

Mammography 적용을 위한 CR
(computed radiography) 영상의 화질 평가

A Study on the Image Quality Evaluation of a Computed
Radiographic System for Mammographic Applications

연세대학교 보건대학원

의공학전공

윤 강 민

Mammography 적용을 위한 CR
(computed radiography) 영상의 화질 평가

지도 조 효 성 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2006년 6월 일

연세대학교 보건대학원

의공학전공

윤 강 민

윤강민의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 보건대학원

2006년 6월 일

감사의 글

본 논문이 완성되기까지 많은 관심과 격려로 늘 변함없이 따뜻하게 지도해 주신 지도교수 조효성 교수님께 진심으로 감사드립니다. 대학원에 입학한 것이 엇그제 같은데 벌써 졸업을 준비하게 되었습니다. 그동안 저에게 많은 가르침을 주신 여러 교수님들을 다시금 생각하게 합니다. 부족한 저에게 조언을 아끼지 않았던 이용흠 교수님께 감사드립니다. 제가의공학에 대한 폭넓은 식견을 가질 수 있도록 도움을 주시고 지도해 주신 보건환경대학원 학과장님이신 김영호교수님께 진심으로 감사드립니다. 또한, 방사선의 디지털영상에 대한 깊은 시각을 가르쳐 주신 김희중 교수님, 한봉수 교수님께 머리 숙여 감사의 말씀을 드립니다. 연구실험 작업을 도와주신 최성일 선생님에게도 감사드립니다. 또한, 디지털의료영상에 대하여 연구하고 실험하는데 조언해주시고 가르쳐 주신 디지털의료영상학회 강희두회장님께 감사드리며 부족한 저에게 도움을 주신 고신관 교수님께 감사드립니다. 그리고 방사선에 대하여 첫 걸음부터 지금까지 저를 격려해주시고 가르침을 주신 이만구 교수님, 윤한식 교수님, 이종석 교수님, 유병규 교수님, 최영자 교수님께 다시 한번 감사드립니다. 방사선학에 대하여 깊은 이해를 할 수 있도록 가르쳐 주신 정홍량 교수님, 임청환 교수님께 감사드립니다. 제가 이렇게 노력하고 성장 할 수 있도록 항상 격려와 응원을 아낌없이 해주시고 자신감을 갖게 해주신 부모님께 마음 깊이 감사드립니다. 또한 아내 최혜윤의 사랑과 격려에 진심으로 감사드립니다.

2006년 6월

윤 강 민 올림

차 례

그림 차례	ii
표 차례	iii
국문 요약	iv
제1장 서 론	1
제2장 연구 대상 및 방법	3
2.1 Mammography CR 영상시스템의 구성	3
2.1.1 IP(image plate)의 구성	4
2.1.2 IP의 발광특성	6
2.1.3 Mammography X-ray 장치 및 CR 촬영	7
2.2 변조전달함수(modulation transfer function; MTF)	9
2.2.1 Silt 영상측정법	11
2.3 잡음력 스펙트럼(noise power spectrum; NPS)	12
2.4 양자화 검출효율(detective quantum efficiency; DQE)	14
2.4.1 Photon Fluence 계산	14
제3장 영상획득 실험 및 결과 분석	16
3.1 영상획득 실험	16
3.2 변조전달함수(MTF) 측정	17
3.3 잡음력 스펙트럼(NPS) 측정	19
3.4 양자화 검출효율(DQE) 계산	20
제4장 결과 및 고찰	21
제5장 결론	21
참고 문헌	23
ABSTRACT	25

그림 차례

그림 2.1 CR 영상시스템을 이용한 X-선 영상의 재구성 과정	3
그림 2.2 CR work flow 및 configuration	4
그림 2.3 카세트와 IP	5
그림 2.4 IP의 단면도(MD30 : 10 pixel/mm, MD40 : 20 pixel/mm)	5
그림 2.5 회전여기 광 및 회전여기 스펙트럼	7
그림 2.6 유방촬영용 엑스선 영상장비	9
그림 2.7 의료영상 시스템에서의 변조전달함수의 정의	10
그림 2.8 피사체를 통과한 X-선의 강도분포 및 그 때의 영상의 농도분포가 주기함수로 표현될 때의 파사체대조도 및 영상대조도의 정의	11
그림 2.9 Slit 영상측정법에 의한 1차원 변조전달함수를 구하는 과정의 모식도	12
그림 2.10 잡음력 스펙트럼 측정방법의 모식도	14
그림 2.11 SRS-78 프로그램을 사용하여 계산한 X-선 스펙트럼	16
그림 3.1 본 연구에 사용된 mammography용 X-선 영상시스템	17
그림 3.2 변조전달함수 측정에 사용된 single slit camera(Model: 07-624)	17
그림 3.3 획득된 slit 펜툼의 X-선 영상	18
그림 3.4 Slit 펜툼을 이용하여 측정된 LSF 곡선	18
그림 3.5 Slit 펜툼을 이용하여 계산된 MTF 곡선	19
그림 3.6 계산된 1차원 NPS 곡선	20
그림 3.7 계산된 1차원 DQE 곡선	21

표 차례

표 4.1 화질평가 인자 측정 결과 (10% MTF 해상도에 해당하는 값)	21
---	----

국 문 요 약

Mammography 적용을 위한 CR (computed radiography) 영상의 화질 평가

본 연구에서는 CR(computed radiography) 영상시스템의 mammography 임상 적용에 앞서, 영상시스템의 화질을 객관적으로 평가하기 위한 총체적 지표 중의 하나인 양자화 검출효율(detective quantum efficiency; DQE)을 측정함으로써 그 유용성을 알아보았다. 양자화 검출효율인 DQE는 영상시스템의 영상재현 특성이 복합적으로 함축되어 있는 총괄적인 평가인자로서, 일반적으로 광자 플루언스(photon fluence), 변조전달함수(modulation transfer function; MTF), 잡음력 스펙트럼(noise power spectrum; NPS)을 측정함으로써 계산된다. 본 연구에 사용된 CR 영상시스템의 구조는 X-선 촬영장치의 검출기 역할을 하는 영상판, 영상판으로부터 얻어지는 광신호를 전기적 신호로 변환시켜 디지털화하는 image digitizer, MUSICA프로그램, lookup table, sensitometry 등 auto-processing 장치, 데이터 저장장치, 그리고 레이저 imager로 대표되는 영상출력장치와 image모니터 등으로 이루어져 있다. 이 때 사용된 형광체의 성분은 BaSrFBr:Eu²⁺로써 동적범위(dynamic range)가 633~690 nm로 넓어 광범위한 방사선 노출을 수용할 수 있다.

본 연구를 통하여 X-선원으로부터 영상이 형성되는 일련의 과정을 단계별로 이해하여 영상시스템을 최적화로 설계함으로써 환자의 피폭선량을 줄이는 방안을 제시 할 것으로 기대된다. 획득된 영상데이터는 post-processing 이전의 raw data를 이용하여 변조전달함수(MTF), 잡음력스펙트럼(NPS), 양자화검출효율(DQE) 등을 각각 계산하였다.

핵심 되는 말 : 유방암촬영술(mammography), CR, 변조전달함수(modulation transfer function; MTF), 잡음력(noise power spectrum; NPS), 양자화 검출효율(detective quantum efficiency; DQE), 화질평가

제1장 서론

의료 환경은 하루하루가 다르게 변화 하고 있다. 이러한 변화는 모든 병원들에 관심을 불러 일으켰으며 변화의 바람에 가속화를 초래 하였다. 이러한 의료 환경 변화의 바람에 촉진제 역할을 한 것이 바로 디지털이다. 필름-스크린 방식의 아날로그 X-선 영상 촬영법은 우수한 공간해상도와 저렴한 비용으로 인해 아직까지도 임상에서 많이 활용되고 있다. 그러나 이러한 방식은 필름의 보관 장소, 현상과정에서 기인할 수 있는 환경오염, 환자 진료시간의 지연, 영상 데이터의 통합관리 및 기존 영상자료의 활용 등에 많은 문제점을 내포하고 있다[1,2]. 이러한 문제점들을 해결하기 위해 1980년대 후반부터 지금까지 아날로그 X-선 영상정보를 디지털화 하는 디지털 X-선 영상검출기에 대한 연구개발이 활발히 진행되고 있으며 디지털방식에 따른 의료 환경의 변화 또한 활발히 진행되어지고 있다. 특히, 최근에 의료영상 분야에서 방대한 양의 아날로그 영상자료를 DB화함으로써 영상자료의 관리, 검색 및 전송의 편리함을 도모하고자 하는 병원정보화시스템(hospital information system; HIS), 전자의무기록(electronic medical record; EMR), 의료영상자료의 저장 및 전송시스템(picture archiving and communication system; PACS), 등과 같은 의료정보화 시스템의 구축과 맞물려 효율적인 디지털 X-선 영상시스템에 대한 개발의 필요성이 점차 높아지고 있다[3,4]. 의료영상 데이터의 디지털화는 영상자료를 전산화 및 정보화하는데 유용하고 여러 가지 영상후처리 기법을 적용하여 사용목적에 부합되는 영상으로 재구성할 수 있으며, 디지털 X-선 영상센서의 조사선량에 대한 선형적인 반응특성 및 높은 민감성으로 인해 기존의 필름-스크린 방식에 비해 관용도(latitude)가 넓고 또한 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 장점이 있다[5]. 이러한 디지털 영상시스템의 장점은 PACS의 도입을 촉진시켰으며 병원에서도 일반 촬영술에만 사용하던 디지털 방식을 유방 촬영술에까지 적용하게 되었다. 유방촬영술에 대해서는 아직도 아날로그 방식을 채택하고 있는 병원들이 많지만

최근에 디지털방식을 도입하는 병원이 늘어나고 있으며, 또한 mammography 적용을 위한 CR(computed radiography) 및 DR(digital radiography)을 이용하여 디지털 영상을 획득하여 영상을 판독 및 보관하는 영상시스템의 보급이 확대되어 지고 있다. 그러나 CR 영상에 대한 정량적이고도 객관적인 화질평가가 아직까지는 체계적으로 이루어지지 않고 있으며, 이러한 상황에서 CR 영상시스템이 mammography에 사용되고 있는 실정이다. 이에 본 연구에서는 CR 영상시스템의 mammography 임상 적용에 앞서, 영상시스템의 화질을 객관적으로 평가하기 위한 총체적 지표 중의 하나인 양자화 검출효율(detective quantum efficiency; DQE)을 측정함으로써 그 유용성을 알아보았다.

제2장 연구 대상 및 방법

2.1 Mammography CR 영상시스템의 구성

Screen/Film 영상시스템은 필름 농도와 같은 물리적인 요소에 의해 표현되는 아날로그 영상정보를 다룬다. 이에 비해 CR 영상시스템은 기존의 Screen/Film System 대신에 휘진성 형광체인 영상판(imaging plate; IP)을 사용하여 촬영하며, 영상판에 축적된 X-선 영상신호에 laser beam을 주사하여 전기적 신호로 변환한 후 영상처리하여 디지털 영상을 획득하는 방식이다(그림 2.1: 검출방식에 따라 10 pixel/mm과 20pixel/mm로 나뉜다)

Reading of Image

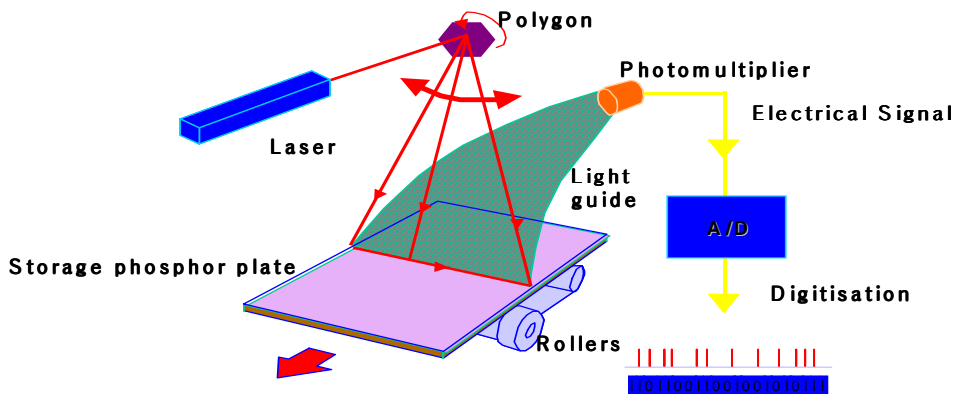


그림 2.1 CR 영상시스템을 이용한 X-선 영상의 재구성 과정

CR 영상시스템의 구조는 X-선 촬영장치의 검출기 역할을 하는 영상판, 영상판으로부터 얻어지는 광신호를 전기적 신호로 변환시켜 디지털화하는 image digitizer, MUSICA프로그램, lookup table, sensitometry 등 auto-processing 장치,

데이터 저장장치, 그리고 레이저 imager로 대표되는 영상출력장치와 image모니터 등으로 구성된다. 그밖에 환자정보를 저장하는 IC chip이 내장된 카세트와 영상처리 및 영상화에 필요한 각종 데이터와 환자정보를 입력시켜 영상에 표시하고 촬영부위를 확인할 수 있는 workstation 등이 있다(그림 2.2).

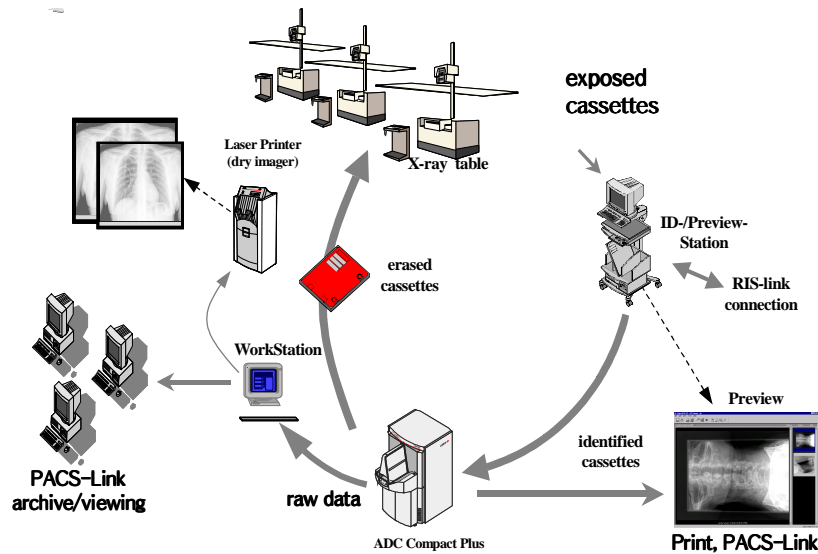


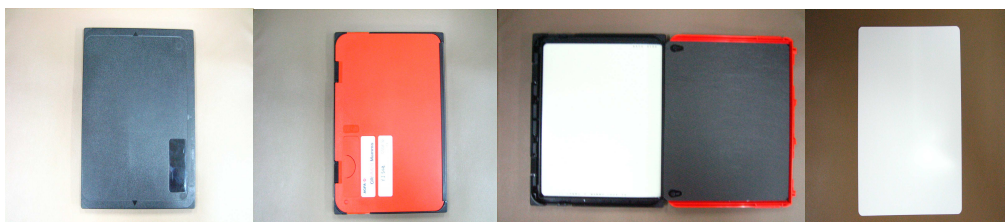
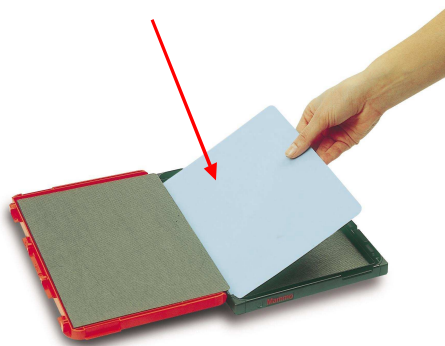
그림 2.2 CR work flow 및 configuration

2.1.1 IP(Image Plate)의 구성

IP는 일반적으로 1mm 이하의 두께를 가진 유연한 판으로 형광체가 얇게 코팅되어져 있고, X-선, 전자선, 자외선 등에 의해 여기 되어질 때 준 에너지 상태에서 흡수된 에너지를 저장할 수 있으며, 가시광선에 의해 자극을 받으면 흡수된 에너지에 비례하는 PSL(Photostimulated Luminescence) 방사선을 방출한다. 형광체의 성분은 BaSrFBr:Eu²⁺로써 dynamic range가 633~690 nm로 넓어 광범위한 X-선 노출을 수용할 수 있게 한다.

X-선 영상의 검출은 영상판을 통하여 이루어지며, 영상판의 구성은 고분자 재료의 지지체 위에 할로겐화 물질의 결정을 도포한 0.5~1 mm 두께의 얇고 유연한

판이다. 영상판의 구조는 그림 2.3 및 2.4와 같이 보호층, 형광체층, Anti-Halo층, 지지체, 후면보호층으로 구성되어 있다.



A. Tube side

B. Table side

C. Open Cassette

D. IP

그림.2.3 카세트와 IP

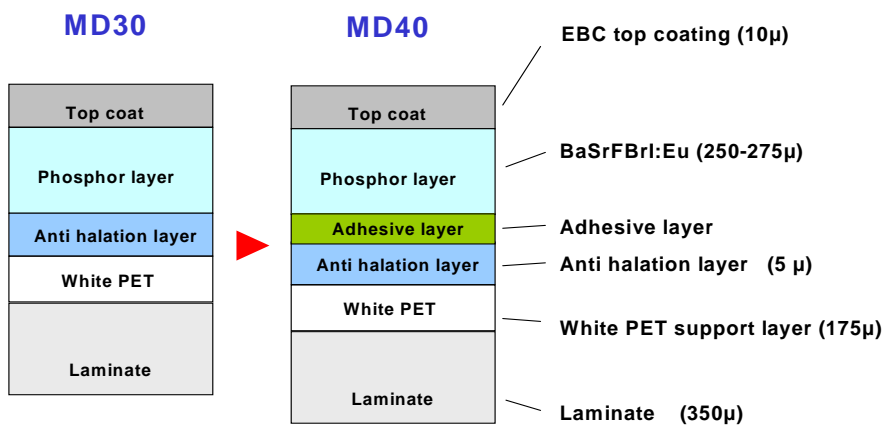


그림 2.4 IP의 단면도(MD30 : 10 pixel/mm, MD40 : 20 pixel/mm)

보호층

- . 빛 또는 X-ray로 인한 질의 저하를 방지한다.
- . 운반시 구부러짐과 마모를 방지한다.
- . 온도나 습도의 변화로 인한 소멸, 연장, 수축, 파손등을 방지 한다.
- . 영상특성면에서 보호층은 얇을수록 빛을 많이 통과 시킬 수 있다.

형광체층

- . BaSrFBr:Eu라는 고분자 무기화합물의 미립자가 경합제로 분산되어 지지체 위에 고밀도로 충전 도포 되어있다.
- . X-ray가 조사되면 그 X-ray Energy를 저장한다.
- . 가시광을 조사하면 X-ray Energy와 비례하는 빛을 발산한다.

Anti-halo층

- . 입사한 X-ray의 2차 산란선의 영향을 방지 하는 층이다.
- . 2차 산란선으로 인한 화질의 저하를 방지한다.
- . 형광체 주변의 Laser Light반사를 방지한다.

지지체층

- . IP에 대한 외부의 힘과 충격으로부터 형광체층을 보호한다.
- . 평평하며 기계적인 압력에 대해 신축성이 있다.
- . Cabon을 함유한 PET Film사용
- . 형광체 주변의 Laser Light의 반사를 방지한다

2.1.2 IP의 발광특성

IP에 이용되고 있는 휘진성 형광체는 청자색의 빛을 내고 있다. 이 발광은 형광체 내에 함유되어 있는 발광중심의 2가 europium(Eu)에 있으며, iodine(I)이 첨가된 newer storage phosphor는 lower laser energy 사용이 가능하다. IP는 BaSrFBr:Eu 입자로 구성되어 있는데 그 직경이 5~10 nm 정도이며 이 입자들은 고유의 빛 방출 능력이 있어 형광층 내에 흩어지는 빛들을 흡수한다; IP는 스스로의 감도를 개선하는 능력이 있는 반면, 영상의 선명도는 줄어들어 IP 고유의 잡음과 더불어 입상성 면에서는 불리하다.

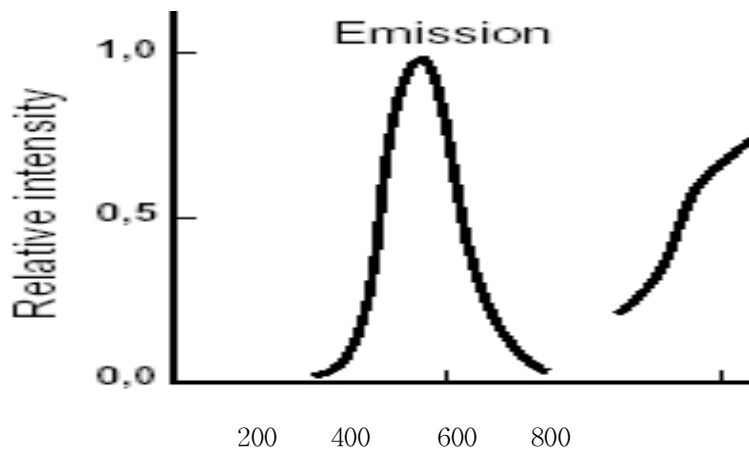


그림 2.5 휘진여기 광 및 휘진여기 스펙트럼

휘진성 형광체의 발광파장은 390nm이며 여기 발광파장은 680 nm이다. IP를 이용한 CR 영상시스템에서는 X-선 정보를 갖고 있는 휘진 발광파장과 휘진 여기파장이 광학적으로 분리될 수 있게 충분히 떨어져 있는 것도 휘진 발광 스펙트럼의 peak가 발광을 검출하는 광전자 증배관(photomultiplier tube; PMT)의 검출 효율이 높은 400nm에 있으며 image의 신호대잡음비(signal-to-noise ratio; SNR)를 높이기 위해 필요하다. 그림 2.5에서처럼 두 개의 스펙트럼은 이 조건을 만족하는 좋은 특성도 갖고 있다.

2.1.3 Mammography X-ray 장치 및 CR 촬영

본 연구에 사용되어진 X-선 발생장치는 고주파 인버터 방식의 제네레이터로 다음의 정보로 구성되어 있다: 유방촬영용 molybdenum(Mo) target, 제네레이터, 튜브, 촬영을 위한 압박패널, 그리드 등(그림 2.6). [6]

제네레이터

- 1) 방식 : 고주파 인버터 방식 (주파수 : 고정 방식)
- 2) 용량 : 3.2 kW 또는 그 이상
- 3) kV 범위 : 23~35 kV 또는 그 이상

- 4) mA : 28 mA (small focus), 100 mA (large focus) 또는 그 이상
- 5) mAs 범위 : 3~500 mAs 또는 그 이상
- 6) 자동 노출 모드
 - Auto-time : system selects mAs / operator select filter, kV and density
 - Auto-kV : system selects kV and mAs / operator select filter and density
 - Auto-filter : system selects filter, kV and mAs / operator select density
 - Manual : operator select all parameters 또는 이와 동등

X-ray 튜브

- 1) 열수용용량 : 162 kWh 또는 그 이상
- 2) 타겟 재질 : Mo 또는 Mo/W
- 3) 필터 재질 : Mo, Rh 또는 그 이상
- 4) Anode 회전속도 : Max. 9300 RPM 또는 그 이상
- 5) 튜브 초점 : 0.1 / 0.3 mm 또는 이와 동등
- 6) Cooling Medium : Air-cooled

콜리메터

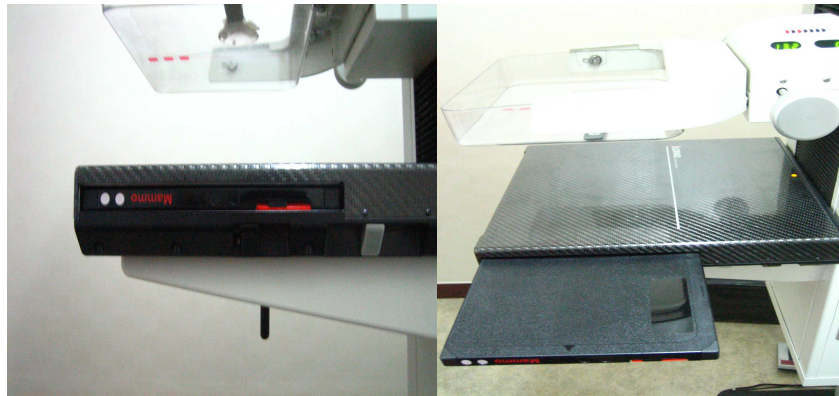
- 1) 방식 : 자동

압박 패들

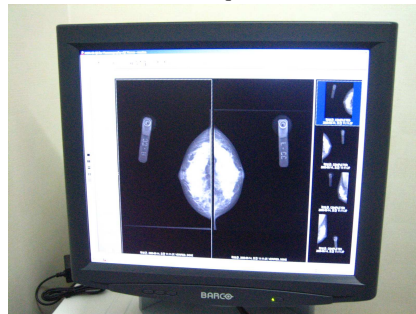
- 1) 방식 : 기본방식 또는 이와 동등
- 2) 크기 : 18 x 24 cm
- 3) 압박 모드
 - Pre-compression : 66N ~ 132N (15lbs ~ 30lbs)
 - Full-compression : 110N ~ 178N(25lbs ~ 40lbs)
 - Manual Compression : Max. 300N (68lbs)

버키 그리드

- 1) 방식 : 일자형
- 2) 사이즈 : 18 x 24 cm
- 3) 그리드비율 및 라인수 : 5:1, 31 lines/cm 또는 4:1, 27 lines/cm



(a) IP part



(b) Work station

그림 2.6 유방촬영용 엑스선 영상장비

2.2 변조전달함수(modulation transfer function; MTF)

영상의 화질을 결정하는 인자 중에 하나는 바로 선예도이다. 이러한 선예도를 평가하기 위하여 사용 되어 지는 것이 MTF이며 MTF는 시스템의 주파수 응답을 나타내는 것이다. 처음에는 전기 통신계에서 사용 되어 온 것을 광학계와 X-선계에도 적용하게 되었으며 광학계 및 X-선계의 응답 함수는 optical transfer function (OTF), modulation transfer function (MTF), contrast transfer function (CTF), sign-wave response 이라고도 하여 사진렌즈나 감광재료의 선예도 특성을 해석하는 수단으로 널리 사용하게 되었다.

이중 하나인 변조전달함수(MTF)는 영상시스템의 주파수 응답(frequency response) 특성을 나타내는 것으로써(그림 2.7), 식 (1)에 나타낸 것과 같이 임의의 공간주파수(spatial frequency) f 에 대해 피사체대조도(subject contrast; C_{in})에 대한 영상대조도(image contrast; C_{out})의 비를 공간주파수 0에 대한 MTF로 정규화시킨 것으로 정의되며, 공간정보를 기록하는 영상시스템의 성능을 의미한다[7,8]. 즉 변조전달함수가 우수하다는 것은 원래(original)의 정보를 충실히 표현하는 해상도(미세한 부분을 재현하는 능력)와 선예도(X-선 감약이 다른 두 부분의 경계를 구별할 수 있는 능력)가 높은 것을 의미한다.

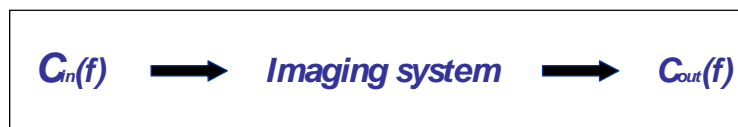


그림 2.7 의료영상 시스템에서의 변조전달함수의 정의

$$MTF(f) = \frac{C_{in}(f)}{C_{out}(f)} / MTF(0) \quad (1)$$

특히 그림 2.8에서와 같이 피사체를 통과한 X-선의 강도분포와 그 때의 영상의 농도분포가 주기함수로 나타날 때 $C_{in}(f)$ 와 $C_{out}(f)$ 는 각각 식 (2)와 (3)과 같이 계산된다. 여기서 X_{max} , X_{min} 은 피사체를 투과한 X-선의 최대 강도 및 최소 강도를, 그리고 G_{max} , G_{min} 은 영상의 최대 농도값 및 최소 농도값을 각각 의미한다.

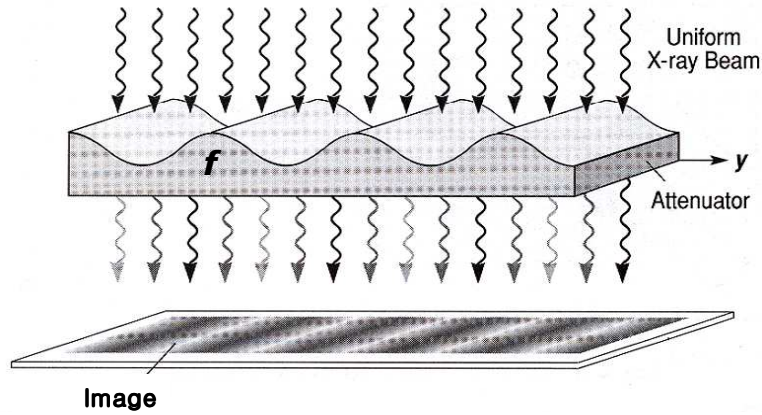


그림 2.8 피사체를 통과한 X-선의 강도분포 및 그 때의 영상의 농도분포가 주기함수로 표현될 때의 파사체대조도 및 영상대조도의 정의

$$C_{in}(f) = \frac{X_{max} - X_{min}}{X_{max} + X_{min}} \quad (2)$$

$$C_{out}(f) = \frac{G_{max} - G_{min}}{G_{max} + G_{min}} \quad (3)$$

일반적으로 변조전달함수를 측정하는 방법에는 pinhole 영상측정법, slit 영상측정법, edge 영상측정법, 그리고 구형과 차트법 등이 사용되며, 본 연구에서는 slit 영상측정법을 이용하였다.

2.2.1 Slit 영상측정법

Slit 영상측정법은 point spread function(PSF) 과 line spread function(LSF) 을 이용해서 얻어내는 방법으로 S/F 시스템에서 빛의 확산으로 인한 영상의 경계선이 얼마나 불선명 하는가를 나타내는 것이다. 점(point)의 1차원인 일련의 선(line)에 대한 영상시스템의 반응을 보는 것으로써 그 반응특성을 line spread function(LSF)이라 부르며 현실적으로 line은 직경 10 μm의 미세 간격을 지닌 slit 펜툼을 사용하여 표현된다. 그림 2.9는 slit 펜툼을 이용하여 변조전달함수를 구하

는 과정을 모식화한 것으로써, slit에 대한 영상을 획득한 후 Fourier 변환과정을 거치면 1차원 변조전달함수인 MTF(u,0)가 구해진다. 그림 2.9에서 나타낸 바와 같이 영상시스템의 입력에 해당되는 line의 주파수 성분은 1차원 주파수 성분이 균일하게 포함되어 있으며, 따라서 LSF의 주파수 성분의 분포인 MTF(u,0)는 영상시스템의 1차원 주파수 응답특성을 나타낸다. 2차원 PSF의 분포가 등방향적(isotropic)이면 1차원 MTF(u,0)로도 충분히 영상시스템의 주파수 응답특성을 기술할 수 있다.[9]

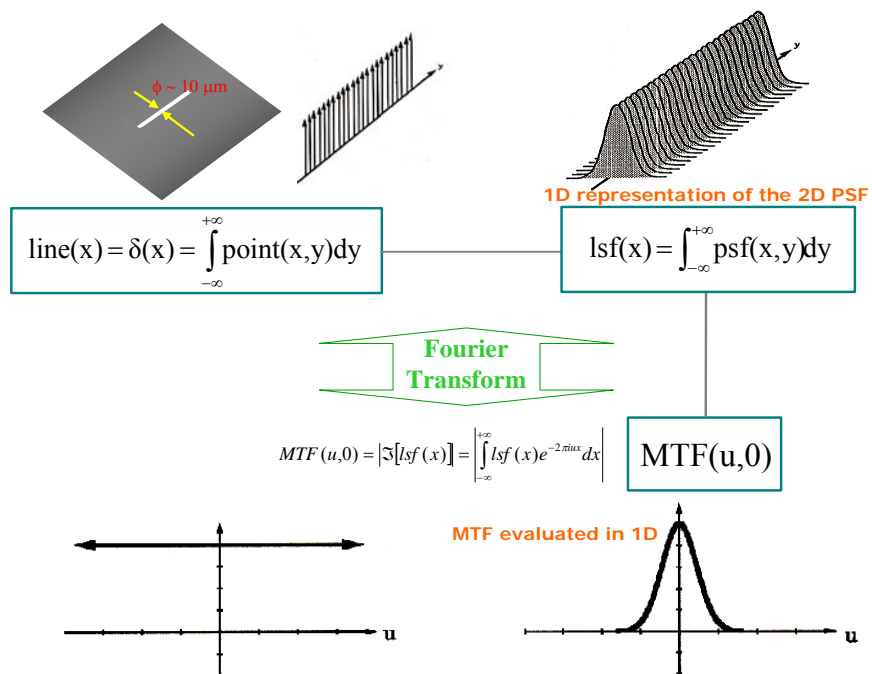


그림 2.9 Slit 영상측정법에 의한 1차원 변조전달함수를 구하는 과정의 모식도

2.3 잡음력 스펙트럼 (noise power spectrum; NPS)

잡음력스펙트럼이란 잡음의 분산값의 분포를 공간주파수 상에 표현한 것으로

영상에서 픽셀간의 변동요인인 잡음의 공간주파수에 대한 의존도를 나타낸다[10]. 영상신호에서의 픽셀 간 신호크기의 변동은 입사된 X-선 양에 의한 양자화잡음이 나 신호변환 단계에서의 이득변화, 그리고 외부잡음에 의해 발생될 수 있다. 본 실험에서는 각 실험조건에서 2차원 NPS를 측정하여 수직축 혹은 수평축에서 각 축 상에서의 값은 배제하고 이웃한 열 혹은 행 값들을 각각 평균하여 1차원 NPS를 계산하였다. 각각의 조사선량에서 획득된 white 영상의 관심영역(region of interest; ROI)을 각각 128x128 크기의 4개 구역으로 나눈 뒤 각 분할영상을 식 (4)와 식 (5)를 이용하여 $NPS_{raw}(u,v)$ 및 $NPS_{normalized}(u,v)$ 를 획득하였다[11].

$$NPS_{raw}(u, v) = \frac{\langle |FT(u, v)|^2 \rangle}{N_x N_y} \Delta x \Delta y \quad (4)$$

$$NPS_{normalized}(u, v) = \frac{NPS_{raw}(u, v)}{(Mean\ signal\ of\ 256 \times 256\ ROI)^2} \quad (5)$$

이때 $\langle |FT(u, v)|^2 \rangle$ 는 모든 ROI 영상에서의 Fourier 변환 값의 제곱평균을 나타내며, N_x 와 N_y 는 이산 Fourier 변환의 요소 수, 그리고 $\Delta x, \Delta y$ 는 x-, y-축의 픽셀크기를 각각 나타낸다(그림 2.10).

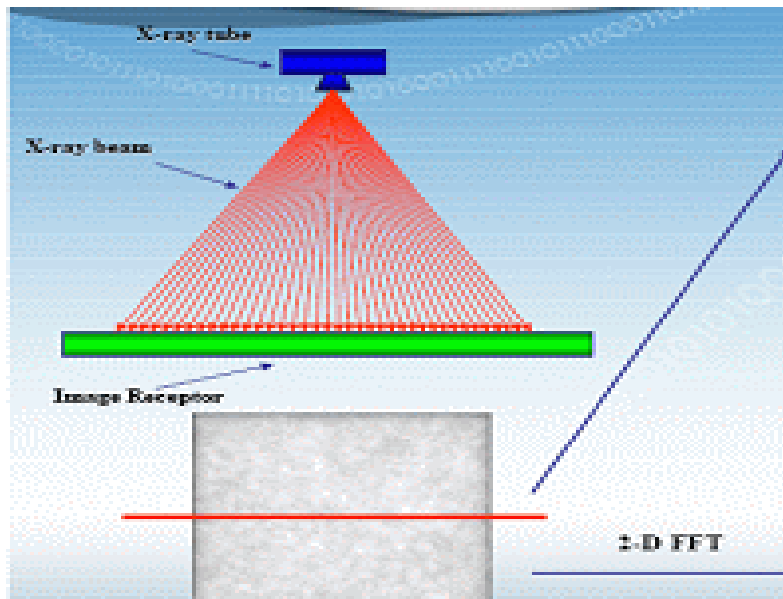


그림 2.10 잡음력 스펙트럼 측정방법의 모식도

2.4 양자화 검출효율 (detective quantum efficiency; DQE)

양자화 검출효율은 입력 SNR에 대한 출력 SNR 비의 제곱으로 정의되며, 식 (6)과 같이 계산된다[12].

$$DQE(f) = \frac{G \times MTF^2(f)}{q \times X \times NPS_{normalized}(f)} \quad (6)$$

여기서 X는 조사선량(mR)을 나타내고, G는 gain factor로서 여기서는 정규화된 NPS를 이용하기 때문에 1과 같으며, $q \times X$ 는 Photon fluence를 나타낸다.

$$NEQ(f) = \frac{MTF^2(f)}{NPS_{normalized}(f)} \quad (7)$$

$$DQE(f) = \frac{MTF^2(f)}{NPS_{normalized}(f) \cdot \Phi} = \frac{NEQ(f)}{\Phi} \quad (8)$$

여기서 NEQ(f)는 디지털 X-선 영상시스템의 noise-equivalent quanta를 나타낸다.

2.4.1 Photon Fluence 계산

DQE를 계산하기 위해 필요한 요소 중의 하나는 사용된 X-선의 photon fluence(Φ)이며 단위는 photon/mm²이다. 주어진 실험조건에서 사용되어진 관전압, 총 필터(고유+부가)두께, 관전류량(mAs), SDD(source-to-detector distance) 등에 의하여 SRS-78 X-ray spectrum simulator를 이용하여 각 에너지에 따른 총 photon의 개수를 구하고, 이를 거리역자승 법칙에 따라 보정하여 photon fluence를 계산하였다(그림 2.11).

$$q = \int_0^{kVp} \Phi(E) dE \quad (9)$$

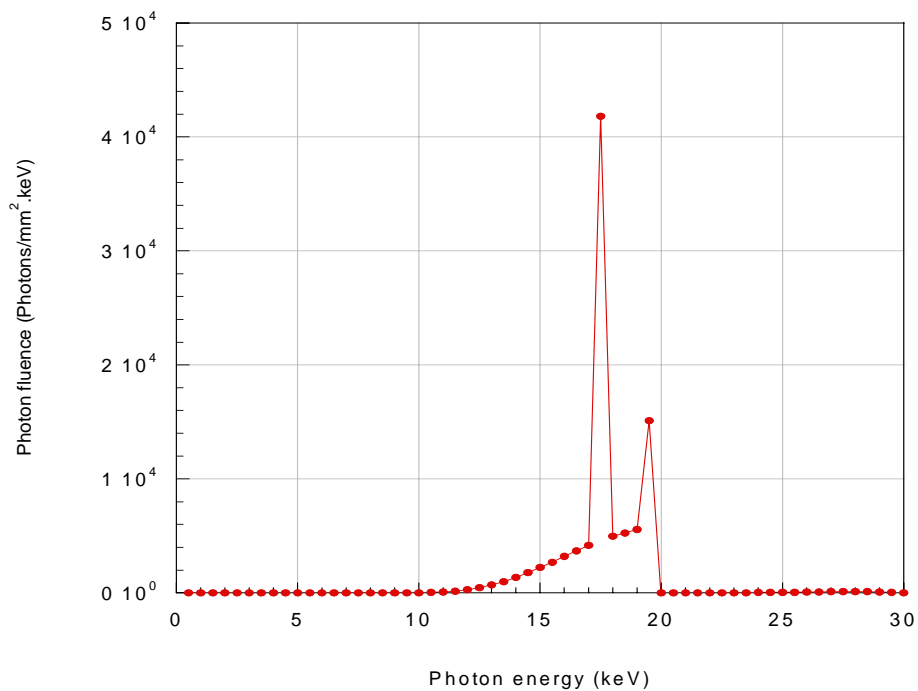


그림 2.11 SRS-78 프로그램을 사용하여 계산한 X-선 스펙트럼

제3장 영상획득 실험 및 결과 분석

3.1 영상획득 실험

본 연구에서 사용된 mammography용 엑스선 영상시스템은 X-선관(35 kVp 5 mA), 50 μ m 픽셀크기를 가진 Image Plate로 구성되었다(그림 3.1). 이 때 사용된 slit 테스트 펜툼은 Nuclear Associates사의 single slit camera(Model: 07-624)이다(그림 3.2).



그림 3.1 본 연구에 사용된 mammography용 X-선 영상시스템

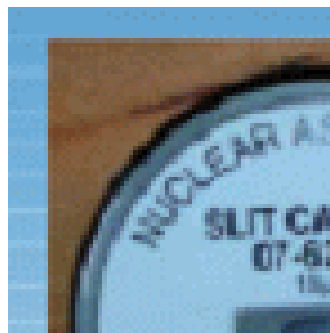


그림 3.2 변조전달함수 측정에 사용된 single slit camera(Model: 07-624)

3.2 변조전달함수(MTF) 측정

본 연구에서의 공간해상도를 측정하기 위해 slit camera의 촬영영상(그림 3.3)과 그 중 임의의 한 선을 읽어 LSF(line spread function) 곡선을 구한 후(그림 3.4), 이를 Fourier 변환을 취하여 MTF를 구하였다.

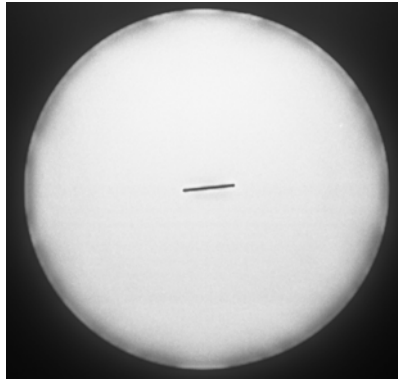


그림 3.3 획득된 slit 팬텀의 X-선 영상

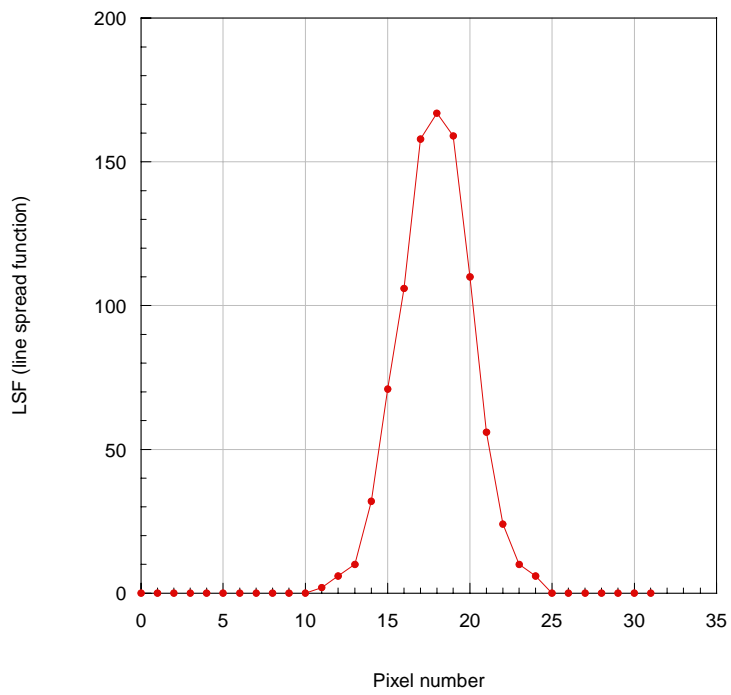


그림 3.4 Slit 팬텀을 이용하여 측정된 LSF 곡선

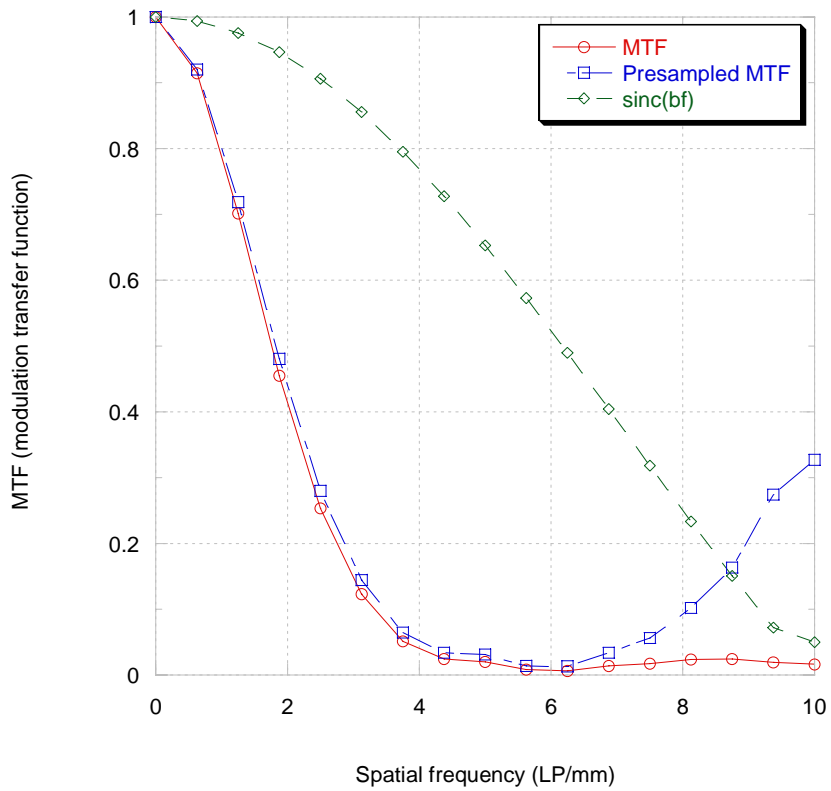


그림 3.5 Slit 펜툼을 이용하여 계산된 MTF 곡선

그림 3.5는 slit 펜툼을 이용하여 최종적으로 계산된 MTF 곡선을 보여 준다. Pixel 크기에 의한 최대해상도는 Pixel의 sinc(bf)로 나타내었고 이를 실제 측정 한 MTF와 나누어줌으로써 Presampled MTF를 구하였다. pixel의 크기에 의한 MTF는 영상시스템에서 컨블루션으로 나타내어지게 됨으로 Fourier 변환으로 나타내어지는 MTF값은 나타낸 바와 같이 실제 MTF와 곱하기 형태로 표현되어진다. slit 영상측정법에 의한 공간해상도는 약 3.28 LP/mm 정도로 측정되었다.

3.3 잡음력 스펙트럼(Noise Power Spectrum; NPS)

본 연구에서의 잡음력 스펙트럼을 측정하기 위해 백색영상(white image)을 획득하고 이를 Fourier 변환하여 2차원 NPS를 구하였다. 구해진 2차원 NPS를 수직축 혹은 수평축에서 각 축상에서의 값은 배제하고 이웃한 열 혹은 행 값들을 각각 평균하여 1차원 NPS를 계산하였다(그림 3.6). NPS 곡선은 공간주파수가 증가할수록 점진적으로 감소하였다.

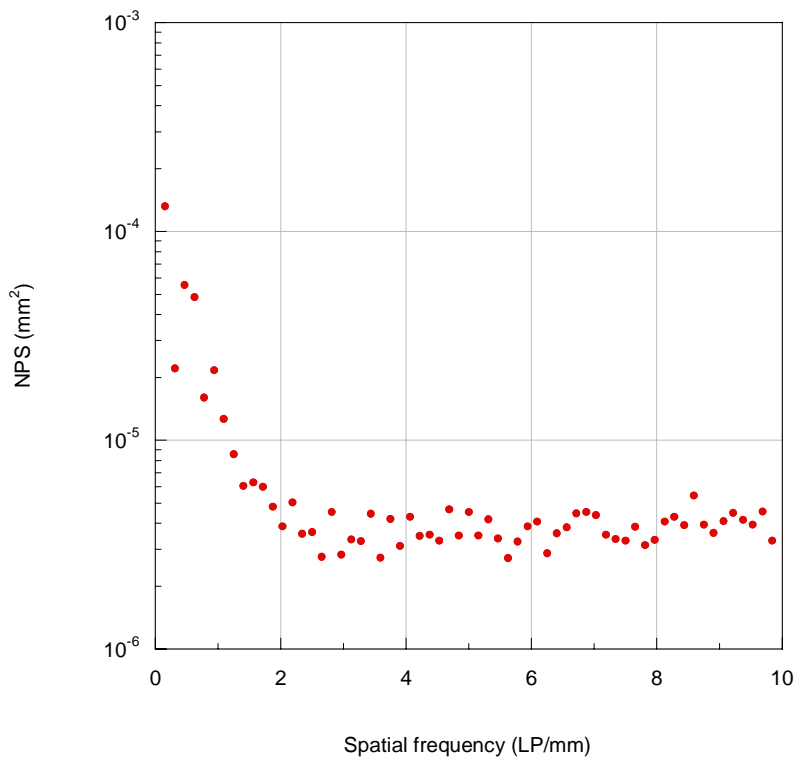


그림 3.6 계산된 1차원 NPS 곡선

3.4 양자화 검출효율 (detective quantum efficiency; DQE)

본 연구에서 양자화 검출효율을 계산하기 위하여 1차원 NPS를 백색영상의 평균값으로 정규화(Normalized NPS)하고 NEQ (noise-quanta equivalent)곡선을 구한 다음, SRS-78 프로그램을 사용하여 계산된 X-선 fluence(photons/mm²)로 나누어 주어 DQE를 계산하였다(그림 3.7). 그림 3.7에서 나타낸바와 같이 공간주파수가 증가함에 따라 DQE가 감소하였다.

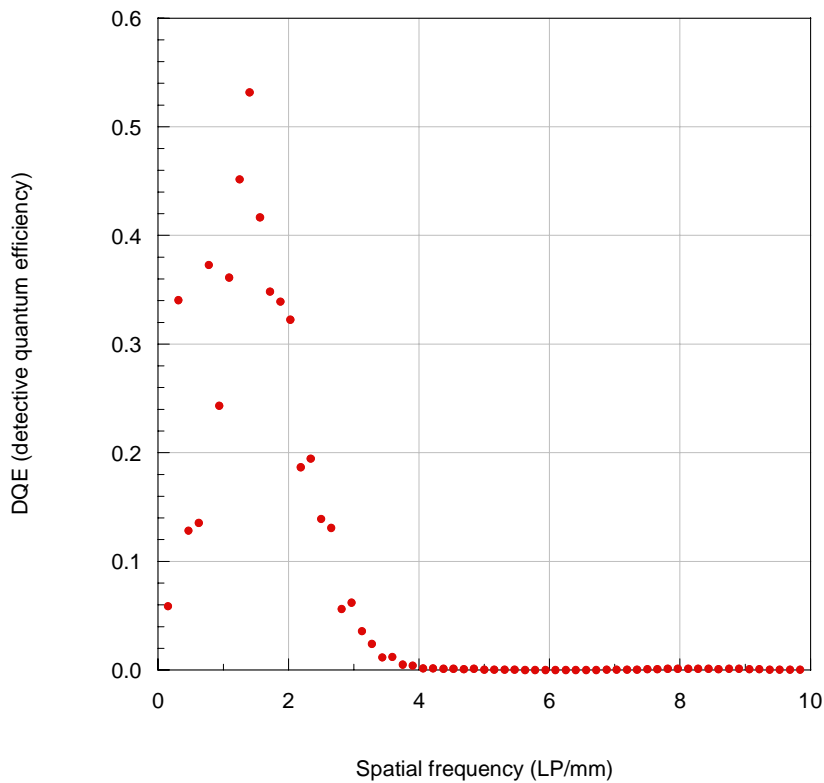


그림 3.7 계산된 1차원 DQE 곡선

제4장 결과 및 고찰

본 연구에서는 CR(computed radiography) 영상시스템에서 획득되어진 평가하였다. 양자화 검출효율(detective quantum efficiency; DQE)을 측정 하기 위하여 SRS-78 시뮬레이션 프로그램을 이용하여 광자 플루언스(photon fluence)를 구하고, 변조전달함수(modulation transfer function; MTF)를 폭 $10\mu\text{m}$ 의 두께의 Slit camera 이용하여 구하였으며, Bright image를 이용하여 잡음력 스펙트럼(noise power spectrum; NPS)을 측정함으로써 DQE 값을 계산하였다. 광자플루언스는 $1.270\text{E}+05 \text{ photons/mm}^2$ 이었으며 MTF의 10% 값은 3.28 LP/mm로 측정되었다. DQE(0) 값은 실제 계산에 사용되어지는 NPS(0)의 값이 실제 이미지의 크기가 한정되어 있으므로 주파수(0) 값은 사용하지 않았다. 실제 해상도에 해당하는 3.28 LP/mm에서의 DQE 값은 30~40%의 값으로 입사한 photon의 30~40%만이 영상을 구성하는데 사용되어지는 것을 확인하였다.

제5장 결론

이상으로 연구에 사용한 시스템의 해상도 노이즈특성 photon 효율 등을 구하였으므로 이를 이용하여 환자의 피폭선량을 줄이는 등의 객관적인 자료로 활용될 수 있을 것으로 생각되어진다.

또한 유사한 Mammography 용 CR(computed radiography) 장비의 영상 특성평가에도 필요한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이다.

표 4.1 화질평가 인자 측정 결과 (10% MTF 해상도에 해당하는 값)

평가요소	측정값
해상도 (Slit 영상측정법)	10% MTF ~ 3.28 (LP/mm)
NPS (해상도구간)	3.081E+03 ~ 4.733E+04 (mm ²)
DQE (해상도구간)	30 ~ 40 (%)

참 고 문 헌

- [1] 김영일 외 18인, Analog and Digital 의료영상정보학, 대학서림, 2001.
- [2] <http://www.etimesi.com/news>.
- [3] H.J. Kim, "analysis of an a-Si:H PIN Diode for the Flat Panel Detector; Leakage Current and Radiation Damages", KAIST Ph.D. Thesis, 2002.
- [4] K. Fetterly and N. Hangiandreou, "Image Quality Evaluation of a Desktop Computed Radiography System", Med. Phys., Vol. 27, pp. 2669-2679, 2000.
- [5] 권덕문 외 13인, 의료영상정보학의 실험과 분석·토의, 흥퍼냄, 2005.
- [6] 강준봉, Quality Control Phantom을 이용한 디지털 마모그래피와 스크린-필름 마모그래피의 비교, 2002
- [7] 김정민, 디지털화상의 기본 특성, 대한디지털의료영상기술학회, 2004
- [8] 강희두, PACS 의료영상 정보의 질, 대한디지털의료영상기술학회, 2004
- [9] <http://www.agfa.co.kr>
- [10] L. Antonuk, J. Siewerdsen, and W. Huang, "Radiation Response of Amorphous Silicon Imaging Array at Diagnostic Energy", IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol. 41, pp. 1500-1505, 1994.
- [11] B. Hasegawa, Medical X-ray Imaging, Med. Phys. Publishing Co., 1991.
- [12] Jean-Pierre Moy, "Signal-to-noise ratio and spatial resolution in x-ray electronic imagers: Is the MTF a relevant parameter?", Med. Phys., Vol. 27, pp. 86-93, Jan. 2000.
- [13] Carla D. Bradford and Walter W. Pepler, "Performance characteristics of a Kodak computed radiography system", Med. Phys., Vol. 26, pp. 27-37, Jan. 1999.
- [14] James T. Dobbins III, David L. Ergun, Lois Rutz, Dean A. Hinshaw, Hartwig Blume, Dwayne C. Clark, "DQE(f) of four generations of computed

radiography acquisition devices", Med. Phys., Vol. 22, pp. 1581-1593, Oct. 1995.

- [15] Ehsan Samei, Michael J. Flynn, Harrell G. Chotas, James T. Dobbins III, "DQE of direct and indirect digital radiography systems", Proceedings of SPIE Vol. 4320, pp. 189-197, 2001.

ABSTRACT

A Study on the Image Quality Evaluation of a Computed Radiographic System for Mammographic Applications

Yun, Kang Min

Advised by Prof. Cho, Hyo Sung

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

In this study, we have tested the effectiveness of a CR (computed radiography) imaging system in mammographic applications, measuring the detective quantum efficiency (DQE) as an objective and overall evaluation parameter. The DQE is computed by using the photon fluence used in forming the image, the modulation transfer function (MTF), and the noise power spectrum (NPS). The CR imaging system we tested consists of a conventional X-ray generator (35 kV_p) of a molybdenum (Mo) target, a image plate (IP) of a 20 pixels/mm size and the BaSrFBr:Eu scintillator, an image digitizer, the MUSICA program, etc. The acquired digital X-ray image data were postprocessed with a dark and bright correction process, and both the raw and the corrected image data were used to calculate corresponding MTF curves. The resulting MTF curves, as expected, decreased gradually with spatial frequency, and the spatial frequencies at the 10% MTF value were about 3.3 LP/mm. In addition, the MTF curves were almost identical for the raw and

corrected data. The photon fluence we calculated for a given test condition was 1.27×10^5 photon/mm². The DQE calculated by using the photon fluence, MTF, and NPS was in the range of 30~40% at the spatial frequency of 3.28 LP/mm. We hope this study will be helpful for the use of the CR imaging system in mammographic imaging system in the future.

Key words : mammography, modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), detective quantum efficiency (DQE), image quality evaluation