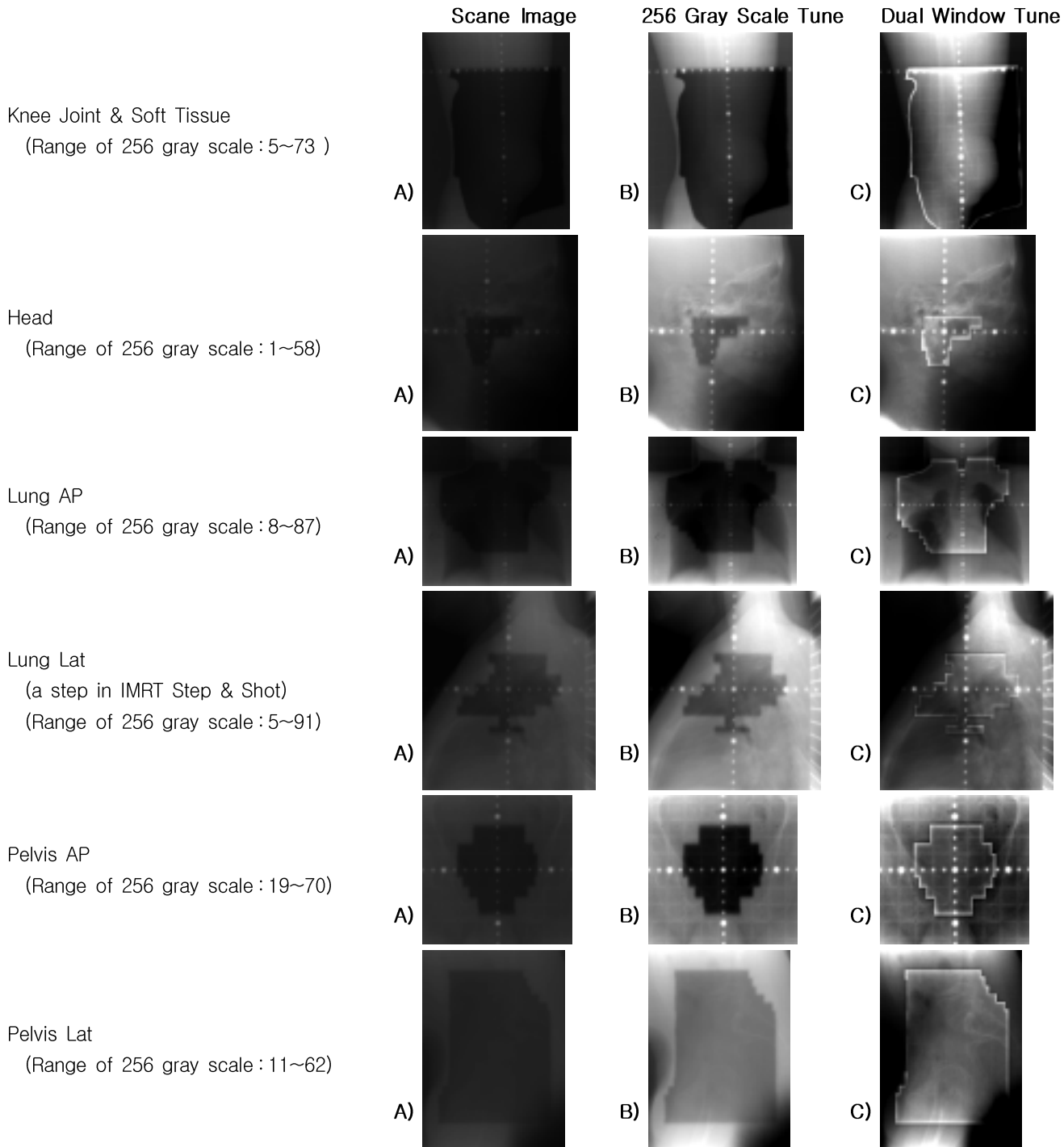


Fig. 9. Images of the phantom and corresponding histogram distribution A) scanned by histogram equalized scan method, B) processed by 256 GSE, and C) dual window tuning method. GSE: Gray Scale Expansion

Table 2. Signal Values of Various Anatomic Sites of Human Body in 256 Gray

		Knee Joint & Soft Tissue	Head & Neck	Lung AP	Lung Lat	Pelvis AP	Pelvis Lat
256 Gray Scale	Min.	5	1	8	5	19	11
	Max.	73	58	87	91	70	62
Ranges		68	57	79	86	51	51
Total Ranges used (%) = (Range / 256) × 100		27%	22%	31%	34%	20%	21%



**Fig. 10.** Images of the various anatomic sites in patients A) obtained from original linacgram, B) processed by 256 GSE, and C) dual window tuning method. GSE: Gray Scale Expansion

**고안 및 결론**

본 연구에서는 현재 이용되는 납스크린과 진단용 필름을

이용한 linacgram의 대조도를 향상시키기 위해 GSE 방법을 개발하였다. Image processing program들 중 Vidar사의 Twain driver는 Table 3과 같은 진보된 옵션을 가지고 있으며, 이 옵션들을 적절히 이용할 시 영상의 대조도를 개선 할 수도 있



**Table 3. Methods Used to Scan a Portal Image Using Diagnostic-Pro Scanner**

Translation	Table Description
Histogram Equalized	Evens out the number of pixels in the light and dark areas of the film based on the histogram of the last prescan Adds contrast to the image
Linear Histogram Based (HB)	Uses the histogram of the last prescan to generate the translation table
Linear Histogram Independent (HI)	Outputs the same grayscale value input to the translation table With Dark Enhance disabled, results in the darkest possible image of all the default translation tables
Linear Optical Density (OD)	Outputs grayscale values that represent the optical density value of each pixel Since 0 in the optical density scale is white, generates negative images Dark Enhance is always enabled
Logarithmic	Outputs grayscale values that are the log of the input value Results in the lightest images of all the default translation tables Dark Enhance is always enabled
Power	Outputs are derived from curves that are linear approximations of the root function $Y = X^i$ , where $i = 0.1, \dots, 1.0$ and $X$ is the calculated value at each OD step, not the direct data from the array To generate power functions, select a different power level between 1 and 10; 1 produces a light image while 10 produces a dark image; therefore, use 1 on dark films and 10 on light films Dark Enhance is always enabled
Square Root	Outputs grayscale values that are the square root of the value output by the array Results in images that are lighter than the linear table but darker than the logarithmic table Dark Enhance is always enabled

다. 그러나 필름 스캔 체계는 color palette control을 부분적이고 내부적으로 수행하고 있어 임상영상에서 최적화된 인자결정이 난제로 작용한다. 전산처리의 결과가 가변성을 갖고 있는 것은 임상적용에 있어 그 결과를 예측할 수 없다는 것을 의미한다. 따라서 정형화된 GSE를 행하기 위하여 Adobe PhotoShop을 이용하였고 신속하고 명확한 영상 처리를 할수 있었다.

Linacgram을 통하여 얻어진 인체모형의 영상들을 16 bit 방식으로 계산한 값과 모니터에서 사용할 수 있는 256 gray scale을 사용하여 얻어진 농도의 분포를 보았을 때 16 bit 방식으로 하였을 때 histogram의 영역이 넓어졌다. 이것은 16 bit로 영상을 나타내면 영상을 표현할 수 있는 영역이 확대되는 것을 의미하며, 결국 대상도가 증가하게된다. 따라서 16bit 방식으로 영상을 처리하면 높은 대상도를 얻을수 있다. 하지만 모니터에서 나타낼 수 있는 영역이 256 gray scale (8bit)이고 인간의 눈으로 감지할 수 있는 gray step도 256 정도에 해당되므로 영상처리를 256 gray scale로 하였다. 이 경우 Fig. 7A, 8A, 9A에서 보여주듯이 영상화질이 불량 하였다.

각기 다른방식으로 스캔된 영상의 optical density 분포도를 비교하여 보면 gray scale 범위와 영상화질과 밀접한 관계가 있음을 알수 있었다. 예상한 바와같이 gray scale 범위가 클

수록 대상도가 좋아졌다. 따라서 gray scale 범위를 확장시키기 위하여 GSE 방법을 사용하였는데 역시 Fig 7B, 8B, 9B에서 보여주듯이 화질이 개선되었다.

Portal image 형성시 발생하는 dual density의 농도차이 역시 불필요한 gray scale영역을 차지한다. 이러한 이중방사선 조사의 단점을 보완 하기 위하여 치료부위와 제거 치료부위를 제외한 부분으로 각각 나누어 dual window tuning을 한뒤 GSE 처리를 하였다. 이는 2개의 256 gray Scale로 조절하여 보다 많은 해부학적 정보를 얻기 위함이었다 Figure 7C, 8C, 9C에서 보여주듯이 인체내의 보다 많은 해부학적 정보를 얻을수 있었다. 이는 앞에서 보여준 결과 즉 gray scale 범위가 넓어지면 대상도가 증가하는것과 일치하는 소견이다.

실제 임상에서 발생한 부위별 linacgram들의 영상처리 결과를 보면 영상의 전산처리가 모든 부위의 해부학적 구조를 판독하는데 도움이 되고 있으며, 특히 단순 linacgram으로 판독이 매우 난해한 골반영상과 측면영상들에 있어서 큰 도움이 되고 있음을 보여준다. 또한 각 영상이 스캔 당시에 보여주던 농도 값의 범위가 작을수록 256 gray Scale로 농도를 조절할 때 영상개선 효과가 커지는 것을 보여주고 있다(Fig. 8).

이렇게 개선되어진 영상은 결과적으로 치료를 계획할 당시 계획된 부위를 정확하게 조사할 수 있는가에 대한 평가



로 이어진다. 현재 행하고 있는 영상을 눈으로 비교하는 방식은 몇 개의 해부학적인 구조의 위치(점에 가까운)에 대한 상대 비교를 행하여 조사야 일치도에 대한 결론을 도출하고 있다. 이를 영상처리 프로그램을 이용하면 중첩영상에서 해부학적 평면구조를 분석하여 일치도를 인지하는 방식으로도 이용할 수 있다.

결론적으로 이번에 개발된 GSE 방법은 저렴한 필름을 사용하여 찍은 portal image의 대조도를 고가 필름이나 digital portal image를 통해 만들어진 영상과 비슷한 수준으로 개선할 수 있었다. 또한 Dual Window GSE방식을 이용한 경우에는 이중방사선조사에 따른 화질 저하도 보정할 수 있었다. 따라서 임상에 적용하는 경우 판독이 어려운 해부학적 부위의 linacgram image에 있어 현격한 개선을 얻을 수 있고 전 과정이 전산처리 되어 자료의 보관이 용이해 지고, 전산망을 통한 자료의 공유 및 이용이 수월하여져 임상에 큰 도움이 될 것으로 생각된다.

#### 참 고 문 헌

1. Lohr F, Debus J, Frank C, et al. Noninvasive patient fixation for extracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:521-527
2. Tsai JS, Engler MJ, Ling MN, Wu JK, Kramer B, Dipetrillo T, Wazer DE. A non-invasive immobilization system and related quality assurance for dynamic intensity

modulated radiation therapy of intracranial and head and neck disease. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:455-467

3. Verellen D, Linthout N, Storme G. Target localization and treatment verification for intensity modulated conformal radiation therapy of the head and neck region. The AZ-VUB experience. *Akademisch Ziekenhuis-Vrije Universiteit Brussel. Strahlenther Onkol* 1998;174 Suppl 2:19-27
4. Girouard LM, Pouliot J, Maldague X, Zaccarin A. Automatic setup deviation measurements with electronic portal images for pelvic fields. *Med Phys* 1998;25(7 Pt 1):1180-5.
5. Guan H, Zhu Y. Feasibility of megavoltage portal CT using an electronic portal imaging device (EPID) and a multi-level scheme algebraic reconstruction technique (MLS-ART). *Phys Med Biol* 1998;43:2925-2937
6. Hesse BM, Spies L, Groh BA. Tomotherapeutic portal imaging for radiation treatment verification. *Phys Med Biol* 1998;43:3607-16.
7. Dong L, Boyer AL. An image correlation procedure for digitally reconstructed radiographs and electronic portal images. *Int J Radiat Oncol Biol Phys Dec* 1995;33:1053-1060.
8. Sephton R, Hagekyriakou J. A diagnostic-quality electronic portal imaging system. *Radiother Oncol* 1995;35:240-247
9. Arthur G, Haus, Robert E. et. al. Technical and Clinical Evaluation of an Improved-Contrast Screen-Film Combination for Radiation Therapy Portal Localization Imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys. Vol.36, Issue 1, Suppl 1, Sept. 403* 1996
10. Download URL, [http://www.filmdigitizer.com/html/interface\\_ soft](http://www.filmdigitizer.com/html/interface_ soft)

---

**Abstract**

---

## **Enhancement of Image Contrast in Linacgram through Image Processing**

Hyun Suk Suh, M.D.,Ph.D., Hyun Kyo Shin and Rena Lee, Ph.D.

Department of Radiation Oncology, Ewha Womans University Mok-Dong Hospital

**Purpose** : Conventional radiation therapy portal images gives low contrast images. The purpose of this study was to enhance image contrast of a linacgram by developing a low-cost image processing method.

**Materials and Methods** : Chest linacgram was obtained by irradiating humanoid phantom and scanned using Diagnostic-Pro scanner for image processing. Several types of scan method were used in scanning. These include optical density scan, histogram equalized scan, linear histogram based scan, linear histogram independent scan, linear optical density scan, logarithmic scan, and power square root scan. The histogram distribution of the scanned images were plotted and the ranges of the gray scale were compared among various scan types. The scanned images were then transformed to the gray window by palette fitting method and the contrast of the reprocessed portal images were evaluated for image improvement. Portal images of patients were also taken at various anatomic sites and the images were processed by Gray Scale Expansion (GSE) method. The patient images were analyzed to examine the feasibility of using the GSE technique in clinic.

**Results** : The histogram distribution showed that minimum and maximum gray scale ranges of 3192 and 21940 were obtained when the image was scanned using logarithmic method and square root method, respectively. Out of 256 gray scale, only 7 to 30% of the steps were used. After expanding the gray scale to full range, contrast of the portal images were improved. Experiment performed with patient image showed that improved identification of organs were achieved by GSE in portal images of knee joint, head and neck, lung, and pelvis .

**Conclusion** : Phantom study demonstrated that the GSE technique improved image contrast of a linacgram. This indicates that the decrease in image quality resulting from the dual exposure, could be improved by expanding the gray scale. As a result, the improved technique will make it possible to compare the digitally reconstructed radiographs (DRR) and simulation image for evaluating the patient positioning error.

---

**Key Words** : Linacgram, Portal image, Image processing, Contrast