

디지털 X-선 촬영 시스템의 정보용량 분석

김종호* · 민병구** · 박광석** · 이충웅***

= Abstract =

The Analysis of the Information Capacity of Digital Radiography System

Jong Hyo Kim,* Byoung Goo Min,** Kwang Suk Park,** Choong Woong Lee***

In this paper, the information capacity, the intergrate 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 reduced signal to noise ratio due to the reduced number of X-ray photons per detector cell.

Considering the limit of human visual acuity, however, the sufficient resolution will be obtained when the detector cell size in $0.2 \times 0.2 \text{mm}^2$ with 8 bit quantizaion.

And also the results indicates that the information capacity may be severely reduced by the mixture of electric noise in final read-out stage.

1. 서 론

근래 CT, MRI 등 몇몇 의학영상 분야에 디지털 영상기술이 성공적으로 적용됨에 따라 의학영상의 전 분야에 디지털 X-선 촬영방식이 도입되는 추

세이다. 이와같은 의학영상장비에 있어서 필수적인 기능은 진단에 요구되는 환자신체에 대한 임상적인 정보량을 충실히 시각적 정보로 전달하는 것이다. 만일 영상장비가 이에 충분한 정보전달능력을 가지고 있지 못할 경우 임상적으로 이용가능한 정보량은 영상장비의 정보전달능력에 제한을 받게 되며, 이러한 결과는 때에 따라서는 환자의 생명을 좌우하는 중요한 정보의 손실을 초래할 수도 있다. 따라서 의학영상장비의 성공적인 제작과 운용을 위해서는 그 장비의 정보전달능력에 대한 정확한 분석과 평가가 따라야만 한다.

일반적으로 의학영상 장비들은 직결된 다단의 검출과정으로 이루어져 있어서 각단의 정보전달능력은 전체적인 정보전달능력에 직접적인 제한요소로 작용하게 되는데, 특히 디지털 영상장비일 경우

(접수 : 1991년 3월9일)

* 서울대학교 의과대학 의공학 연구소

** 서울대학교 의과대학 의공학교실

*** 서울대학교 대학원 전자공학과

*Inst. of Biomed., Eng., College of Med.,

**Dept. of Biomed., Eng., College of Med.,

***Dept. of Electronics, Seoul National University

(본 연구는 1990년도 서울대학교 병원 임상 연구비의 보조로 이루어졌음)

각단의 정보전달능력을 세심하게 고려하지 않으면 디지털 행렬로 표현되는 영상의 결보기 정보용량과는 달리 실제적인 정보전달능력은 훨씬 못미칠 수도 있다.

본 논문에서는 광다이오드를 검출기로 사용한 선주사식 디지털 X-선 촬영시스템의 설계에 있어서 양자검출효율과 공간해상도 모듈을 포함한 종합적인 성능지수로서 정보용량을 선정하고 검출단의 각 매개변수와 시스템의 정보용량과의 관계를 정량적으로 분석함으로써 최적의 설계 및 운용을 위한 지침을 마련하고자 한다. 본 논문의 결과는 다른 여러 의학영상분야의 설계 및 성능평가에도 적용될 수 있을 것으로 믿어진다.

2. 디지털 X-선 촬영 시스템의 구성

본 논문에서 모델로 삼은 디지털 X-선 촬영 시스템은 광다이오드를 검출기로 사용한 선주사식 디지털 X-선 촬영시스템(이하 DR 시스템)으로서^{1,2)}이 DR 시스템에선 검출기로서 기존의 필름-스크린 촬영시스템과 달리 선형배열 광다이오드를 사용하고 있으며 2차원의 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 간단하고 검출단에서의 신호왜곡이 적다는 등의 장점이 있다.²⁾

X-선 발생기에서 X-선이 발생되면 환자를 투과한 X-선은 형광 스크린에서 일단 가시광으로 변환되고 이 가시광은 스크린에 밀착된 광다이오드 배열에 입사되어 입사광에 비례하는 광전류로 변환된다. 이 광전류 신호는 전단증폭 된 후 MUX에서 순차적인 신호로 바뀌어 A/D 변환되어 컴퓨터에 입력된 후 CRT 모니터에 재생되거나 저장 매체에 기록되도록 구성되어 있다.

이와같은 DR 시스템에서 정보전달능력에 영향을 미치는 요소들은 X-선 조사량, 형광스크린의 X-선 검출효율과 변조전달함수, 형광스크린의 발광과장과 광다이오드와의 정합도, 광다이오드의 광검출효율과 개구면적, 그리고 A/D 변환기의 비트

수등이다.

3. DR 시스템의 정보 용량

정보이론에 의하면 한 전송신호의 정보용량은 그 신호가 전달할 수 있는 최대 정보량을 말한다. 예를들어 M개의 구별되는 심볼을 전달가능한 신호가 있을 때 이 신호가 전달할 수 있는 최대 정보량은 각 심볼이 같은 발생확률을 가지고 있을 경우이며 이때 신호의 정보용량 I는

$$I = \log_2 M (\text{bits}) \quad (1)$$

가 된다. 그리고 이와같은 신호를 초당 N개 전송할 수 있는 전송로의 정보용량 C는

$$C = N \log_2 M (\text{bits/sec}) \quad (2)$$

로 나타낼 수 있다. 그러나 일반적으로 주어진 전송로에서 한 전송신호로 전달가능한 최대 정보량은 신호와 잡음의 크기 및 잡음의 분포와 관련이 있으며, 가우시안 분포를 갖는 가산잡음의 경우에 전달가능한 정보량은 신호도 역시 가우시안 분포를 가질 때 최대가 되며 그 최대값은 신호 및 잡음의 분산이 각각 σ_s^2 , σ_n^2 일 때

$$I = \log_2 \left(1 + \frac{\sigma_s^2}{\sigma_n^2} \right)^{1/2} \quad (3)$$

와 같이 된다.³⁾

이와같은 정보용량의 정의는 촬영기기의 정보용량을 나타내는데도 다음과 같이 적용될 수 있다. 즉 영상기에 있어서 각 화소간의 간섭이 없을 때 단위면적당 화소의 갯수가 N개이고 한 화소당 구별 가능한 레벨의 수가 M이라 한다면 이 촬영기기의 단위면적당 정보용량 C는

$$C = N \log_2 M (\text{bits/mm}^2) \quad (4)$$

로 나타낼 수 있다.⁴⁾ 만일 이 촬영기에 있어서 영상신호가 그 분산이 σ_s 인 가우시안 분포를 가지며, 잡음은 분산이 σ_n^2 인 가우시안 가산잡음이라 하면, 영상신호의 가변범위가 $0 - V$ (volt) 일 때 $V_s = k\sigma_s$ 를 만족하는 가우시안 분포의 신호를 가정함으로써 이 촬영기기의 정보용량 C를 구할 수 있으며 그 값

은 식(5)와 같이 구해진다.

$$C = N \log_2 \left(1 + \frac{\sigma_p^2}{\sigma_n^2} \right)^{1/2} \quad (5)$$

이때 k의 값은 영상신호의 가변범위내에서 가우시안 분포를 갖는 신호라 가정할때 가우시안 분포의 꼬리를 무시함으로 발생하는 오차가 무시할수 있을 정도로 작도록 정하면 되는데 그 값이 6일때 오차값은 약 0.27% 정도로서 무시할수 있을 정도로 작으므로 k=6으로 정하면 식(5)로부터 다음과 같은 정보용량을 구할수 있다.

$$C = N \log_2 \left(1 + \frac{V^2}{36\sigma_n^2} \right)^{1/2} \quad (6)$$

이상에서는 화소간의 간섭이 전혀 없는 경우 즉 신호와 잡음비가 공간주파수의 Nyquist 주파수까지 평탄한 경우를 가정했으나, 실제의 경우에는 시스템의 해상도 특성에 의해 출력단에서는 어느정도 화소간의 간섭이 일어나게되어 신호대 잡음비는 유색스펙트럼을 갖게 된다.

이렇게 될 경우 영상시스템의 정보용량은 더이상 공간평면에서 각 화소당의 정보용량의 합으로서 구할수 없고 공간 주파수평면에서 공간주파수 표본치당의 정보용량의 합으로서 구해야 하며 이 경우 정보용량은 식(7)과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} C &= \int_{-V}^V \int_{-U}^U \log_2 (1 + P(\mu, \nu)/N(\mu, \nu))^{1/2} d\mu d\nu \\ &= 2 \int_0^V \int_0^U \log_2 (1 + P(\mu, \nu)/N(\mu, \nu))^{1/2} d\mu d\nu \quad (7) \end{aligned}$$

여기서 μ, ν 는 2차원 공간주파수축을 나타내며 $P(\mu, \nu), N(\mu, \nu)$ 는 각각 공간주파수 평면에서의 신호및 잡음전력스펙트럼을 나타내고 U, V는 각각 표본화 개구의 μ, ν 축상의 Nyquist 주파수이다. 이때 신호전력 스펙트럼 $P(\mu, \nu)$ 는 다시 식(8)과 같이 구할수 있다.

$$P(\mu, \nu) = P(0, 0) MTF^2(\mu, \nu) \quad (8)$$

$$P(0, 0) = \frac{\sigma_p^2}{S} \quad (9)$$

$$S = \int_0^V \int_0^U MTF(\mu, \nu) d\mu d\nu \quad (10)$$

여기서 $MTF(\mu, \nu)$ 는 시스템의 변조전달함수(modulation transfer function)이다.

4. 각 단의 파라미터와 정보 용량

1) 제 1검출단 : 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 검출기 라고 가정하고 검출기 소자면적과 X-선 조사량의 2개 파라미터와 정보용량과의 관계를 분석한다.

X-선관에서의 광양자 방출과정은 Poisson 분포를 가지므로, 검출기 소자당 입사하는 광양자수 n개라 하면 그 평균수 N과 표준편차 σ 와의 관계는 식(5)와 같다.

$$E[n] = N \quad (11)$$

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (12)$$

DR 시스템과 같은 X-선 촬영시스템의 경우, X-선의 광양자에 의한 잡음이 전체 잡음중에 큰 비중을 차지하는데 이 경우 가산잡음이 아닌 승산잡음이 되며, 잡음의 분포도 엄밀히는 Poisson분포이다. 그런데 일반적으로 정보용량을 구할때는 가산잡음과, 신호와 잡음모두 가우시안 분포를 가정하는데 그 이유는 여타의 경우에 대해서는 분명한 계산식을 유도하기가 매우 어렵기 때문이다. 그러므로 여기서는 계산상의 편의를 위해 일정한 레벨의 가우시안 분포를 갖는 가산잡음을 가정한다. 여기서 잡음의 크기는 그 가우시안 분포의 분산이 최대신호 레벨의 50%정도의 광양자가 입사할 때의 분산에 해당한다고 가정하면 적당하며 이때 σ_n^2 는 N/2가 된다. 사실 화소당의 광양자의 수가 충분히 클때(N>30) Poisson 분포는 큰 오차없이 가우시안 분포로 근사화시킬수 있다.

이때 E_0 를 소자당 입사하는 평균 광양자수로 환

산한 조사량이라고 하면

$$N = E_0 S \quad (13)$$

이다. 그러므로 이와같은 관계를 식(6)에 대입하면 소자당의 정보용량(bits) I와 시스템의 정보용량 C (bits/mm²)을 식(14) 및 식(15)와 같이 구할수 있다.

$$I = \log_2 \left(1 + \frac{E_0^2 S^2}{18 E_0 S} \right)^{1/2} = \frac{1}{2} \log_2 \left(1 + \frac{1}{18} E_0 S \right) \quad (14)$$

$$C = \frac{1}{S} I = \frac{1}{2S} \log_2 \left(1 + \frac{1}{18} E_0 S \right) \quad (15)$$

표1에 X-선 촬영에 쓰이는 조사조건과 단위 면적당 입사하는 광양자수의 관계를 표시하였고 그림 2에 소자면적과 각 소자당 정보용량 I와의 관계를, 그리고 그림 3에는 소자면적과 시스템 정보용량 C와의 관계를 도시하였다.

표 1 X-선 촬영시 조사조건과 단위면적당 입사 광양자의 수와의 관계(촛점에서 1 m 거리의 경우)

Table 1 The relation between the X-ray exposure conditions and the incident photon numbers per unit area(at 1 m distant from focal spot)

관전압	70KVp	80KVp	90KVp
mAS	1	1	1
조사량(mR)	6.6	9.2	12
광양자수(mm ⁻²)	1.42 × 10 ⁶	2.21 × 10 ⁶	3.12 × 10 ⁶

2) 형광 스크린 : 위에서는 양자 검출효율이 1.0인 이상적인 검출기를 가정했지만 실제상의 검출기의 검출효율은 1.0에 미치지 못한다. DR 시스템에서 1차 검출단인 형광 스크린의 양자 검출효율이 n_p, 광증배율이 G_p개의 가시광의 광양자들로 변환된다. 이 과정에서 신호대 잡음비는 n_p배로 줄어들게 된다.

형광 스크린에서는 광변환시 광확산특성에 의해 광신호가 확산되므로 입사신호의 흐려짐이 일어나므로 신호의 고주파 성분이 감소되나 동시에 잡음성분의 고주파 성분도 감소되므로 화소당의 정보량에는 영향을 미치지 않는다.

그러나 이러한 광확산 특성은 검출기 cell의 유

효 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 S_p는 형광스크린의 변조 전달함수 MTF로부터 식(16)과 같이 구해진다.⁴⁾

$$S_p = \frac{1}{\int_0^\infty \int_0^\infty MTF(\mu, \nu) d\mu d\nu} \quad (16)$$

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

$$C_p = \frac{1}{2S_p} \log_2 \left(1 + \frac{E_0 n_p S_p}{18} \right) \quad (17)$$

이 식은 그림 1, 그림 2와 같은 관계에서 조사량이 n_p배로 감소하고 소자면적이 S_p가 된 형태이다.

3) 광다이오드 : 스크린에 의해 변환되었던 가시광의 광양자들은 광다이오드에서 다시 광전자로 변환된다.

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

그런데 광다이오드에는 광감도특성이 있으므로 형광 스크린의 발광 스펙트럼과의 일치여부에 의해 가시광에서 광전자로의 변환효율은 제한 받게 된다. 식(18)에 이 관계를 나타내었다.

$$nd = \frac{\int_{\lambda \min}^{\lambda \max} P(\lambda) D(\lambda) d\lambda}{\int_{\lambda \min}^{\lambda \max} D(\lambda) d\lambda} \quad (18)$$

여기서 λ는 가시광의 파장, P(λ)는 스크린의 발광 스펙트럼, D(λ)는 광다이오드의 광 감도특성이며 n_d는 형광 스크린의 총발광량중에서 광다이오드에서 흡수된 광량의 비를 나타낸다.

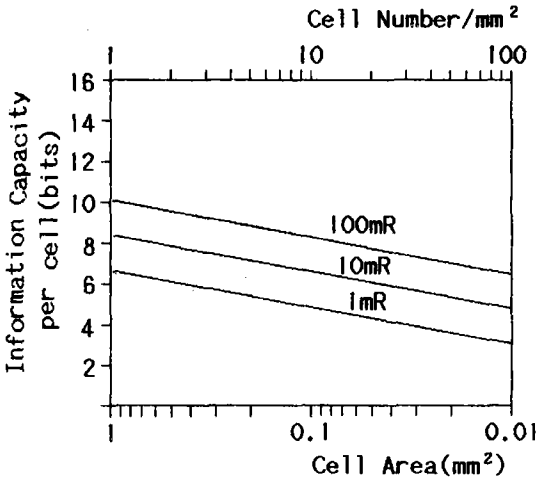


그림 1 이상적 검출기의 경우 검출소자 면적과 소자당 정보용량과의 관계
 Fig. 1 The relation between the detector cell area and the information capacity per cell for an ideal detector

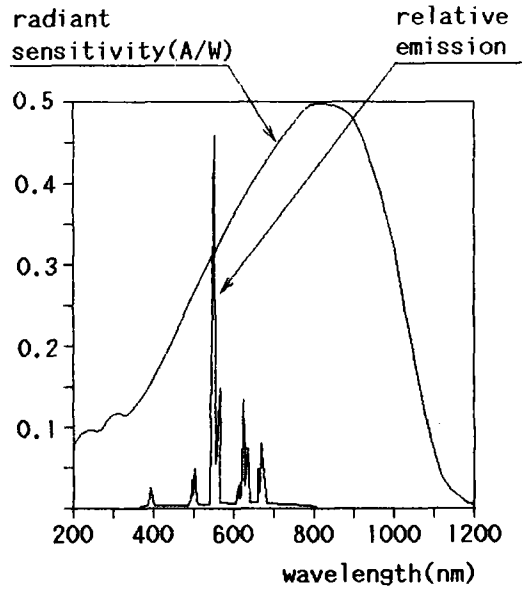


그림 3 DR 시스템에 사용된 형광스크린의 발광 스펙트럼과 광다이오드의 광 감도특성
 Fig. 3 The light emission spectrum of the phosphor screen and spectral sensitivity of photodiodes used in DR system

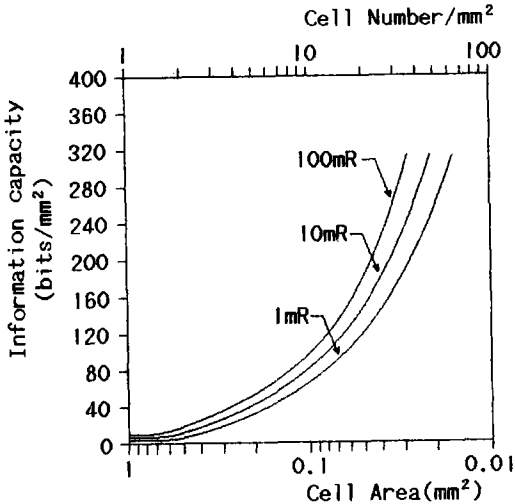


그림 2 이상적 검출기의 경우 검출소자 면적과 시스템 정보용량과의 관계
 Fig. 2 The relation between the detector cell area and the information capacity of the system for an ideal detector

그림 3에 본 논문의 모델인 DR 시스템에 사용된 형광 스크린의 발광스펙트럼과 광다이오드의 광감도특성을 도시하였다.⁶⁾

이때 신호전압의 평균값 $E[V_s]$ 는

$$E[V_s] = E_0 S_{pd} n_p G_p n_d G_d (V) \quad (19)$$

이고, X-선 양자잡음에 기인한 잡음전압의 분산 σ_v^2 는 X-선에서 가시광선으로의 광양자간 변환과정 및 가시광선의 광양자에서 광전자로의 변환과정이 모두 poisson process이므로⁵⁾

$$\sigma_v^2 = \frac{1}{2} E_0 S_{pd} n_p G_p n_d G_d (1 + (1 + G_p) n_d G_d) \quad (20)$$

와 같이 된다. 여기서 S_{pd} 는 형광스크린 및 광다이오드의 복합적인 유효 검출소자 면적으로서 스크린의 변조 전달함수 MTF_p 및 광다이오드 개구면에 의한 변조 전달함수 MTF_d 로부터 식(21)과 같이 구해진다.

$$S_{pd} = \frac{1}{\int_0^u \int_0^v MTF_p(\mu, \nu) MTF_d(\mu, \nu) d\mu d\nu} \quad (21)$$

이같은 각 파라미터들과 정보용량과의 관계들로부터 광다이오드 검출단까지의 정보용량 C_d 에 관한 식(22)를 얻을 수 있다.

$$C_d = \frac{1}{2S_{pd}} \log_2 \left(1 + \frac{E_0 S_{pd}}{18} \frac{n_p}{1 + \frac{1}{G_p} + \frac{1}{G_p n_d G_d}} \right) \quad (22)$$

4) 독취(read-out) 단

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

DR 시스템에서는 이와같은 잡음원 중에서 규칙적인 잡음성분은 하드웨어로 보정해 주고 있지만 불규칙한 잡음성분들은 여전히 남게된다. 이 전기적 잡음성분이 추가됨으로 인해 독취단에서의 신호대 잡음비는 유색스펙트럼을 갖게되며 따라서 이제까지와는 달리 공간주파수 평면에서의 정보량에 관한 식(7)에 이제까지의 분석을 대입하면 독취단에서의 정보량 Cr에 관한식(23)를 얻을 수 있다.

$$C_r = 2 \int_0^v \int_0^u \log_2(1 + P(\mu, \nu)/N(\mu, \nu))^{1/2} d\mu d\nu \quad (23)$$

$$P(\mu, \nu) = P(0, 0) \text{MFT}_{\text{total}}(\mu, \nu) = \left(\frac{E_0}{2} S_{pd} n_p G_p n_{pd} G_d \right)^2 \text{MTF}_p(\mu, \nu) \text{MTF}_d(\mu, \nu) \quad (24)$$

$$N(\mu, \nu) = \frac{E_0}{2} S_{pd} n_p n_d G_d (1 + (1 + G_p) n_d G_d) \text{MTF}_p(\mu, \nu) \text{MTF}_d(\mu, \nu) + \text{Ne}^2 / UV \quad (25)$$

여기서 P는 신호전력 스펙트럼이고 N는 잡음전력 스펙트럼이다. Ne는 독취단에서의 전기적 잡음 레벨로서 백색잡음인고로 Nyquist 주파수 U, V까지 평탄한 영향을 미치기 때문에 UV로 정규화 시킨 것이다.

5. 시뮬레이션 실험

이상에서 살펴본 바와같이 DR 시스템에서는 검출단의 여러가지 요소들이 시스템의 정보용량에 영향을 미친다. 그중에서 환자의 조사량, 장비의 가격과 복잡성 등 실제적 제약 조건하에서 최대의 정보용량을 갖도록 시스템을 설계 제작하는 것이

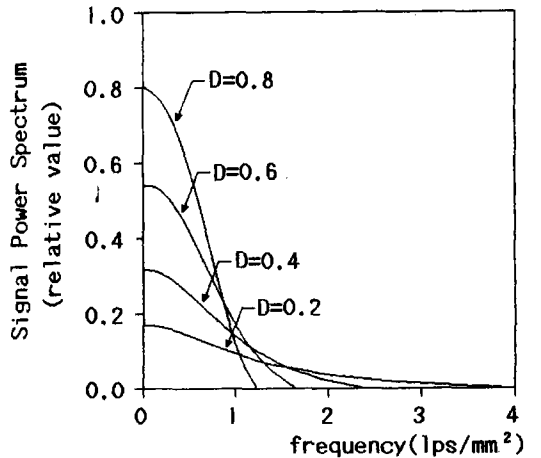


그림 4 시뮬레이션 실험에서의 신호전력 스펙트럼
Fig. 4 The signal power spectrum in the simulation experiment

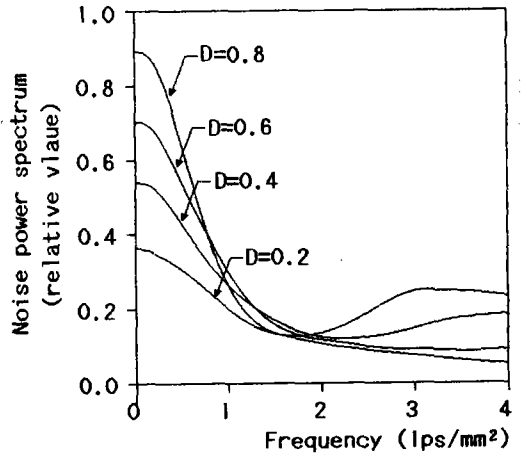


그림 5 시뮬레이션 실험에서의 잡음전력 스펙트럼
Fig. 5 The noise power spectrum in the simulation experiment

중요한데 이상과 같이 유도한 정보용량의 식을 토대로 하면 다양한 파라미터중에서 최적의 조건을 선택할수 있을 것이다.

여기서는 이중에서 광다이오드의 여러가지 소자면적에 대한 시스템에 정보용량의 변화를 시뮬레이션하였다. 이는 광다이오드의 소자면적이 영상의 데이터량을 결정지음으로써 장비의 가격과 영상의 관리비용에 직접 연관되기 때문이다.

여기서 광다이오드 소자는 정사각형의 모양으로 한변의 길이가 D인 경우이므로 광다이오드의 변조 전달함수 MTF_b는 식(26)과 같은 Sinc함수가 된다.

$$\begin{aligned}
 MTF_b(\mu, \nu) &= \text{Sinc}(D\mu) \text{Sinc}(D\nu) \\
 &= \frac{\sin(\pi D\mu)}{\pi D\mu} \frac{\sin(\pi D\nu)}{\pi D\nu} \quad (26)
 \end{aligned}$$

형광스크린은 Kodak Lanex regular 스크린을 가정하였는데 이는 양자검출효율이 약 50%로서 가장 높기 때문이다. 검출단에의 입사조사량은 2mR, 독취단에서의 전기적 잡음은 D=0.2mm시 양자잡음의 20% 레벨로 가정한다.

이와같은 조건에서 D를 파라미터로 한 신호 전력스펙트럼을 그림 4에, 잡음 전력스펙트럼을 그림 5에, 그리고 신호대 잡음비의 스펙트럼을 그림 6에 각각 나타내었다. 또한 D를 변수로 한 최종단에서의 정보용량의 변화를 그림 7에 나타내었다.

6. 고 찰

그림 1과 그림2를 비교해 볼때 검출소자의 면적이 작아질수록 소자당의 정보용량은 작아지는데 비해 전체적인 정보용량은 늘어남을 알수 있다. 따라서 장비의 가격이나 영상의 관리비용이 허락하는 한 영상의 해상도를 높이는 것이 정보용량의 측면에서는 유리하다. 그러나 실제로 사람이 시각적으로 감지할수 있는 해상도는 한계가 있어 40cyc/deg정도가 그 한계인 것으로 알려져 있다.⁷⁾ 그러므로 화소크기가 0.2×0.2mm²인 영상을 45cm 정도떨어진 거리에서 관찰할때 사람은 개별 화소를 거의 인식할수 없으며 그 이하로 영상의 해상도를 높이는 것은 시각적으로는 의미가 없다.

이러한 사실을 토대로 할때 흉부X-선 영상 촬

영시 검출소자의 크기는 0.2×0.2mm²이면 충분히 작다고 판단되며 이와같은 사실은 임상실험의 결과로도 뒷받침되고 있다.⁸⁾

그림 1은 이상적인 검출기를 사용하였을 경우 검출기 소자면적과 소자당 정보량과의 관계를 보이고 있다. 여기서 검출소자의 기 0.2×0.2mm²인 경

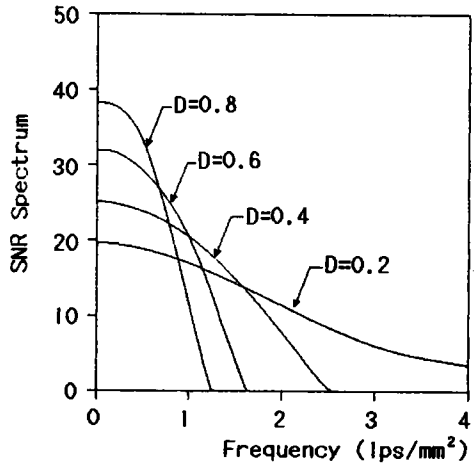


그림 6 시뮬레이션 실험에서 신호대 잡음비 스펙트럼

Fig. 6 The signal to noise ratio spectrum in the simulation experiment

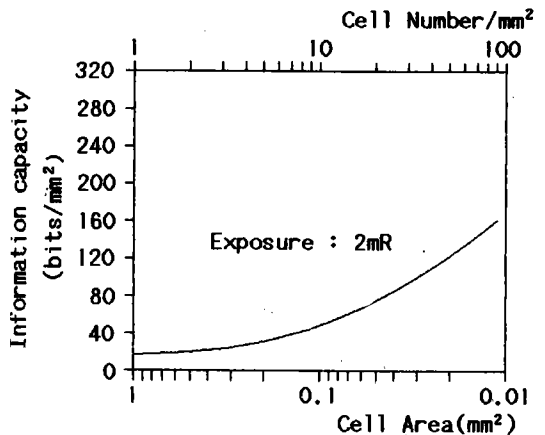


그림 7 시뮬레이션 실험에서의 광다이오드 소자면적대 정보용량의 관계

Fig. 7 The relation between the photodiode cell area and the information capacity

우 A/D 변환단에서 필요한 양자화 비트수를 알아 낼 수가 있는데 입사량이 10mR라고 가정하면 소자당 정보용량은 약 6비트가 될 것이다. 그러나 실제로는 이상적인 검출기가 아니므로 후단의 검출 효율에 의해 소자당 정보용량이 이보다는 상당히 작아 질 것이다. 여기서의 정보용량은 오차없이 구분할수 있는 레벨의 수를 가리키는데 비해 사람은 영상을 시각적으로 관찰할때 각 화소가 어느정도 잡음에 열화되어 있더라도 영상의 전체적인 형태를 이용하여 그 신호를 구분할수 있는 능력이 있으므로 실제의 양자화 비트수는 이보다는 충분히 크게 해 주는 것이 좋으며 위의 경우 후단의 검출 효율 및 잡음의 추가등을 고려할때 8비트 정도가 적당할 것으로 판단된다.

그림 5에서의 광다이오드 소자의 면적이 작아짐에 따라 백색 전기 잡음의 영향으로 고주파 성분에서의 신호대 잡음비의 감소가 심하게 됨을 알 수 있다.

그림 6은 이제까지의 분석의 결과를 종합적으로 보여주고 있는데 가정한 조건하에서 단위면적당 화소수를 증가시킬때 시스템의 전체적인 정보용량이 증가는 그림 2와 비교해 볼때 이상적인 검출기의 경우에 비해서는 그 값이 떨어짐을 알 수 있다. 그 감소분은 소자면적이 작아짐에 따라 더욱 심해 지는데 이는 그림 5에 나타난 바와 같이 고주파 영역에서의 신호대 잡음비가 급격히 감소되기 때문인 것이다.

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

7. 결 론

DR 시스템의 종합적인 성능을 평가하는 지수를 단위면적당의 정보용량이라고 보고, DR 시스템의 정보용량에 영향을 미치는 각 검출단의 제 요소를

분석하였다. X-선 영상에서 신호대 잡음비에 주 영향을 미치는 조사량을 고정시켰을 경우 검출소자의 크기를 감소시키면 화소당의 정보용량은 감소하고 전반적으로 시스템의 정보용량은 증가한다. 그러나 사람의 시각특성의 한계를 고려할때 검출소자의 크기는 $0.2 \times 0.2 \text{mm}^2$ 이면 충분히 작다고 볼 수 있으므로 이 크기를 기준으로 하였을때 양자화 비트수는 소자당 정보용량으로부터 8비트정도가 적정할 것으로 판단된다.

또한 신호처리부의 전기적 잡음레벨에 비해 영상신호전력의 레벨이 충분히 크지 않다면 최종단에서의 정보 용량은 상당히 줄어들게 되는데 이러한 열화는 영상신호의 고역주파수대에서 두드러지게 된다.

8. 참 고 문 헌

- 1) 김종효, 이태수, 박광석, 한만청, 이충용, 민병구, 디지털 X-선 촬영 시스템의 영상 및 물리적 특성분석, 전자공학회 논문지, 제26권, 제7호, page 1989.
- 2) 민병구, 박광석, 이태수, 김종효, 한만청, 임정기, 디지털 X-선 촬영시스템에 관한 연구, 의 공학회지, 제 7권, 제 1호, page 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 a measure of radiographic image quality and system performance" Physics in Medicine and Biology, Vol., pp. 29, No. 4, 1984.
- 5) Albert Macovski: Medical Imaging. Prentice-Hall, New Jersey, 1983.
- 6) 민병구, 박광석, 김종효, "디지털 래디오그래피 시스템의 개발에 관한 연구", 과학기술처 제출 최종보고서, 서울의대, 1985.
- 7) Martin D. Levine : Vision in man and machine. p. 118, McGraw Hill, New York. 1985.