

디지털 X-선 촬영 시스템의 정보용량 분석

김종효* 민병구** 박광석** 한만정***

서울대학교 의과대학, *의공학연구소, **의공학교실, ***방사선학교실

Analysis of the Information Capacity of Digital Radiography System

Jong Hyo Kim*, Byoung Goo Min**, Kwang Suk Park**, Man Cheong Han***

*Institute of Biomed. Eng., **Dept. of Biomed. Eng., ***Dept. of Radiology,

College of Medicine, Seoul National University.

ABSTRACT

In this paper, the information capacity, the integrate performance measure of digital radiography system has been quantitatively analyzed. The effect of various factors affecting the information capacity of the digital radiography system in multi-stage detection processes has been considered and analyzed in detail.

The results show that the more information capacity can be obtained with the smaller detector cell area, despite of the decreasing signal to noise ratio due to the reduced number of X-ray photons per detector cell.

And also has been indicated that the increase of the information capacity may be severely lost by the addition of electric noise in final read-out stage.

I. 서론

근래 CT, MRI 등 몇몇 의학영상 분야에 디지털 영상기술이 성공적으로 적용됨에 따라 의학영상의 전 분야에 디지털 방식이 도입되는 추세이다. 의학영상 중에서도 가장 이용빈도가 높은 흉부 X-선 촬영의 경우, 다이나믹 레인지가 커서 촬영이 까다로운 뿐만 아니라 고 해상도와 저잡음 등 기술상 어려운 요구조건으로 인해 디지털 촬영기법의 적용이 미루어져 왔으나 최근 관련분야의 기술발달을 힘입어 각국에서 여러 가지 방식으로 연구가 활발히 진행되고 있다¹. 본 연구진에서도 광 다이오드를 검출기로 이용한 선 주사식 디지털 흉부 촬영시스템을 실험제작한 바 있으며^{1,2}, 현재 실용화 가능한 성능을 지닌 개선된 시스템을 개발중에 있다. 이와같은 의학영상 장비에 있어서 환자가 담고있는 임상적인 정보들을 충실히 재현하기 위해서는 그 영상장비가 이에 충분한 정보용량을 가지고 있어야만 하는데, 의학영상 장비들은 다단의 복잡한 검출과정으로 이루어져 있으므로 세심하게 배려하지 않으면 각 단을 거치는 동안 정보용량이 감퇴되어 요구되는 정보용량을 갖추지 못하는 결과를 가져오게 된다. 이와같은 결과는 경우에 따라서는 환자의 생명과 직결되는 치명적인 결함이 될수도 있는고로 의학영상 장비의 성공적인 제작과 운용을 위해서는 그 장비의 정보용량에 대한 정확한 분석과 평가가 선행되어야만 한다.

본 논문에서는 광 다이오드를 검출기로 사용한 선 주사식 디지털 X-선 촬영시스템에 있어서 각 검출단과 시스템의 정보용량과의 관계를 정량적으로 분석함으로써 최적의 설계 및 운용을 위한 지침을 마련하고자 한다.

II. 디지털 X-선 촬영 시스템의 구성

본 논문에서 모델로 삼은 디지털 X-선 촬영 시스템은 광 다이오드를 검출기로 사용한 선 주사식 디지털 X-선 촬영시스템(이하 DR 시스템)으로서 그 구성은 그림 1과 같다.

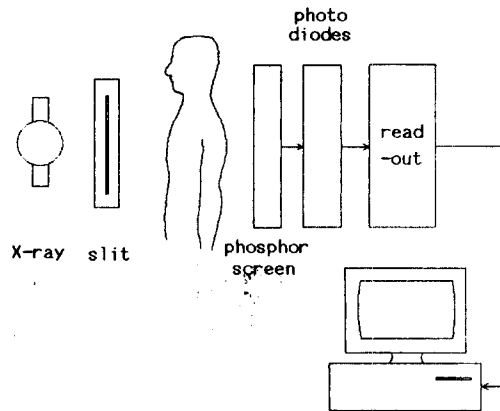


그림 1. 선 주사식 DR 시스템의 블록선도.

Fig. 1. The block diagram of the linear scanning digital radiography system.

이 DR 시스템에서는 검출기로서 기존의 필름-스크린 촬영 시스템과 달리 선형배열 광다이오드를 사용하고 있으며 2 차원의 영상을 얻기 위하여 선형 검출기를 그 배열방향으로 자체주사시킴과 동시에 그 직각방향으로 선 주사시키고 있다.

이와같은 선 주사식 DR 시스템은 산란선이 거의 완벽하게 제거되어 영상의 대조도가 뛰어나며 그 구조가 비교적 간단하여 검출단에서의 신호왜곡이 적다는 장점이 있다¹.

X-선 발생기에서 적정량의 X-선이 발생되면 환자를 투과한 X-선은 형광 스크린에서 일단 550 nm 정도의 중심파장을 갖는 가시광으로 변환되고 1024개의 광 다이오드 배열에 입사되어 입사광에 비례하는 광전류로 변환된 뒤 각각 1024개의 증폭 및 적분기를 거쳐 MUX에서 순차적인 신호로 바뀌어 A/D 변환된다. 이렇게 디지털화된 신호는 일단 고속으로 버퍼 메모리에 저장되었다가 컴퓨터에 입력되어 CRT 모니터에 재생되거나 하드 디스크에 저장되도록 구성되어 있다.

III. DR 시스템의 정보 용량

Shannon은 일찌기 M 가지 중 하나의 symbol이 전송되었을 때 그 symbol의 정보량 I는

$$I = \log_2 M \dots\dots\dots(1)$$

로, 그리고 대역폭 B 신호대 잡음비가 S/N인 Channel의 정보 용량 C는

$$C = B \log_2(1+S/N) \dots\dots\dots(2)$$

로 나타낼 수 있음을 보였다. 그런데 이는 촬영기기의 정보 용량을 나타내는데 다음과 같이 적용될 수 있다. 즉 어느 영상기기의 화소의 갯수가 단위면적당 N개 이고 한 화소당 구별 가능한 Level의 수가 M 이라 한다면 이 촬영기기의 단위 면적당 정보용량(information capacity per unit area) C는

$$C = N \log_2 M \text{ (bits/mm}^2\text{)} \dots\dots\dots(3)$$

로 나타낼수 있다는 것이다³. 여기서 N에 단위면적당 화소의 갯수대신 전체 화소의 갯수를 대입함으로써 시스템 전체의 정보용량을 나타낼수도 있을 것이나 이 경우는 정보용량이 촬영야의 크기와 관련되므로 절대적인 평가기준이 되지못한다. 따라서 본 논문에서는 단위면적당의 정보용량을 성능지수로 삼고 분석할 것이다.

이와같이 나타낸 촬영기기의 정보용량은 그 촬영기기의 총체적인 성능을 나타내는 지수가 된다.

그런데 일반적인 촬영기기는 다단의 검출기로 이루어져 있으므로 정보용량은 각단의 여러가지 파라미터의 함수가 된다. DR 시스템의 경우 정보용량에 영향을 미치는 요인으로서는 1, 2차 검출단인 형광스크린 및 광 다이오드의 검출 효율 및 개구면적 이외에도 전자회로 부품들에서 발생하는 잡음 전력등으로 인해 그 분석은 한층 복잡하게 된다. 그러므로 최종단에서 (3)식은 (4) 식과 같이 주파수 영역에서 신호대 잡음 전력스펙트럼으로 표시할 필요가 있다⁴.

$$C = 4 \int_0^U \int_0^V \log_2(1 + P(\mu, \nu)/N(\mu, \nu))^{1/2} d\mu d\nu \dots\dots\dots(4)$$

여기서 μ, ν 는 2차원 공간주파수축을 나타내며 $P(\mu, \nu)$, $N(\mu, \nu)$ 는 각각 최종단에 있어서 신호 및 잡음전력의 스펙트럼을 나타낸다. U, V는 각각 표본화 개구의 μ, ν 축상의 Nyquist frequency이다.

II. 각 단의 파라미터와 정보 용량

1) 최선단 : X-선 영상은 하나의 photon counting process로 볼수 있는데 이는 취득영상의 신호대 잡음비가 입사된 광양자의 수에 직접 연관된다는 뜻이다. 그러므로 검출단 및 그 후단의 모두 이상적이라 가정하더라도 신호대 잡음비는 조사량에 의해 이미 제한 되어진 상태로 검출과정이 진행된다.

여기서는 일단 후단이 소자면적 A인 이상적인 검출기, 즉 양자 검출효율(Detective Quantum Efficiency)이 1.0인 검출기라고 가정하고 검출기 소자면적과 X-선 조사량의 2개 파라미터와 정보용량과의 관계를 분석한다.

X-선관에서의 광양자(photon) 방출과정은 poisson process이므로, 검출기 소자당 입사하는 광양자수가 n개라 하면 그 평균수 N 과 분산 σ^2 는 식 (5)와 같다.

$$E[n] = N \\ \sigma^2 n = N \dots\dots\dots(5)$$

이때 E_0 를 단위 면적당 입사하는 광양자의 수로 환산한 조사량이라고 하면

$$N = E_0 \cdot A \dots\dots\dots(6)$$

이다. 그러므로 식(5), (6)을 식(3)에 대입하면 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$C = 1/A \log_2(1 + E[n]^2/\sigma^2 n)^{1/2} \dots\dots\dots(7)$$

여기서 1/A는 단위면적당 검출 소자의 갯수, log 함수의 값은 소자당의 정보량(bits)이 된다.

그림 2에 소자면적과 각 소자당 정보량과의 관계를, 그리고 그림 3에는 소자면적과 시스템 정보용량과의 관계를 도시하였다. 여기서 시스템의 정보용량은 단위면적당 정보밀도에 검출면적을 곱하면 되는데 또한 그리고 그림 4에는 소자당 정보량을 정하였을 때 소자면에 요구되는 조사량을 그래프로 나타내었다.

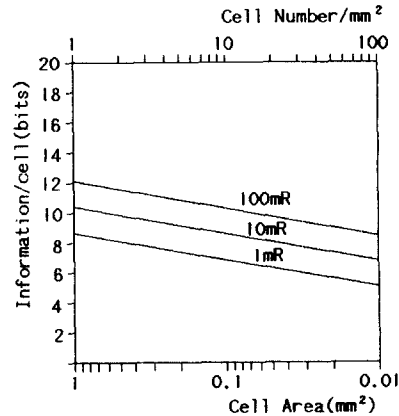


그림 2. 검출소자 면적과 소자당 정보량과의 관계
Fig. 2. The relation between the detector cell area and the information per cell.

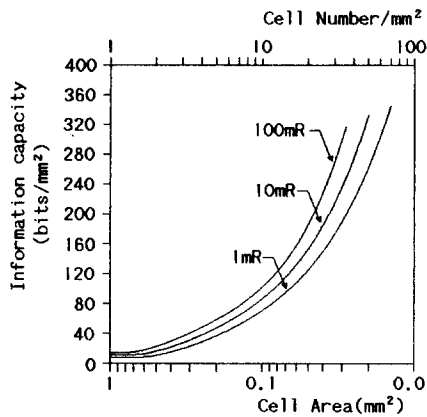


그림 3. 검출소자 면적과 정보용량의 관계.
Fig. 3. The relation between the detector cell area and the information capacity.

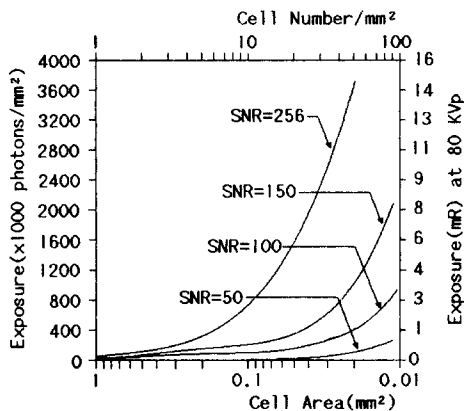


그림 4. SNR 고정시 검출소자 면적과 조사량과의 관계.
Fig. 4. The relation between the detector cell area and the exposure required for the fixed SNR.

이 그림들로부터 같은 조사량에 대해 검출소자 면적을 줄임으로써 공간해상도를 증가시키면 이에 따라 소자당의 정보량은 줄어들지만 전체적인 정보용량은 늘어나게됨을 알수 있다. 그러나 만일 소자당의 정보량을 일정값으로 유지시키려면 필요한 조사량은 단위면적당의 검출소자 갯수에 비례하여 증가함을 알게된다.

표 1에 통상 X-선 촬영에 쓰이는 조사조건과 단위 면적당 입사하는 광양자수와의 관계를 표시하였다.

2) 형광 스크린: 위에서는 양자 검출효율이 1.0 인 이상적인 검출기를 가정했지만 실제상의 검출기의 검출효율은 1.0 에 미치지 못한다. DR 시스템에서 1 차 검출단인 형광 스크린의 양자 검출효율이 η_a , 광증배율이 G_a 라 하면 입사한 X-선 광양자들은 η_a 의 확율을 가지고 검출된 후 G_a 개의 가시광의 광양자들로 변환된다. 이 과정에서 신호대 잡음비는 η_s 배로 줄어들게 된다.

형광 스크린에서는 광 변환시 광 확산특성에 의해 광 신호가 확산되므로 입사신호의 blurring이 일어나므로 신호의 고주파 성분이 감쇠되나 동시에 잡음성분의 고주파 성분도 감쇠되므로 확산당의 정보량에는 영향을 미치지 않는다.

그러나 이러한 광확산 특성은 검출기 cell의 유효 면적을 증가시키기 때문에 앞에서 분석한 단위 면적당 소자수에 영향을 미침으로써 정보용량에 영향을 미치게 된다.

그러므로 형광스크린에서 정보용량에 영향을 미치는 파라미터는 양자 검출효율과 유효 소자면적이다. 형광스크린의 유효 소자면적 A_s 는 형광스크린의 변조 전달함수 MTF로부터 식(8)과 같이 구해진다⁴.

$$A_s = 1 / \left(\int_0^\infty \int_0^\infty MTF(\mu, \nu) d\mu d\nu \right) \dots \dots \dots (8)$$

이같은 파라미터를 식(7)에 대입하면 1차 검출단인 형광스크린에서의 정보용량은 식(9)와 같이 나타내어진다.

$$C_s = 1/A_s \log_2(1 + E_0 \eta_a A_s) \dots \dots \dots (9)$$

이 식은 그림(2)-그림(4)와 같은 관계에서 조사량이 η_a 배로 감소하고 소자면적이 A_s 가 된 형태이다.

표 2 와 그림 5, 그림 6에 몇가지 형광스크린들의 양자 검출효율과, 변조 전달함수, 그리고 발광 스펙트럼을 각각 보았다⁶.

표 2. 몇가지 형광 스크린들의 X-선 양자검출효율.
Table 2. The list of detective quantum efficiencies of some phosphor screens.

Screen-Manufacturer	Phosphor	Phosphor Mass Absorption (mg/cm ²)	(%)
Rare-B -GAF	Y ₂ O ₂ S	116	29
Quanta II- Dupont	BaFCl	86	35
Rapide - Agfa-Gevaert	LaOBr	82	35
MR400 - Agfa- Gevaert	LaOBr	128	49
Alpha 8 - 3M	Gd2O2S	105	39
Lanex Reg. - Kodak	Gd2O2S/La2O2S	134	48

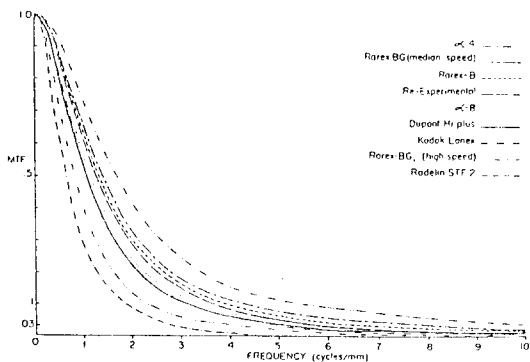


그림 5. 몇가지 형광 스크린들의 변조 전달함수.
Fig. 5. The modulation transfer functions of some phosphor screens.

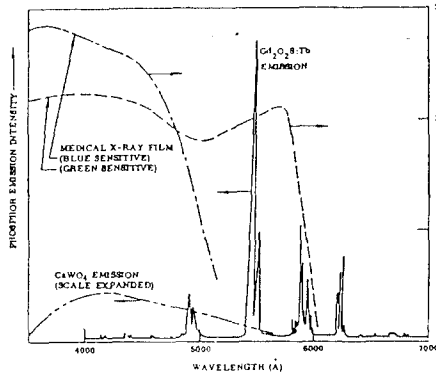


그림 6. 몇가지 형광 스크린의 발광 스펙트럼.
Fig. 6. The light emission spectrum of some phosphor screens.

3) 광 다이오드 : 스크린에 의해 변환되었던 가시광의 광양자들은 광 다이오드에서 다시 광전자로 변환된다.

DR 시스템에서는 독취(read-out)회로의 자체 주사기간의 1 주기동안 축적된 광전자의 전하량에 비례한 전압을 신호로 사용하고 있다. 그러므로 가시광의 광양자 검출되어 전압으로 변환되는 전 과정에서 가시광의 광양자당 변환되는 전압의 비율을 G_p 로 표시하기로 한다.

그런데 광 다이오드에는 광 감도특성이 있으므로 형광 스크린의 발광 스펙트럼과의 일치여부에 의해 가시광에서 광전자로의 변환효율은 제한 받게 된다. 식(10)에 이 관계를 나타내었다.

$$\eta_p = \int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} S(\lambda)P(\lambda)d(\lambda) / \int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} S(\lambda)d(\lambda) \dots (10)$$

여기서 λ 는 가시광의 파장, $S(\lambda)$ 는 스크린의 발광 스펙트럼, $P(\lambda)$ 는 광 다이오드의 광 감도특성이며 η_p 는 형광 스크린의 총 발광량중에서 광 다이오드에서 흡수된 광량의 비율 나타낸다.

그림 (7)에 몇가지 광 다이오드의 광 감도특성을, 그리고 그림 (8)에는 DR 시스템에 사용된 광다이오드의 광 감도특성을 도시하였다.

이때 신호전압의 평균값 $E[Vs]$ 는

$$E[Vs] = E_0 A_{sp} \eta_n G_n \eta_p G_p (V) \dots (11)$$

이고, X-선 양자잡음에 기인한 잡음전압의 분산 σ_v^2 는 X-선에서 가시광선으로의 광양자간 변환과정 및 가시광선의 광양자에서 광전자로의 변환과정이 모두 poisson process 이므로

$$\sigma_v^2 = E_0 A_{sp} \eta_n G_n \eta_p G_p (1 + (1 + G_n) \eta_p G_p) \dots (12)$$

와 같이 된다5. 여기서 A_{sp} 는 형광스크린 및 광다이오드의 복합적인 유효 검출소자 면적으로서 스크린의 변조 전달함수 MTF_s 및 광다이오드 개구면에 의한 변조 전달함수 MTF_p 로부터 식(13)과 같이 구해진다.

$$A_{sp} = 1 / \left(\int_0^v \int_0^u MTF_s(\mu, \nu) MTF_p(\mu, \nu) d\mu d\nu \right) \dots (13)$$

이같은 각 파라미터들과 정보용량과의 관계의 식(11)- (13)으로부터 광 다이오드 검출단까지의 정보용량 C_p 에 관한 식 (14)를 얻을수 있다.

$$C_p = 1/A_{sp} \log_2(1 + E[1]^2/\sigma_1^2)^{1/2} \\ = 1/A_{sp} \log_2(1 + E_0 A_{sp} \frac{\eta_n}{1 + 1/G_s + 1/(G_n \eta_p G_p)})^{1/2} \dots (14)$$

4) 독취(read-out)단

광 다이오드의 각 검출기의 신호전류는 독취단에서 비로소 순차적인(serial)신호로 변환되고 증폭되어 최종적으로 표본화 및 A/D 변환이 이루어진다. 이 과정에서 앞서의 X-선에 의한 양자잡음외에 광다이오드의 암전류에 의한 잡음, 스위칭 잡음, 전원 잡음 및 각 소자의 열잡음등이 신호에 추가 된다. 여기서 A/D 변환시의 양자화 잡음도 추가되지만 본 논문에서는 양자화 잡음은 분석의 대상에서 제외시켰다. 그 이유는 적절한 양자화 레벨의 수를 정하는 것 자체가 소자당 정보량에 대한 분석을 토대로 해야 하기 때문이다.

DR 시스템에서는 이와같은 잡음원 중에서 규칙적인 잡음 성분은 하드웨어로 보정해 주고 있지만 불규칙한 잡음 성분들은 여전히 남게된다. 이 전기적 잡음은 X-선의 양자잡음과 달리 조사량이나 검출소자의 유효면적 A_{sp} 와도 무관하다.

그런데 양자잡음이 제 1 검출단으로부터 각 검출단의 변조 전달함수에 의해 주파수 스펙트럼이 제한되어온 유색잡음인 것과는 달리 이 추가된 전기적 잡음은 주파수와 무관한 백색잡음이므로 이 전기적 잡음이 추가된 종합적인 신호대 잡음비를 구함에 있어서는 그 값이 공간주파수별로 달라지기 때문에 이제까지의 정보 용량의 식과는 달리 식(4)와 같이 신호 및 잡음성분이 공간주파수상에서의 표현식이 되어야만 한다.

이제 식(4)에 이제까지의 분석을 대입하면 독취단에서의 정보용량 C_r 에 관한식 (15)를 얻을수 있다.

$$C_r = 4 \int_0^v \int_0^u \log_2(1 + P(\mu, \nu)/N(\mu, \nu))^{1/2} d\mu d\nu \dots (15)$$

$$P(\mu, \nu) = P(0,0) MFT(\mu, \nu) \\ = (E_0 A_{sp} \eta_n G_n \eta_p G_p)^2 \cdot MTF_s(\mu, \nu) MTF_p(\mu, \nu) \dots (16)$$

$$N(\mu, \nu) = E_0 A_{sp} \eta_n \eta_p G_p (1 + (1 + G_n) \eta_p G_p) MTF_s(\mu, \nu) MTF_p(\mu, \nu) + Ne^2 / UV \dots (17)$$

여기서 P 는 신호전력 스펙트럼이고 N 는 잡음전력 스펙트럼이다. Ne 는독취단에서의 전기적 잡음레벨로서 백색잡음인고로 Nyquist 주파수 U, V 까지 평탄한 영향을 미치기 때문에 UV 로 정규화 시킨것이다. 단 여기서 형광스크린과 광 다이오드사이의 결합에서의 광감쇠와 광 확산특성은 무시할 정도

로 작기 때문에 고려해 넣지 않았다. 이 식에 나타난 여러 가지 파라미터 중에서 η_e , G_m , G_p 등은 재질특성상 더 이상 개선하기 곤란한 한계가 있으므로 선택 내지 변동의 범위가 매우 적다. 다만 η_p 는 스크린의 발광특성과 광다이오드의 감도특성이 잘 결합되도록 설계 제작함으로써 그 값을 개선할 수 있다. 그러므로 시스템 설계시 주로 고려할 파라미터는 A_{sp} 가 될 것이다. 그리고 대부분의 형광스크린은 필름의 특성에 적합하도록 제작되었기 때문에 DR 시스템의 특성이 적합한 스크린의 종류는 그다지 많지 않다. 그러므로 형광 스크린도 가장 검출효율이 높은 종류중에서 한가지로 결정했을 경우에는 광다이오드의 소자면적이 설계시 가장 중요한 변수로 남는다. 즉, 광다이오드의 소자면적이 커지면 이에 따라 log함수내의 값이 절댓치가 커지지만 대신 Nyquist 주파수가 줄어들어 범위가 작아진다. 반면에 광 다이오드의 소자면적을 줄이면 Nyquist 주파수가 커짐으로써 공간해상력을 항상 시킬것이지만 대신에 log함수내의 값의 절댓치가 작아짐과 동시에 공간주파수의 고주파 성분에서의 백색잡음인 전기적 잡음에 비해 그 신호 레벨이 급격히 작아져서 결국은 기대밖으로 고주파 성분은 잡음에 묻혀 분간하기가 곤란하게 되어버릴 수가 있으므로 이를 보상하기 위해 조사량을 대폭증강할 수 밖에 없는 결과를 가져올 수가 있다. 그러므로 설계시에 환자조사량을 적정 수준으로 유지하는 범위내에서 전기적잡음을 최소한 억제하도록 하는 노력을 기울여야만 광다이오드의 소자면적을 줄임으로써 얻는 정보용량의 증가분이 헛되지 않게 할 수 있다. 그림 7에 이와같은 현상의 시뮬레이션 결과를 보였다. 여기서 광 다이오드 소자는 정사각형의 모양으로 한번의 길이가 d 인 경우이며, 따라서 MTF_p는 식(2-18)과 같은 Sinc함수가 된다.

$$MTF_p(f) = \text{Sinc}(df) \\ = \sin(\pi df)/(\pi df) \dots\dots\dots(18)$$

그리고 형광스크린은 그림 5에서의 MTF와 표 2의 DQE 를 갖는 Kodak Lanex regular 스크린을 가정한다. 그리고 조사량은 2 mR, 독취단에서의 전기적 잡음은 d = 0.2 mm시 양자잡음의 20% 레벨로 가정한다. 이와같은 조건에서 d를 파라미터로 한 신호 전력스펙트럼을 그림 7(a)에, 잡음 전력스펙트럼을 그림 7(b)에, 그리고 신호대 잡음비의 스펙트럼을 그림 7(c)에 각각 나타내었다. 또한 d를 변수로 한 최종단에서의 정보용량의 변화를 그림 8에 나타내었다.

IV. 고찰

그림 2는 이상적인 검출기를 사용하였을 경우 검출기 소자 면적과 소자당 정보량과의 관계를 보이고 있는데, 여기서 A/D 변환단에서 필요한 양자화 비트수를 알아낼 수가 있다. 그림에서 양자화 비트수는 소자면적이 클수록 그리고 조사량이 클수록 많아져야 함을 알 수 있는데 적절한 양자화 비트수는 소자당 정보량보다 2 - 3 비트정도 많게 하는 것이 좋다고 생각된다. 그렇게 함으로써 잡음에 실려 검출될 수 있는 소 신호를 놓치지 않고 검출할 수 있을 것이다. 예를 들어 정사각형 검출기의 경우 검출기의 한 변의 크기가 0.2 mm 이 있을 경우 환자 조사량 50 mR로 촬영하고 그 10%정도가 검출

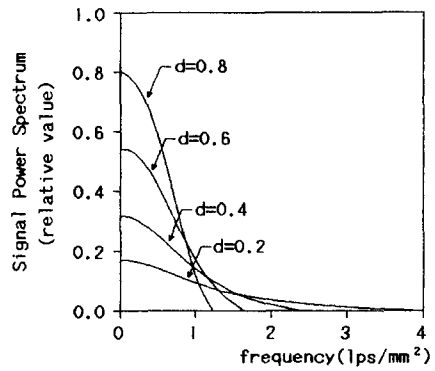


그림 7(a). 시뮬레이션 실험에서의 신호전력 스펙트럼.
Fig. 7(a). The signal power spectrum in the simulation experiment.

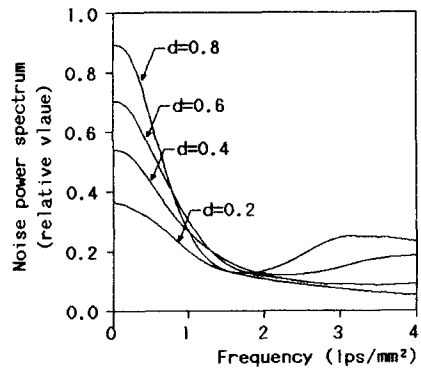


그림 7(b). 시뮬레이션 실험에서의 잡음전력 스펙트럼.
Fig. 7(b). The noise power spectrum in the simulation experiment.

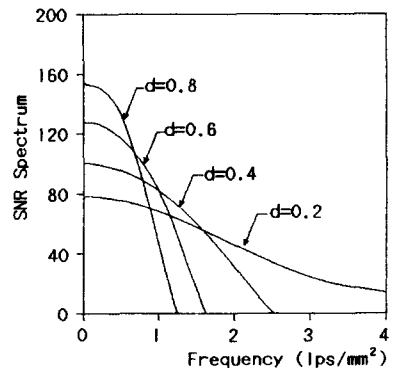


그림 7(c). 시뮬레이션 실험에서의 신호대 잡음비 스펙트럼.
Fig. 7(c). The signal to noise ratio spectrum in the simulation experiment.

기에 입사량한다고 가정하면 소자당 정보량은 약 8 비트가 될 것이며 적정 양자화 비트수는 10 - 11 비트정도일 것이다.

그림 7(C)에서는 앞서 지정한 바와같이 d가 작아짐에 따라 백색의 전기적 잡음의 영향으로 고주파 성분에서의 신호대 잡음비의 감쇠가 심하게 됨을 알 수 있다.

그림 8은 이제까지의 분석의 결과를 종합적으로 보여주고 있는데 가정한 조건하에서 단위면적당 화소수를 증가시킬 때 시스템의 전체적인 정보용량이 증가되기는 그림 3과 비교해 볼때 이상적인 검출기의 경우에 비해서는 그 값이 떨어짐을 알 수 있다. 그 감소분은 소자면적이 작아짐에 따라 더욱 심해 지는데 이는 그림 7(c)에 나타난 바와 같이 고주파 영역에서의 신호대 잡음비가 급격히 감쇠되기 때문인 것이다.

그러므로 DR 시스템에서 해상도를 증가시키기 위해서 검출 소자면적을 작게 할 경우에는 전기적 잡음의 감소를 위해 주의를 기울임으로써 고주파영역에서의 신호대 잡음비의 감소를 막고 최대한의 정보용량을 획득하도록 하여야 할 것이다.

V. 결론

DR 시스템의 종합적인 성능을 평가하는 지수를 단위면적당의 정보용량이라고 보고, DR 시스템의 정보용량에 영향을 미치는 각 검출단의 제 요소를 분석하였다. 기본적으로 입력 신호대 잡음비를 결정짓는 조사량을 고정시켰을 경우 단위면적당의 화소수를 증가시키면 화소당의 정보량은 감소하나 전반적으로 시스템의 정보용량은 증가한다. 그러나 시스템의 전기적 잡음레벨에 비해 신호전력의 레벨이 충분히 크지 않다면 단위면적당 화소수를 증가시키기에 따라 얻어지는 정보용량의 증가분은 상당히 줄어들게 된다.

VI. 참고 문헌

1. 김중효, 이태수, 박광석, 한만청, 이충용, 민병구, "디지털 X-선 촬영 시스템의 영상 및 물리적 특성 분석", 전자공학회 논문지, 제 26권, 제 7호, 1989.
2. 민병구, 박광석, 이태수, 김중효, 한만청, 임정기, "디지털 X-선 촬영시스템에 관한 연구", 의공학회지, 제 7권, 제 1호, 1986.
3. J.C. Dainty, R. Shaw, "Image Assessment by Information Theory", Image Science pp 344 - 376, Academic Press.
4. Kanamori et al., "The Information Spectrum as measure of radiographic image quality and system performance" Physics in Medicine and Biology, 1984, Vol.29, No.4.
5. Albert Macovski, "Medical Imaging", Prentice-Hall, New Jersey, 1983.
6. Ben A. Arnold, "Physical Characteristics of Screen/film Combinations", The Physics of Medical Imaging pp 30-71, AAPM, New York.

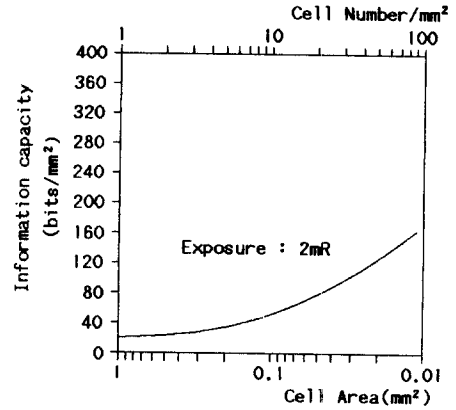


그림 8. 시뮬레이션 실험에서의 광 다이오드 소자면적 대 정보용량의 관계.

Fig. 8. The relation between the photo diode cell area and the information capacity.