

# 디지털화상의 기본특성

김 정 민

고려대학교 보건대학

## I. 서론

오래 전부터 우리주위의 여러 분야에서 디지털화는 진행되어왔다. 무선통신, 음향기기, 화상기기(TV, DVD)와 함께 방사선부문에서는 CT를 시작으로 일반촬영장치도 이미 80년 초에 디지털화되었다. CT는 출시되자마자 전 세계적으로 폭발적인 증가를 보인 반면 디지털 촬영장치를 처음 개발하여 출시한 회사는 오랜 시간을 인내해야 했다.

미국, 일본의 디지털화는 1993년에 5%, 98년에 15%, 그리고 2003에 50%에 이르렀다

우리나라의 의료영상분야의 디지털화는 서서히 이루어지고 있는 상태가 아니다. 후발의 대기업병원이 막대한 투자로 Full PACS를 구축하고 그로 인한 인지도 향상이라는 커다란 이익과 함께 디지털촬영과 PACS수가가 추가 지급되는데 따른 금전적 이득을 함께 챙기면서 각 병원마다 경쟁적인 디지털화가 폭발하였다. 현재 우리나라 종합병원의 디지털화는 100%에 이른다고 하여도 과언이 아니다. 그러나 의료화상에 있어서 디지털화는 거스를 수 없는 대세가 되어 버렸다.

여기서는 디지털시대에 입문하는 기초이론과 디지털시대에 살고 있으면서도 모를 수 있는 가장 기본적인 사항을

을 다루었다. 이러한 기본적인 사항을 안다고 해도 디지털화상을 아는 것은 아니지만 이 사항을 모르고는 디지털화상을 이해 할 수는 없을 것이다.

## II. 디지털 화상의 특징

### 1. Digital 의료화상(영상)의 분류

방사선 부문에서 생성되는 디지털 의료화상의 취득 방법을 Table 1과 같이 분류된다. 또한 검사 방법과 검출기의 형상에 따라서 분류하면 Table 2와 같이 분류할 수 있다.

종래의 Digital Radiography(DR)이라고 하면 ≡ Computed Radiography(CR)라고 정의하였으나 임상응용의 현상이나 플랫폼넬디텍터(FPD)의 발전 등에 따라 정지화상을 얻는 Digital Radiography CR과 FPD로 나누었다.

또 동화상(투시화상)을 얻는 방법으로 Digital Fluoroscopy(DF)가 있다. 종래의 DF ≡ DSA이었으나 DSA의 혈관 조영 투시를 포함하여 비혈관계 조영투시와 소화관 투시를 디지털로 가능하게 되어 이를 모두 디지털 투시(DF)로 분류하였다.

또한 아날로그 이미지(Film)를 디지털 영상으로 바꿀 수 있는 Digitizer가 있다.

Table 1. 디지털 의료화상의 분류와 특징

화상 형성 시스템	화상화 되는 조직특징	대표적 FOV(cm)	대표적 디지털 화상 파라메타
X선 촬영	원자번호, 밀도	36×36(흉부)	2000×2000, 10~12bit(흉부)
X선 투시	원자번호, 밀도	30~40 ϕ	1024×1024, 10~12bit(30화상/초)
CT	원자번호, 밀도	30 ϕ	512×512, 12bit
MRI	플로톤밀도, 스핀완화시간	25~30 ϕ	256×256(512×512), 12bit
핵의학	약제 집적률	40×40(정지화상)	256×256(512×512), 10~12bit
초음파	경계면의 음향반사율	15×15	512×512, 8~12bit(B-mode 30화상/초)

Table 2. 디지털 X선 시스템과 X선 검출기

디지털 화상 모델리티	X선 검출기
<b>digital radiography(DR)</b> computed radiography(CR) flat panel detector radiography(FPD)	photostimulable phosphor a-Se + TFT, a-Si + CCD등
<b>digital fluoroscopy(DF)</b>	Image intensifier(CsI), a-Se + TFT
<b>radiographic digitizers</b>	screen/film

a : amorphous    TFT : thin-film transistor    CCD: charged-coupled device

## 2. 매트릭스 사이즈(Matrix size)와 그레이 스케일(Gray scale)

Table 1에서 언급한바와 같이 디지털화상의 기본적 파라메타는 매트릭스 사이즈(수치×수치)와 그레이 스케일(bit 수)이다. 매트릭스 사이즈는 화상화된 데이터가 수집되고 저장되는 화소(픽셀)의 배열을 말한다. 예를 들어 2000×2000 이라고 하는 것은 가로방향과 세로방향으로 각각 2000개씩으로 분할되어 있다는 뜻이고 총 화소수는 400만개가 된다.

그레이스케일이라고 하는 것은 각 화소에 있어서 생체 조직의 특징을 회색조로 나타낸 계단의 수이다. 예를 들어 그 계단의 수가 256( $2^8$ )이라면 8비트, 1024( $2^{10}$ )라면 10비트라고 표현한다.

## 3. Digital Radiography(DR)

디지털촬영방법은 Table 2에서와 같이 CR과 FPD방식으로 나눈다.

CR은 휘진성 형광체를 X선으로 노광하고 이것을 리더에서 빛으로 바꿔 디지털신호를 얻는 것으로 후지사에서 개발 한 후에 여러 회사의 제품이 실용화 되어있다.

FPD방식은 근래에 발전이 눈부시다. 광자를 직접적으로 계측하는 직접방식과 빛으로 변환하여 디지털신호를 얻는 간접방식으로 나눈다. 직접방식은 비정질 셀렌(amorphous selenium)에 X선이 입사하면 전리가 일어나 그것을 박막 트랜지스터(TFT)에 의해 전기신호로 변환하여 디지털화상을 얻는 방법이다. 간접방식은 먼저 X선 광자가 CsI나 GdO<sub>2</sub>S등의 형광체를 발광시켜 그 빛을 전기신호로 변환시켜 디지털화상을 얻는다. 이때 비정질 실리콘(amorphous silicon)의 포토다이오드를 넣어서 TFT에 의해 전기신호로 변환하는 방법과 형광체에서 나온 빛을 광섬유에 의해 CCD에서 디지털신호로 변환하는 방식이 있다.

일반적으로 직접방식이 간접방식에 비해 화질이 우수하고 TFT방식이 CCD방식에 비해 화질이 우수하다. CR

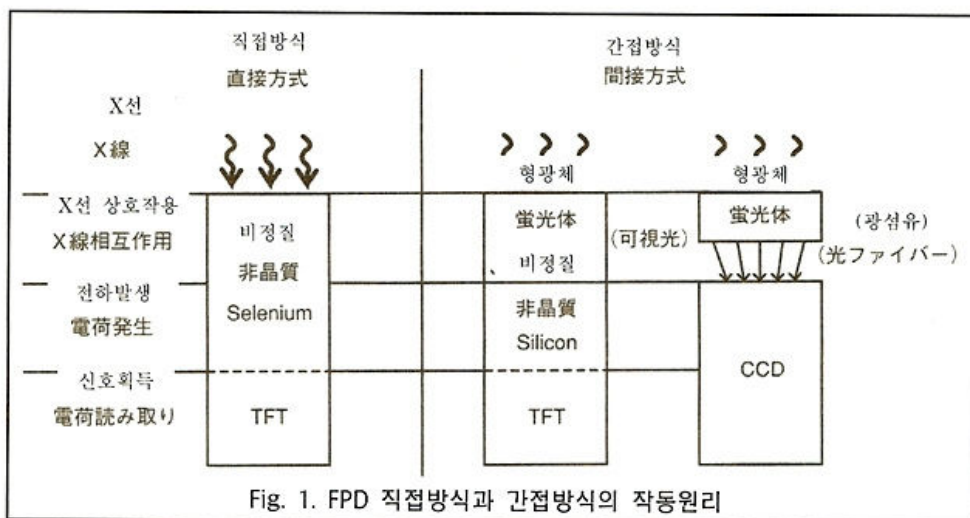


Fig. 1. FPD 직접방식과 간접방식의 작동원리



이나 FPD에 의해 Screen/Film이 대체되고 있으나 두 방식 모두 Screen/Film에 비해 공간분해능(해상력 또는 선예도)은 약간 떨어지지만 농도분해능이나 Dynamic Range는 대단히 우수한 특성을 가지고 있다.

#### 4. Digital Fluoroscopy(DF)

디지털 투시는 종래의 아날로그 투시법과 장치나 촬영법이 크게 다르지 않다. 다만 화상의 처리를 컴퓨터로 할 수 있어 화상의 저장과 보관이 용이한 장점을 가지고 있다. DF의 중요한 특성은 매트릭스 사이즈와 다이내믹 레인지 그리고 화상수집시간이다.

#### 5. Digitizer

현재 많이 이용되고 있는 디지털타이저는 레이저 디지털타이저와 CCD 디지털타이저가 있다. 레이저 디지털타이저는 디지털화하려는 필름 화상에 레이저빔을 투과시켜 그 투과광을 광전자 증배관에서 레이저빔을 투과시켜 그 투과광을 광전자 증배관에서 증배관에 모아 디지털 화상 신호로 변환시킨다. CCD 디지털타이저는 필름 화상에 백색광을 투과시켜 그 투과광을 리니어 CCD 센서로 계측하여 디지털 화상신호로 변환한다. 레이저 디지털타이저보다 고가이지만 화질 특성이 좋다.

### 6. 디지털 화상의 특성

#### 1) 공간분해능

디지털 화상의 형성을 위해서는 먼저 표본화(Sampling)가 필요하다. 즉 Fig. 2와 같이 정해진 영역을 바둑판과 같이 나누고 각각의 좌표를 정해 공간적 위치를 특정짓는 것이다. 이때, 그 한 구획(화소)의 크기에 의해 묘사 가능한 최소 대상물의 크기가 결정된다. 매트릭스 사이즈를 220×220, 55×55, 22×22 로 변화시킬 경우의 흉부화상을 Fig. 3-a에 나타내었다. 화소의 크기가 클수록(매트릭스 사이즈가 작을수록) 공간분해능이 나빠진다. 예를 들어 36×36cm의 영역을 2000×2000으로 표본화하면 화소 사이즈는 180μm × 180μm가 된다. 이 크기의 화소를 흑백이 반복될 때 공간주파수의 U는

$$U = 1 / 2 \times 0.18 \text{ (cycles/mm)이며}$$

2.78(cycles/mm)이다. 이것은 1차원에서 생각하는 것이지만 화소사이즈 180μm의 경우는 2.78(cycles/mm)보다 높은 공간 주파수 성분을 표현할 수 없다. 이 경우 2.78(cycles/mm)을 나이퀴스트 주파수라고 한다. 이 이론이 [표본화 정리]이다. 만약 나이퀴스트 주파수의 이상의 패턴을 이 시스템으로 나타내려고 한다면 아주 다른 패턴(모아레)이 나타난다. 이것은 에리어싱(aliasing)이 일

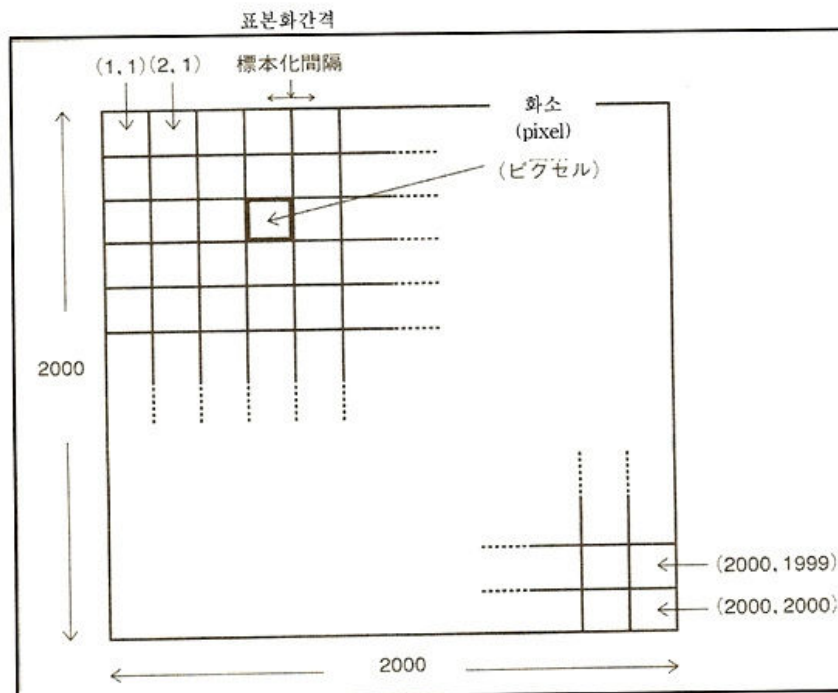
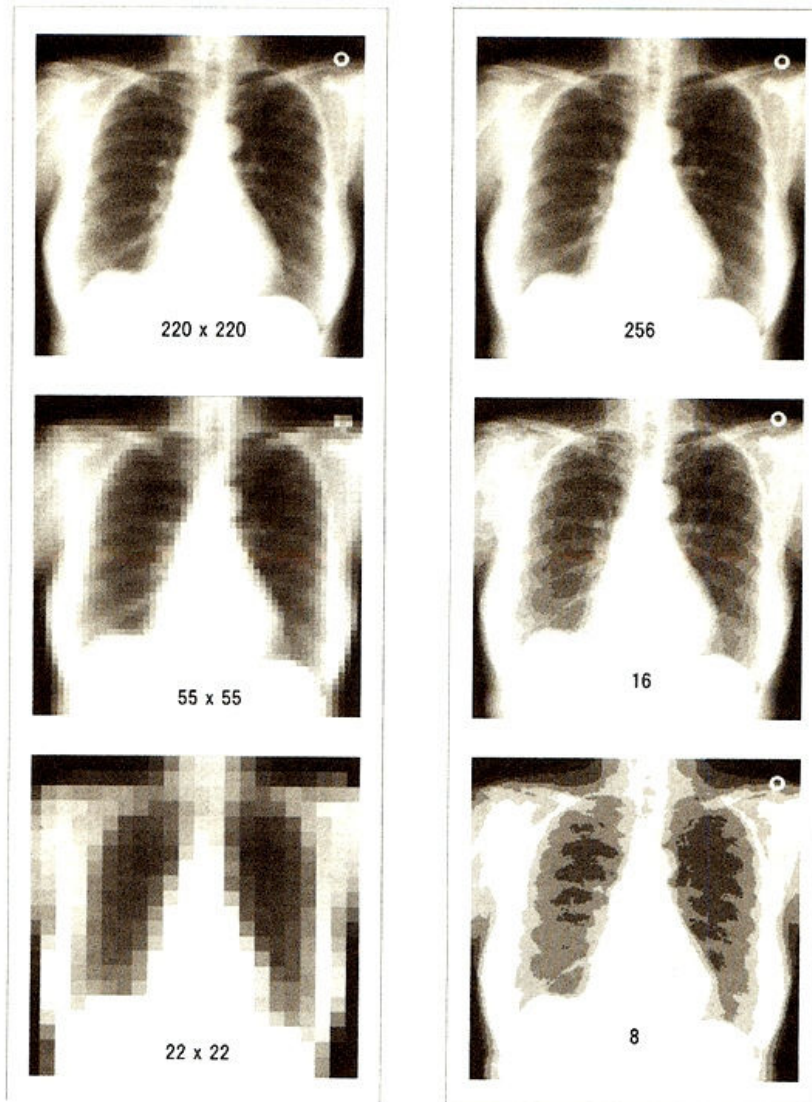


Fig. 2. 디지털 화상의 표본화와 화소수



a: 매트릭스 사이즈와 공간분해능                      b: 그레이스케일과 농도분해능

Fig. 3. 매트릭스 사이즈(Matrix size)와 그레이 스케일(Gray scale)

어나기 때문이며 에리어스(alias)라는 것은 신호 주파수와 샘플링 주파수와의 관계에서 발생하는 “가짜신호”라 할 수 있다. 그러나 반복되는 패턴이 아닌 예를 들어 90 μm 직경의 미소 석회화 음영이나 90μm폭의 선상음영이 전혀 표현되지 않는 것은 아니다. 화소내의 특징이 평균화되어 실제의 피사체 콘트라스트와 사이즈를 재연할 수는 없지만 음영의 존재를 표현할 수는 있다. 디지털 화상의 공간분해능은 이와 같은 표본화의 의해 크게 영향을 받는다. Table 1에서와 같이 FOV와 매트릭스 사이즈와의 관계로부터 모달리티 공간분해능을 비교할 수 있다.

## 2) 농도 분해능

디지털 X선 촬영에서 투과 X선양의 따라 생체조직에 특징을 나타내는 수치(픽셀치)를 갖게 된다. 이것을 「양자화(quantization)」라고 한다. 양자화 할 때의 그레이스케일은 농도분해능을 결정한다. 넓은 콘트라스트 변화를 표현하는 데는 당연히 큰 그레이스케일을 필요로 한다. 그레이스케일은 8bit(256계조), 4bit(16계조), 3bit(8계조)로 변화시킬 경우의 흉부화상을 그림 3-b에 나타내었다. 그레이스케일이 커질수록 미묘한 콘트라스트가 명료하게 표현된다. 그레이스케일과 비슷하지만 다이내믹



레이지라고 하는 특성이 있다. 다이내믹 레인지라고 하는 것은 어떤 시스템이 무엇을 계측할 때 그 시스템이 표시 가능한 계조 레벨이 범위를 말한다. 예를 들어 필름은 상대적 X선양이  $10^0 \sim 10^2$  정도 범위만을 화상화할 수 있지만 CR이나 FPD는  $10^0 \sim 10^4$  정도의 넓은 범위의 화상데이터를 얻을 수 있다. 인간의 눈이 식별가능한 그레이 스케일은 36계조( $2^5$ )이며 10~12bit로 형성된 디지털 화상정보를 한눈에 관찰할 수가 없다. 여기서 windowing이 필요하게 된다(CT에서의 window를 생각하면 된다). CR이나 FPD에서는 이러한 windowing이 데이터 취득단계에서부터 이루어진다.(EDR) 즉 관심영역 외의 데이터는 버리고 중요한 데이터 범위만을 화상데이터만으로 취득한다. 촬영 X선량의 대소에 의해 자동적으로 window 우 레벨을 변화시켜 목적하는 화상데이터를 얻는 것이다.

### 3) 시간 분해능

화상 형성 시스템의 시간분해능은 “aperture time”과 “frame rate”의 두 가지로 정의된다. “aperture time”이라는 것은 1매의 화상을 얻기 위한 시간이다. “frame time”이라는 것은 1매의 화상을 얻고 계속해서 다음 화상을 얻을 때까지의 최단시간 간격이다. “aperture time”은 정지 화상이나 동영상을 얻을 때 움직임에 의한 불선예도를 억제할 만큼 짧아야 한다. “frame time”은 어느 정도 빨리 동태데이터를 얻을 수 있는가 하는 것으로 생리학적인 움직임과 동기시켜 “gated image”촬영하는 하는 것으로 대처하고 있다. 이와같이 디지털 화상 시스템은 컴퓨터 처리능력, 데이터 운송속도, 데이터 보관 능력 등이 공간분해능, 농도분해능, 시간분해능의 전부를 지배하고 있다고 해도 과언이 아니다.

## 7. 히스토그램

### 1) 정의

영상이 가지는 전 화소에서 각각의 농도값을 갖는 화소의 개수를 그래프로 나타낸 것을 말한다.

화소가 가질 수 있는 농도값은 X축상에 그려지며 각 농도값이 가진 빈도수는 Y축상에 그려진다.

어두운 영상은 농도값 분포가 오른쪽으로 치우친 히스토그램을 가질 것이다.

이상적인 밝기의 영상이라면 전체적으로 균일한 분포를 가진 히스토그램이 된다.

### 2) 해석

히스토그램에서는 각화소의 농도값만이 문제가 되고, 각화소의 위치에 대해서는 고려되지 않으므로, 영상이 가지고 있는 공간적 정보(2차원적인 특징)는 상실된다. 이 때문에 어떤 농도값을 가진 화소가 몇 개 있는가(어느 정도의 비율인가)는 알 수 있으나, 이들의 화소가 영상 중의 어디에 위치하고 있는가에 대해서는 알 수 없다.

영상을 디지털화 할 경우, 그림 6에 나타낸 것처럼 히스토그램을 이용하면 입력 영상의 농도값이 이용 가능한 범위 내로 적절하게 스케일되어 있는가의 여부를 조사할 수 있다.

Fig. 6(a)는 적절하게 스케일되어 있는 경우인데, 0~255의 농도레벨을 유효하게 이용하고 있는 것을 알 수 있다.

Fig. 6(b)는 영상의 콘트라스트가 낮은 경우인데, 그림 중의 p,q부분의 농도 레벨이 유효하게 이용되고 있지 않다. 이때에는 256레벨 전체를 사용하고 있는 것은 아니므로, 실질적인 레벨수 저하가 일어나고 있다.

입력 영상							농도값	픽셀수
7	3	2	4	5	8	6		
1	2	5	5	3	8	7	1	7
1	1	2	3	8	6	1	2	6
4	8	8	7	2	6	5	3	7
3	8	7	4	8	2	1	4	4
7	3	1	3	2	8	8	5	6
5	6	4	3	1	8	5	6	4
							7	5
							8	10

Fig. 4. 입력 영상에서의 각 픽셀의 농도값 분포

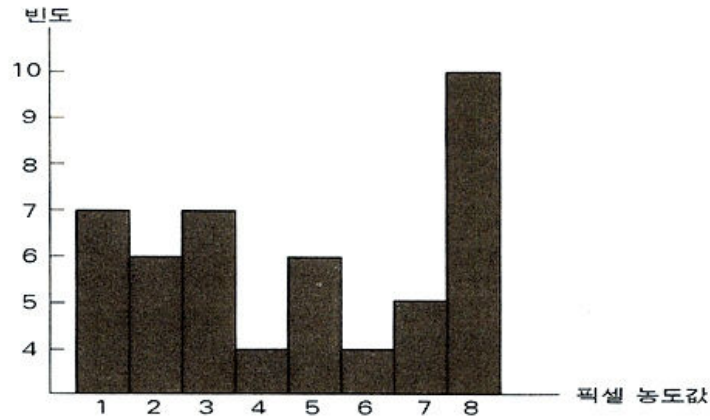


Fig. 5. 히스토그램(Histogram)

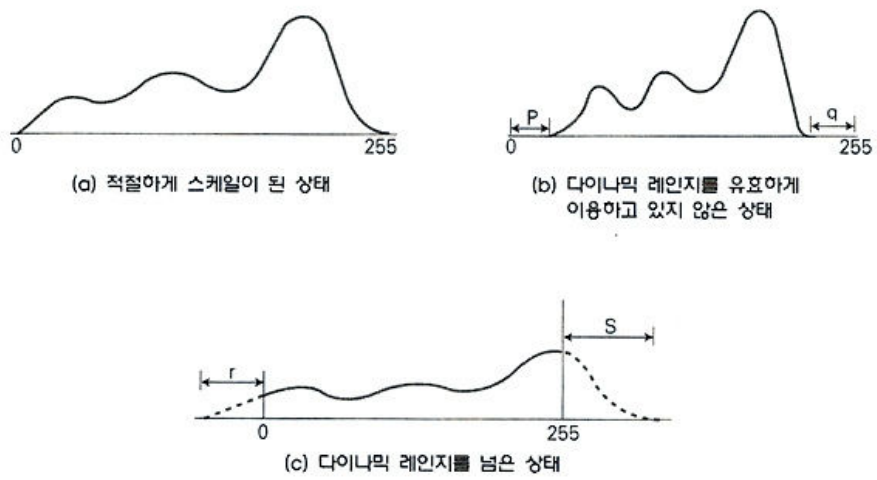


Fig. 6. 입력영상의 히스토그램 분포 상태

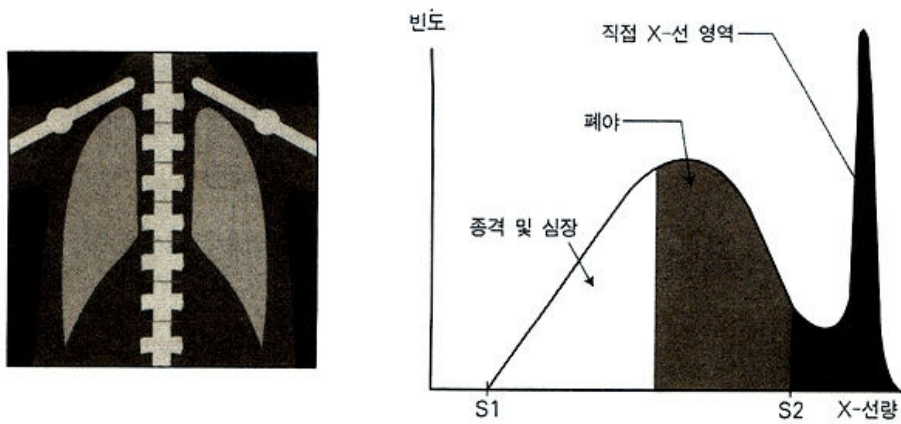


Fig. 7. S1, S2의 결정 방법



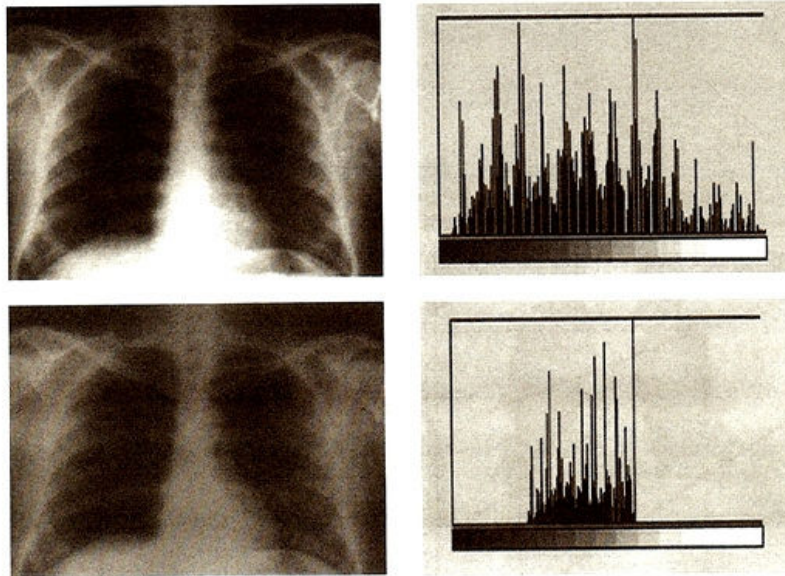


Fig. 8. (위)적절하게 스케일된 영상과 히스토그램, (아래)적절치 못한 경우

Fig. 6(c)는 Fig. 6(b)와는 반대로 입력 영상의 농도 분포가 다이내믹 레인지를 넘고 있는 경우이다. 농도값 범위 전체가 사용되고 있으나, 그림 중 r, s부분에 와야할 어두운 화소와 밝은 화소의 값이 강제적으로 0, 255로 되면서 밝기의 차가 없어지기 때문에 해당 부분은 detail이 떨어지게 된다.

Fig. 8에 나타낸 것과 같이 2값화의 역치를 결정하기 위해서는 히스토그램을 이용할 수 있다. 대상 영상의 히스토그램은 명확한 쌍봉성을 가지고 있기 때문에 끝( )부분을 구함으로써 용이하게 역치를 결정할 수 있다. 일반적으로 명확한 쌍봉성을 갖지 않은 경우 가장 적당한 역치를 선택하는 것은 어려운 문제이다. 따라서 다음과 같은 공식에 의하여 역치를 결정할 수 있다.

$$g(x,y) = 255 \text{ if } f(x,y) > T$$

$$g(x,y) = 0 \text{ if } f(x,y) \leq T$$

### 8. EDR변환

필름/증감지 시스템에서 X선량이 많으면 농도가 높아지고 X-선량이 작으면 농도는 낮게 된다. 그러나 CR에서는 촬영조건이 다소 불규칙하여 안정적인 영상을 출력할 수 있다. EDR의 움직임에 따라 판독 감도(S<sub>DR</sub>)와 판독도를 최적화하여 촬영조건에 관계없이 안정된 영상을 출력한다.

#### 1) 제 1사분면

영상판에 흡수된 X-선량과 레이저(여기)자극에 따라 발생하는 휘진 발광량의 관계를 나타낸 것이다. X-선량과 휘진 발광량의 관계는 1:10<sup>4</sup>의 범위에서 직선 관계로 이루어지므로 고감도와 넓은 동적 범위를 갖게 한다. X-선량 범위의 직선성과 넓은 동적 범위로 피사체 각 조직의 차이도 세밀히 감지하게 된다는 것을 의미한다. 자동적인 영상처리 시스템이 가능하여 어떤 X-선 조건이라도 항상 안정된 디지털 신호를 얻게 된다.

#### 2) 제 2사분면

영상판독기로부터 입력된 신호와 출력 신호의 관계를 나타내고 있으며 영상판독기의 장치 특성은 CR내부에 감도가 설정되어 image range를 자동으로 설정한다. 그리고 IP에 기록된 영상 정보가 조건의 변화에 따라 판독조건을 결정한다. 그림에서 보듯이 Fig. 9(a)의 경우 고선량과 좁은 진단 영역을 나타내며, Fig. 9(b)의 경우 저농도와 넓은 진단 영역의 판독조건이 결정된다. 제 1사분면의 IP의 특성과 제 2사분면의 EDR에 의하여 가장 적당한 영상으로 디지털처리 되어진다.

#### 3) 제 3사분면

진단에 필요한 영상을 출력하기 위하여 실시되며, 계조처리(Gradation Processing)와 주파수 처리(Frequency

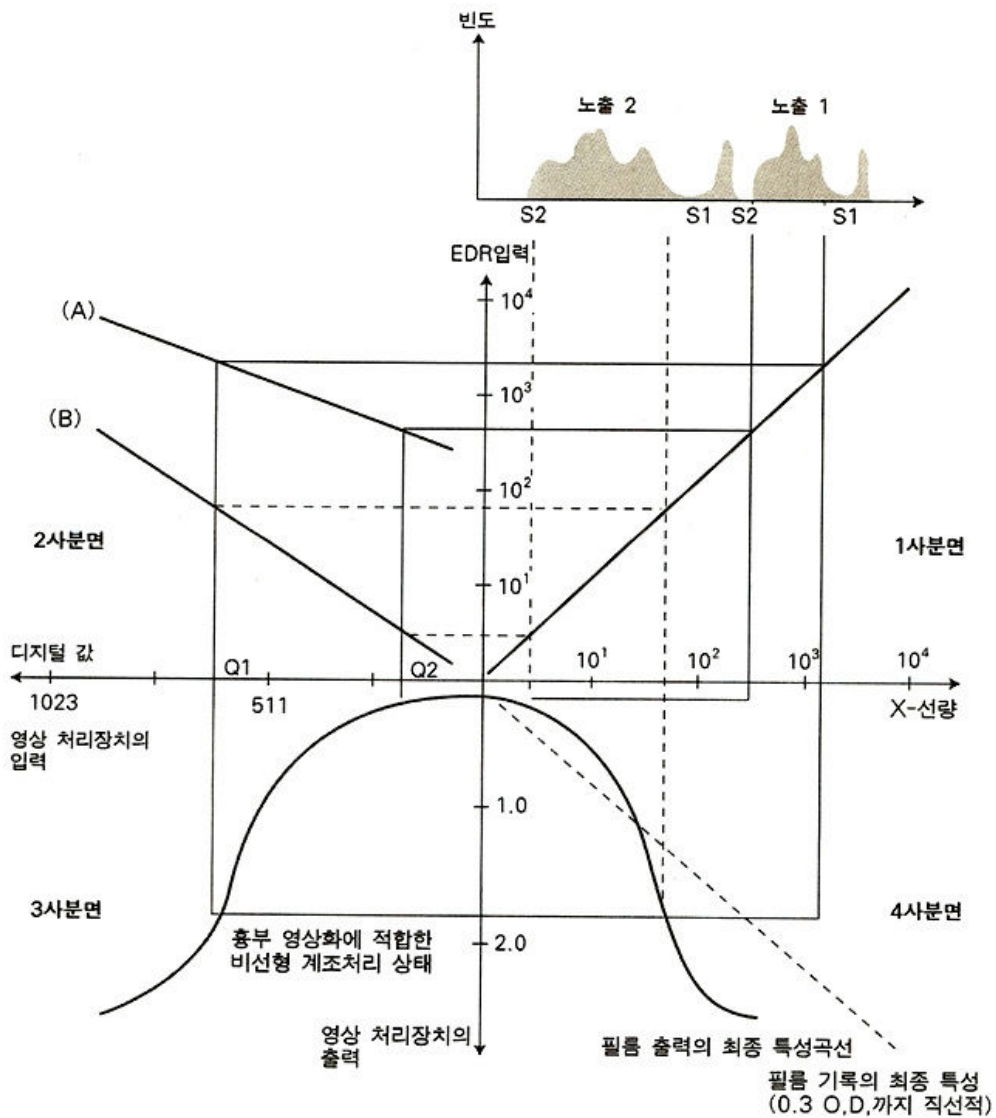


Fig. 9. EDR 특성곡선

Processing), 반전처리(Subtraction Processing)등의 영상 처리가 이루어진다.

4) 제 4사분면

영상 기록기에 보내진 영상 신호는 다시 광신호인 아날로그 신호로 변환되어 필름에 기록된다. CR시스템에 사용된 필름 고유의 특성 농도를 최소 0.3이상으로 하여 특성 곡선이 선형이 되도록 영상 기록기에 자동적으로 보정시키며, 이 변환 곡선을 제 4사분면에 표현한다. 따라서 제 4사분면은 출력된 필름의 특성 곡선을 나타낸

것으로 기존의 X-ray 필름 특성 곡선과는 다르다. CR 시스템의 특성 곡선은 X선량의 대·소 및 영상범위의 크고 작음에 따라 임의로 변화하여 항상 균일한 농도(Density)의 대조도를 유지시켜 디지털 데이터를 필름상에 출력하게 한다.