

# 의료영상의 화질

이 정 한  
삼성생명과학연구소

## I. Quality Factors

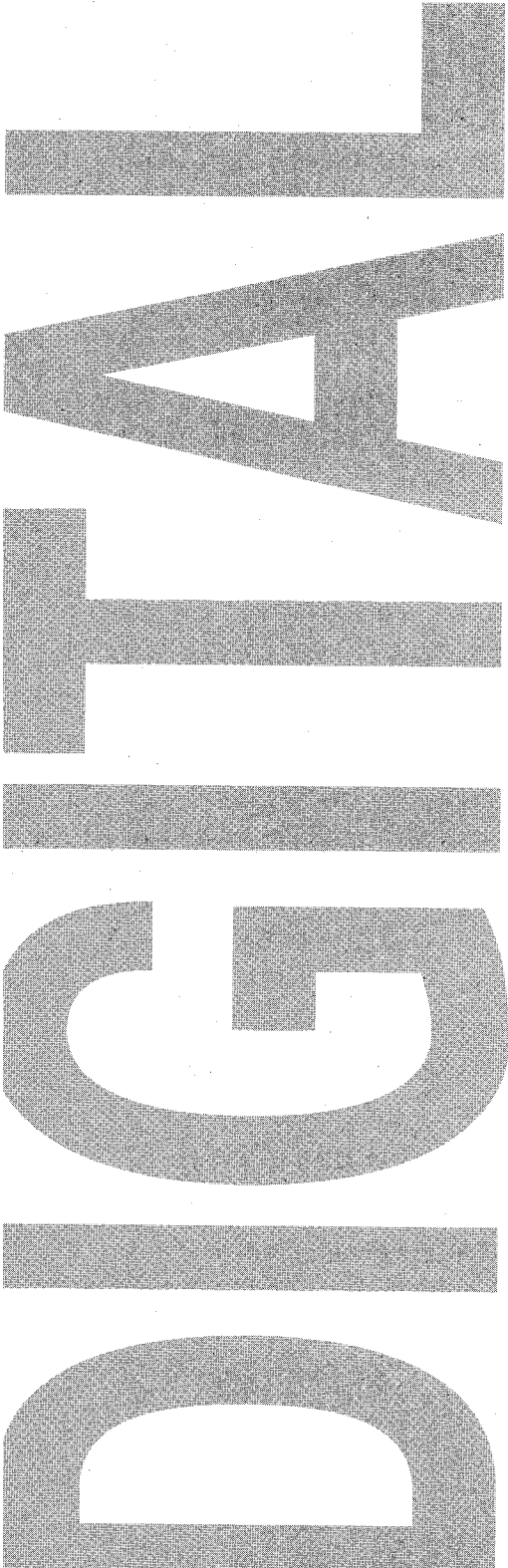
### 1.1. 영상의 분해능(Resolution)

..... 분해능은 영상에서 분해 가능한 선의 개수를 line/mm와 같이 나타내는 것이 일반적 이지만 디지털 영상에서는 Pixel의 크기를 분해능으로 사용하기도 한다. 영상 시스템의 실분해능은 Pixel크기와 대부분 다르다.

정확한 분해능은 분해능 평가용 Phantom을 사용하여 직접 영상을 얻고, 영상의 단면으로 부터 얻을 수 있다. 기본적으로 공간분해능은 Pixel의 크기가 한계가 된다. 따라서 동일한 면적의 공간으로부터 영상을 얻을 경우 Pixel 개수가 많을 수록(영상 Matrix가 클수록) 분해능이 높아진다.

디지털 의료영상에서 X-ray는 2048×2048 또는 4094×4094 Matrix를 사용하고, CT와 MRI, 초음파는 512×512와 256×256이 일반적이며, SPECT와 PET는 64×64에서 256×256을 사용한다. 영상의 공간분해능은 영상시스템의 여러 가지 특성의 종합으로 결정된다.

영상의 Gray Level수는 영상의 밝기에 대한 분해능을 결정하고 각 Pixel 값의 Bit 수로 결정된다. 시각 특



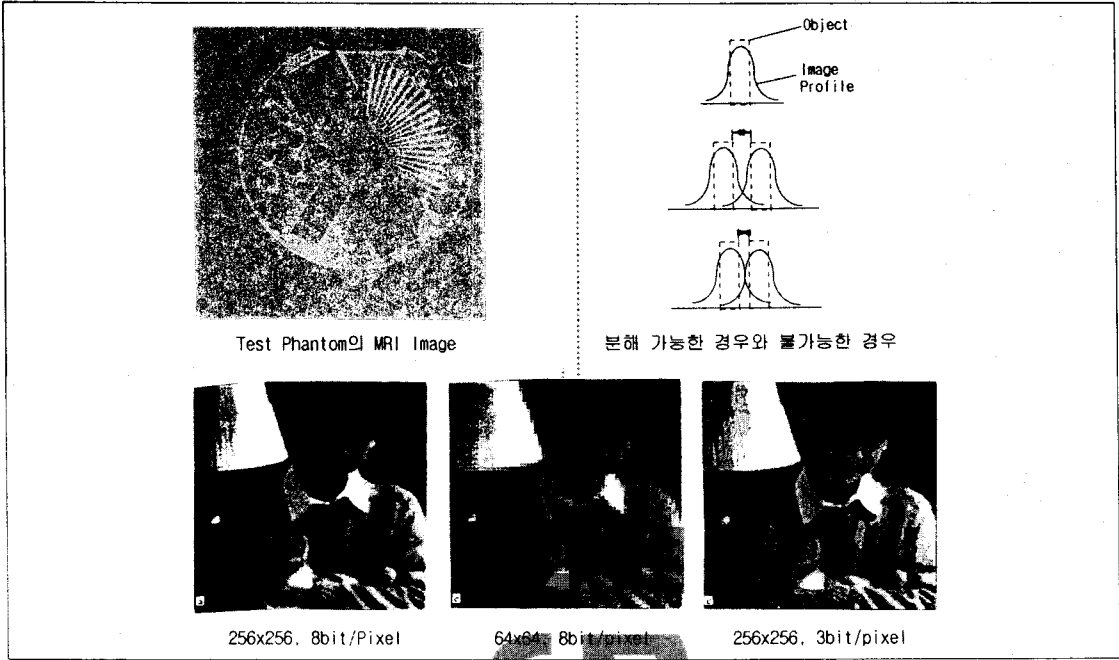


그림 1.

성상 64계조(6 Bit)이면 연속적인 계조변화로 인식을 할 수 없게 된다. 이 경우 Test Phantom을 사용하여 계산을 해야 한다. 의료영상은 일반적으로 8 Bit-16 Bit를 사용한다.

### 1.2. 신호대 잡음비(SNR)

신호대 잡음비는 영상에 고르게 분포하는 불규칙 패턴(Random Noise)과 영상 에너지의 비를 나타낸다. 영상에 나타나는 규칙적이지만 원하지 않는 패턴은 Noise보다는 Artifact로 취급을 하고, 이것은 시스템의 결함으로부터 나오기 때문에 시스템의 정비 등을 통해 제거하여야 한다. 그러나 Random Noise는 항상 존재하고 어느 한계 이하로 줄이는 것은 불가능하다. 신호대 잡음비의 계산은 영상이 균일한 작은 구역(ROI)을 선택하고, 이 구역 내 영상신호(Pixel Value)로부터 계산한 평균값을 표준편차로 나누어 구한다. 영상의 밝기에 따라 값이 달라지므로 시스템의 정확한 평가를 하려면 표

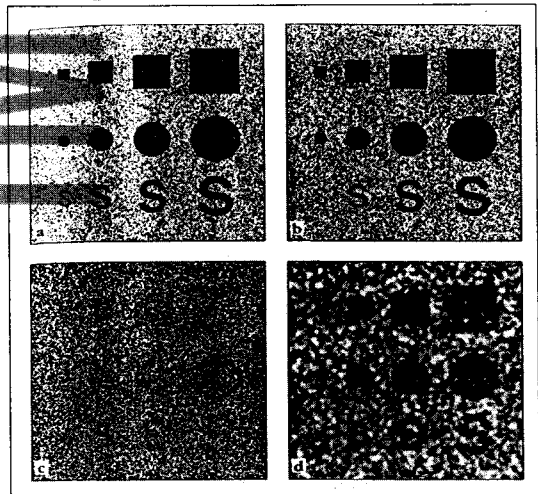


그림 2. Features on a noisy background:  
 a) signal to noise ratio 1:1;  
 b) signal to noise ratio 1:3;  
 c) signal to noise ratio 1:7;  
 d) image c after spatial smoothing.

### 1.3. Brightness / Contrast

Brightness는 영상의 전체적인 밝기 정도를 의미하고, Contrast는 영상의 가장 밝은 정도와 가장 어두운 정도의 비를 의미한다. 영상의 Contrast는 영상방법에 따라 영상 대상의 물리적 특성이 반영된 것이다. 즉 X-ray의 경우 감쇄가 적은 조직은 film상에 어둡게 나타나고, 감쇄가 큰 골조직 등은 밝게 나타난다. 즉, 영상의 밝기 변화는 조직의 특성을 나타내는 중요한 영상의 요소이다. MRI영상에서 밝기 차이는 체내 수분 또는 지방의 분포량 등을 나타낸다. 따라서 영상에서 최대 밝기와 최소 밝기의 차가 클수록(Contrast가 높을수록) 진단이 용이해진다.

Brightness와 Contrast는 Display 또는 Printing 방법에 따라 가능한 최대 값에 제한이 있다. Brightness를 너무 크게 하면 영상의 밝은 부분은 표시 한계를 벗어

나 표화(Saturation)이 되고, 너무 낮추면 표시 가능한 밝기의 범위가 줄어들어 Contrast가 줄어든다. 따라서 Display나 Printer에는 표시 가능한 범위를 영상의 특성에 맞추어 적절하게 사용할 수 있도록 Brightness와 Contrast를 조절할 수 있거나, Windowing을 할 수 있다.

### 1.4. 영상의 선형성(Linearity)

영상의 선형성은 공간선형성과 밝기 선형성이 있다. 공간선형성은 영상대상의 기하학적 구조가 영상에 얼마나 정확하게 왜곡이 없이 묘사되었는가를 나타내고, 단순한 X-ray 영상에서는 공간왜곡이 없지만 복잡한 광학계를 사용하거나 영상획득 구조가 복잡할수록 공간 왜곡이 일어나기 쉽다. 광학계에서 발생하는 왜곡은 Pincushin 왜곡과 Barrel 왜곡이 대표적이며 CRT를 사용한 Display에서도 발생할 수 있다. MRI에서 주자계의

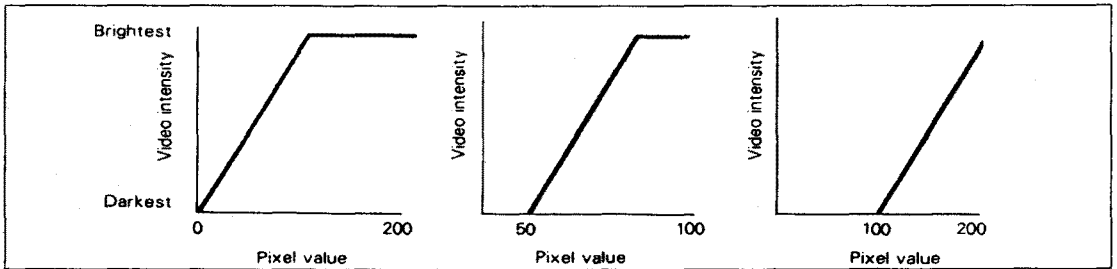


그림 3. 0에서 200까지의 화소를 가진 영상을 연다(windowing).  
 콘트라스트를 증대시키기 위하여 0에서 50까지(왼쪽), 50에서 100까지(중앙), 100에서 200까지(오른쪽 그림)

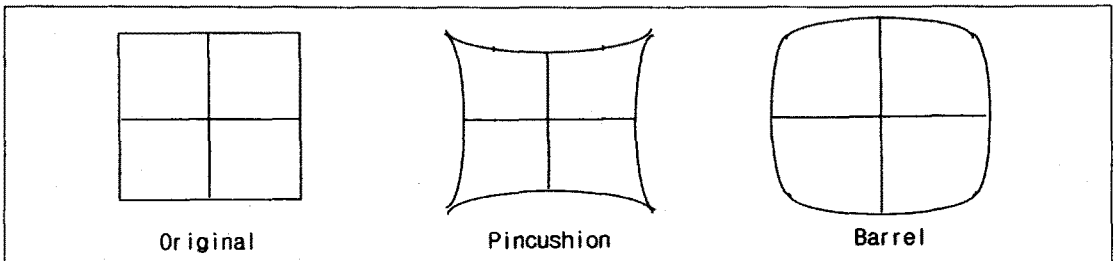


그림 4.

불균일이나 경사자계의 비직선성의 영상의 공간왜곡으로 주로 나타나지만 X-CT, PET등에서 시스템의 기계적 오차나 검출기의 불균일은 공간왜곡보다 영상에 Artifact와 Blur로 주로 나타난다.

밝기선형성은 영상대상의 물리적 특성과 영상의 밝기 사이의 선형성이다. 영상을 필름에 프린트할 경우와 광센서(Light Sensor)를 사용하여 영상을 획득할 경우 모두 비직선성이 있으며 이 비직선 정도를 Gamma로 나타낸다.  $\text{Gamma} = 1$  이 이상적인 경우이다.  $\text{Gamma} < 1.0$  이면 영상의 어두운 부분이 강한 Contrast를 갖고,  $\text{Gamma} > 1.0$  이면 밝은 부분의 Contrast가 강조된다.

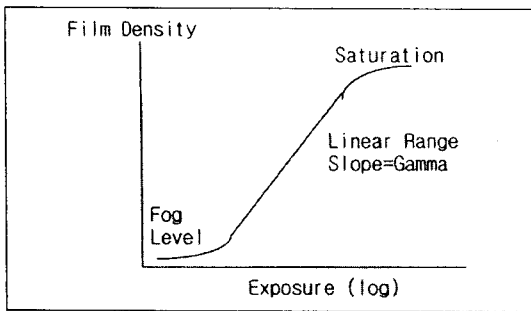


그림 5. Response of photographic film, High contrast film means that a small range of exposure causes a large change in film density

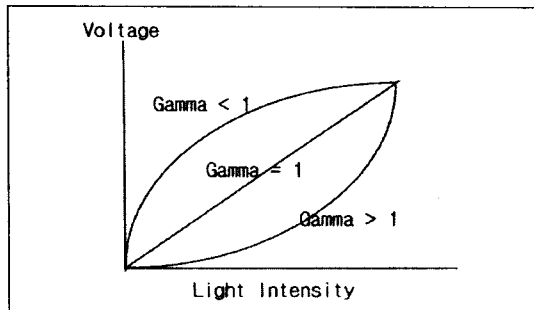


그림 6. Response of a light sensor. Gamma value greater of less than 1.0 expand of compress the contrast range at dark or light end of the range

$\text{Gamma} = 1.0$ 이 아닌 경우 영상대상의 밀도변화 또는 밝기변화가 일정하더라도 노출 정도에 따라 또는 광원의 세기에 따라 결과 영상의 Contrast가 달라진다. 예를 들면 백색 에서부터 흑색까지 단계적으로 변하는 색 종이를 촬영할 때 노출시간 또는 조명의 세기에 따라 촬영한 사진에 나타난 색종이 사이의 Contrast가 다르게 나타난다.

디지털 영상에서 충분히 많은 Bit를 Pixel값으로 사용을 하지 않으면 표시 가능한 계조의 한계 때문에 밝기 변화의 Step이 나타난다. 한 Pixel에 1 Bit를 사용하면 밝음과 어두움의 2가지만 표현 가능하고, 이것을 Binary Image라 한다.

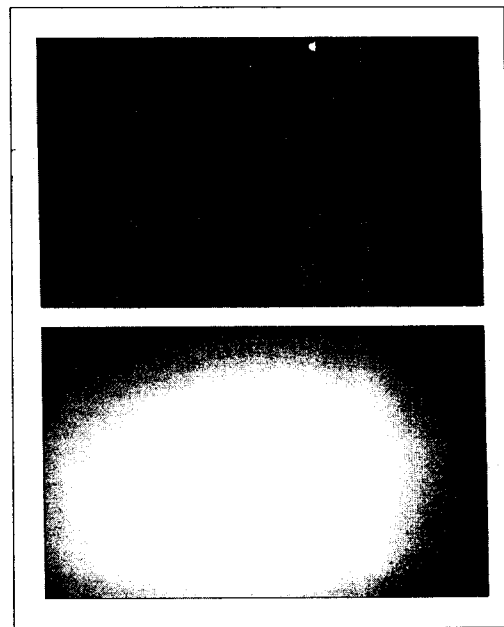


그림 7. Darkening of edges and corners of an image of a blank grey card acquired with a vidicon, shown as originally acquired and with the contrast expanded to make the vignetting more obvious. Printing technology causes the apparent stepped or contoured variation in brightness, which is actually a smoothly varying function of position.

광학계에 의해 발생하는 Vignetting도 영상의 선형성을 나쁘게 하는 요소이다. Vignetting은 영상의 위치에 따른 개구면(Aperture)크기의 변화 때문에 발생하며, 영상의 주변부가 어두워진다.

### 1.5. PSF / LSP / MTF

PSF(Point Spread Function), LSF(Line Spread Function), MTF(Modulation Transfer Function)은 모두 영상시스템의 공간 분해능 특성을 나타낸다.

PSF는 한 개의 2차원 점 함수(Delta Function)에 대한 영상시스템의 출력이다. 예를 들면 납판에 매우 작은 구멍을 뚫고 이것의 X-ray 영상을 얻었을 때 필름에 나타난 2차원 상이 PSF이다. 따라서 영상시스템의 출력은 입력 2차원 함수를 PSF로 2차원 Convolution을 한 것이다. 일반적으로 영상의 분해능은 PSF의

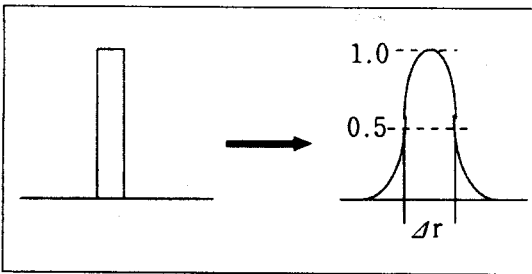


그림 8.

FWHM(Full Width Half Maximum)을 사용한다.

LSF는 한 개의 2차원 선 함수(Line Function)에 대한 영상시스템의 출력이다. 선 함수는 점 함수의 연속으로 볼 수 있으므로 LSF는 많은 주변 점 함수에 의한 PSF의 적분이 되므로 LSF의 단면은 PSF와 같지 않다.

$$LSF(x) = \int f(x, y) dy$$

따라서 LPF는 많은 PSF의 기여로부터 얻어지므로 항상 PSF보다 넓다.

MTF는 영상의 선예도(Sharpness) 평가에 널리 사용한다. MTF는 Response Function 이라고도 하는 시스템의 주파수 응답을 나타내는 것으로 전기 통신계에서 사용하는 것을 광학계 및 방사선계에 도입한 것이다. MTF는 LSF의 Fourier 변환으로부터 얻는다.

$$MTF(f) = |FT[LSF(x)]|$$

MTF는 선 함수에 대한 영상시스템의 주파수 전달 함수에 해당한다. 따라서 LSF는 시스템의 분해능 특성에 대해 정상적인 관찰이 가능하게 하지만 MTF는 영상시스템의 정량적인 분해능의 관찰이 가능하게 한다. 즉,

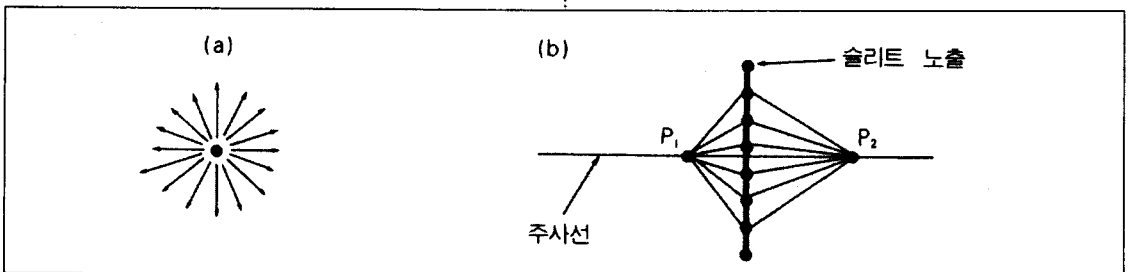


그림 9. (a) 점노출은 최초의 검출사상(event)으로부터 사방으로 에너지가 퍼지게 한다. (b)에서 슬릿 노출은 점노출의 수직선으로 간주된다. P<sub>1</sub>에서 선분산함수 프로파일의 높이는 노출된 슬릿을 따라 모든 점노출로부터 기여된 양의 합이다. 측정지점과(즉, P<sub>1</sub>과 P<sub>2</sub>) 점 노출사이의 거리는 위치에 따라 변하고 이 거리는(그리고 비대칭 점분산함수에 대한 각도) 각 점에 의해 기여된 에너지의 양에 영향을 미칠 것이다.

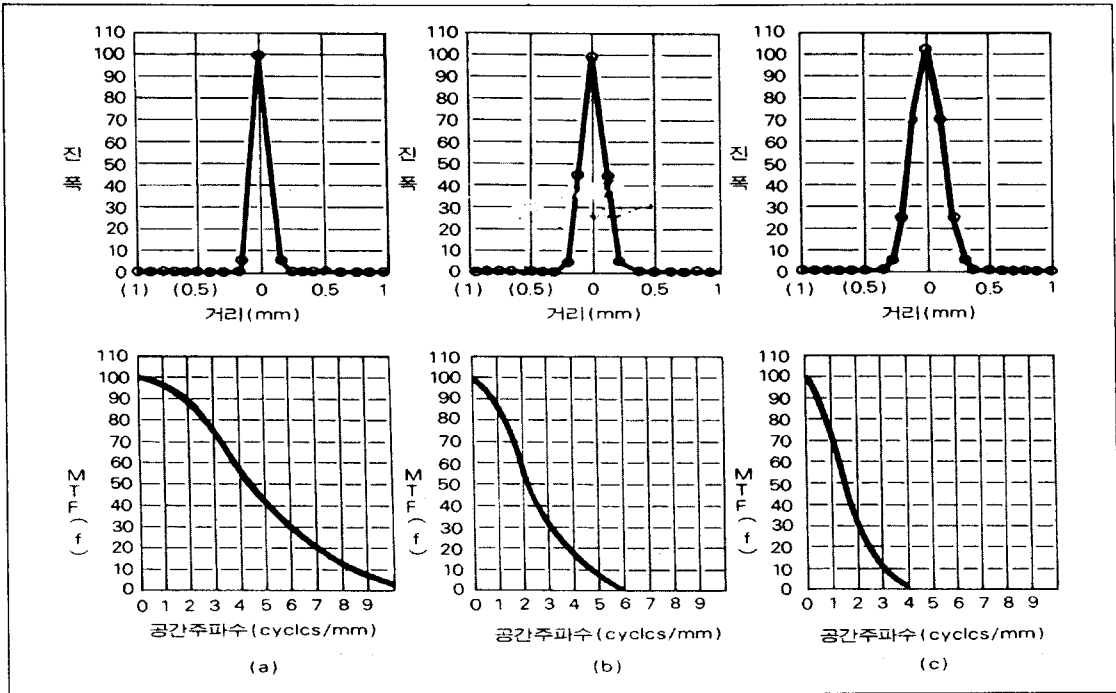


그림 10. 세 가지 경우의 선분산함수와 그에 해당하는 MTF.

(a)에서 선분산함수는 좁고 MTF는 높은 공간 주파수쪽으로 떨어진다. (c)에서 선분산함수는 보다 넓어지고, 보다 심한 흐림함수를 나타내고 있으며, MTF는 보다 높은 공간주파수를 가진 곳에서 퇴화를 보여주고 있다. (b)는 중간 경우를 보여주고 있다. 이들 함수는 모두 가우시안이고(가우시안을 FT하면 폭이 다른 가우시안이 된다.). 만일 선분산함수가 델타-함수였다면 MTF는 모든 공간주파수에서 100%일 것이다. 델타-함수는 전혀 흐림을 일으키지 아니하고, 그 결과 완벽한 해상력이 예측된다. 100% MTF는 모든 공간주파수가 콘트라스트 감소가 전혀없이 모두 분별된다는 것을 의미한다. 다른 극단적인 경우, 만일 선분산함수가 완전 흐림을 나타내는 수평선을 보였다면 MTF는 DC, 즉 0 주파수를 제외한 모든 주파수에서 전혀 해상능력이 전혀 없음을 나타내는 델타 함수일 것이다.

여러 가지 다른 영상시스템이 직렬 연결된 경우 분해능 (또는 해상도) 특성을 알려 할 때 LSF를 사용하면 각 LSF를 Convolution 하여야 한다. 그러나 MTF를 사용하면 각 시스템의 MTF를 곱하면 전체 시스템의 특성을 알 수 있다.

MTF를 측정하는 방법은 여러가지 있으며, 한 예로 Edge Method는 그림 12와 같이 X-ray인 경우 절단면이 수직인 금속의 단면을 촬영하여 얻은 ESF(Edge Spread Function)을 미분해 LSF를 구한다. 이 LSF를 Fourier 변환하면 MTF가 얻어진다. 이 Edge 단위계단

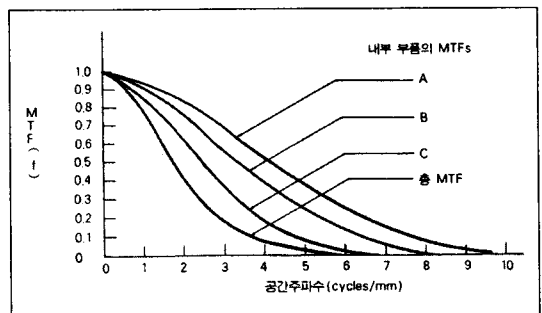


그림 11. 영상사슬에서 3개의 부품 A, B, C의 MTF. 부품 (c)는 가장 빈약한 특성을 가졌음을 쉽게 알 수 있다. 시스템의 MTF는 각 주파수 간격에서 그 주파수에 해당하는 세 가지 부품의 MTF의 곱으로 계산된다.

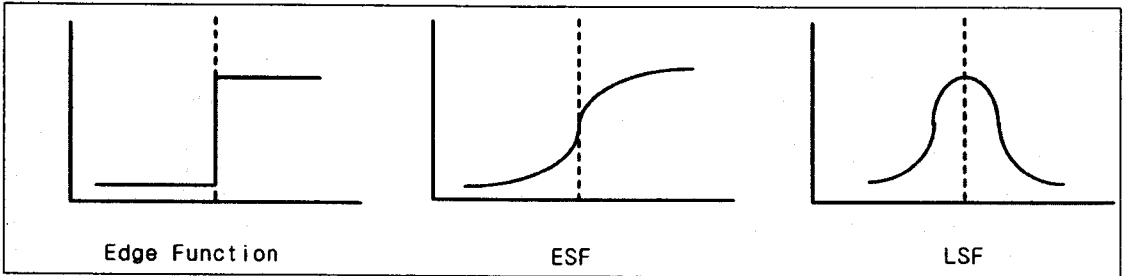


그림 12.

함수(Unit Step Function)으로 생각하면 된다.

## 2. Display

### 2.1. CRT Monitor

의료영상의 Display는 CRT(Cathode Ray Tube) Monitor가 대표적이며, 특수용으로 LCD Monitor를 사용하기도 하지만 영상의 관독용보다는 보조용으로 사용하는 정도이다. CRT는 브라운관이라고도 부르며 진공 유리관의 한쪽에 열전자 방출을 하는 전자총이 있고, 반대쪽에 전자의 충돌에 의해 가시광을 발생하는 화합물이 발라진 형광면이 있는 구조를 갖고 있다. 전자총에서 나온 전자를 접속하고 편향시켜 형광면을 순차적으로 발광시켜 영상을 표시한다. CRT는 흑백과 Color

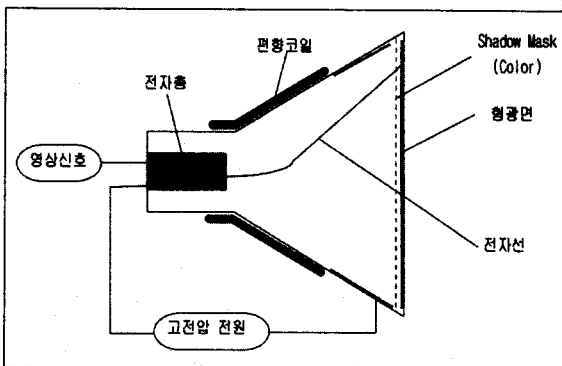


그림 13. CRT의 구조

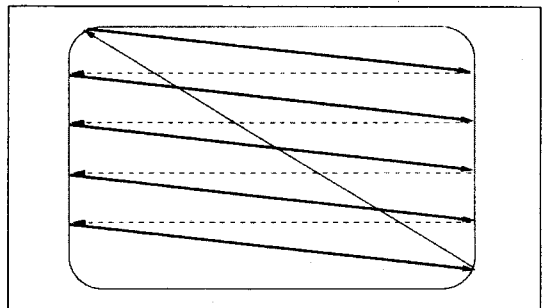


그림 14. 주사(Scan)와 주사선(Scan Line)

용이 있으며, 현재 의료 영상용으로는 대부분 흑백을 사용한다.

CRT에 영상을 표시하는 것은 전자총에서 나온 열전자의 흐름을 화면에 접속하여 선상으로 이동하는 주사(Scan)방식이다. 주사선을 순차적으로 이동시켜 2차원 화면을 덮는다. 주사선을 한 화면에 채운 것을 Frame이라고 한다. 1초당 Frame의 개수가 Frame Rate이다. Frame을 구성하는 방법에 따라 순차주사(Progressive Scan)와 비월주사(Interlaced Scan)가 있다. 순차주사는 그림 14와 같이 화면을 위에서 아래까지 순차적으로 Scan하는 방법이고, 비월 주사는 한 Frame에서 주사선을 홀수번째와 짝수번째를 나누어 Scan하는 방법으로 홀수 또는 짝수의 주사선만으로 이루어진 화면을 Field라고 한다. 즉 비월 주사에서 한 Frame은 두개의 Field로 구성된다. 비월 주사 방식은 제한된 영상신호의 주파수대역폭 내에서 화면이 바뀌는 개수가 증가하기 때

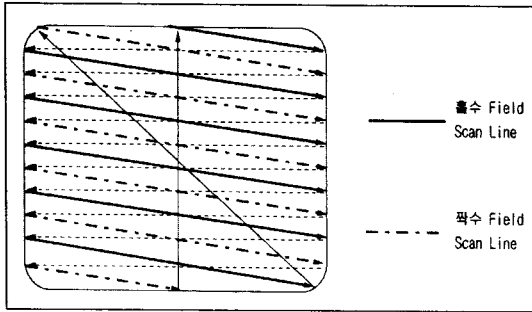


그림 15. Interlaced Scan

문에 TV 방송에 사용한다. 의료영상으로 포함된 대부분의 영상공학 분야 영상은 정지영상을 다루는 것이 대부분이므로 대부분 순차주사 방식의 Monitor를 사용한다. 주사선의 개수가 CRT Display의 수직방향으로 Display 가능한 Pixel 갯수(즉 수직 분해능)가 된다. 수평방향 분해능은 영상신호의 주파수 대역폭과 Frame Rate로 결정된다. 반대로 하변의 Pixel개수와 Frame Rate를 알면 필요한 영상 신호의 대역폭을 계산할 수 있다. NTC 방식 TV의 영상신호 대역폭을 계산해 보자. NTSC의 Frame Rate는 30 Hz(Field는 1초에 60번 바뀐다)이고, 한 Frame의 주사선 개수는 525개이다. 수평방향 분해능은 600(즉 600 Pixel) 이므로 300개의 흑색 점과 백색 점이 번갈아 나올 수 있다. 즉, 수평방향 공간주파수 대역폭은 300 Hz 이다. 따라서 영상신호 대역폭은  $30 \text{ Frame} \times 525 \text{ Lines} \times 300 \text{ Hz} = 4.725 \text{ MHz}$  이다. 실제 NTSC 신호의 영상 대역폭은 4.5MHz 이다. 따라서 RV를 Monitor로 사용하면 최대 512×512의 Matrix를 사용할 수 있지만, 낮은 Frame Rate와 비일 주사에 따른 문제점 때문에 쉽게 눈이 피로해지는 문제가 있다. 따라서 Monitor는 TV와 달리 정지영상을 가까운 거리에서 보기 때문에 Frame Rate도 60 Hz 이상이고 화면의 분해능도 1024×1024에서 최대 4096×4096 까지 가능하다. 단, Color Monitor는 Color CRT의 구조상 Shadow Mask와 Color Dot의 한계 때문에 흑백

Monitor보다 해상도가 낮고, 눈의 피로도도 크다.

현재 Monitor의 최대 밝기는 View Box에 필름을 끼워 보는 것보다 많이 어둡다. 흑백보다 Color Monitor가 더 밝다. 모니터의 분해능이 높아질수록 주사선이 가늘어지기 때문에 발광면적이 좁아진다. 따라서 고해상도 모니터가 저해상도 모니터보다 보통 어둡다. 너무 밝게 하면 형광면이 손상되기 쉬워 모니터의 수명이 짧아진다.

Monitor는 화면의 가로로 긴 Landscape형과 세로로 긴 Portrait형이 있다. 일반적으로 Landscape형을 사용하지만 의료영상의 관독용으로는 X-ray 필름과 같은 형태로 Display가 가능한 고해상도 Portrait형을 사용한다.

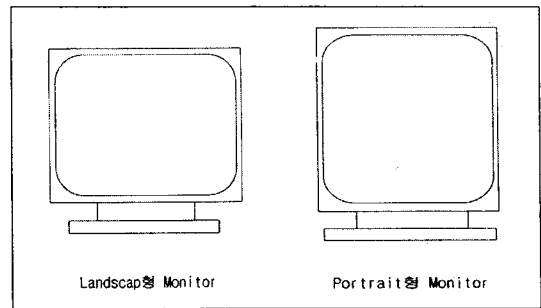


그림 15. 모니터의 타입

## 2.2. Gamma Correction

Gamma Correction은 시각 특성 및 영상의 특성, Display특성에 맞추어 영상의 Contrast를 보정하는 것이다. 저장장치에 저장되어 있는 영상 데이터를 불러내어 DAC로 아나로그 신호로 변환할 때 변환표(Translation Table or Mapping Table)를 사용하여 변환을 한다. 이 과정은 Film 또는 광 센서가 갖는 Gamma 특성을 역과정으로 수행하는 것을 생각할 수 있다. Gamma Correction과 Windowing을 사용하여 영상을 관독하기 적합한 상태로 변환한다.



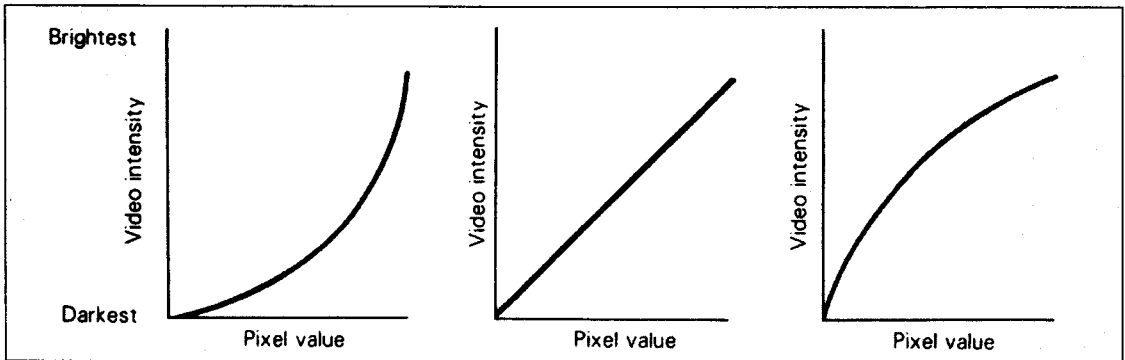


그림 17. 세 가지 변환표의 그래프  
왼쪽 것은 밝은 쪽의 콘트라스트를 증대시키고, 중간 것은 고른 콘트라스트를 디스플레이하며, 오른쪽 것은 어두운 쪽의 콘트라스트를 증대시킨다.

## 참고문헌

1. John C. Russ, The Image Processing Handbook 2nd ed. CRC Press, 1995
2. 권덕분 외, 의료영상정보학, 도서출판 대학서림, 1995
3. Charles A. Poynton, A Technical Introduction to Digital Video, John Wiley & Sons, Inc. 1996
4. 류영준, 알기 쉬운 컬러텔레비전, 청문각, 1988