

최종보고서

**Laser에 의한 박막형 RPL소자의 형광발생  
메커니즘 연구**

**A Study on the Photoluminescence Mechanism of  
Laser Induced Thin RPL Phosphors**

연구기관

한 국 과 학 기 술 원

과 학 기 술 부

## 제 출 문

과 학 기 술 부 장 관 귀하

본 보고서를 “Laser에 의한 박막형 RPL 소자의 형광발생 메커니즘 연구” 과제의 최종보고서로 제출합니다.

1998년 3월 31일

주관연구기관명 :한국과학기술원

주관연구책임자 : 이 건 재

연 구 원 : 이 상 운

연 구 원 : 박 진 백

연 구 원 : 홍 대 석

연 구 원 : 정 해 용

연 구 원 : 송 민 철

연 구 원 : 이 호 진

여 백

# 요 약 문

## I. 제 목

Laser에 의한 박막형 RPL 소자의 형광발생 메커니즘 연구

## II. 연구개발의 목적 및 필요성

최근, X-선 radiography 기술이 원자력 산업계에서 광범위하게 적용됨에 따라, 고성능의 위치반응계측시스템(position-sensitive detector system)의 개발이 급속도로 진행되고 있다. 현재 방사선 센싱 분야에서 주목받고 있는 기술은 Image Plate 시스템으로서, 일본 Fuji 필름이 실용화시킨 2차원 방사선 강도 분포 측정 시스템이다. 초기에는 의료용 X-ray 필름에 대체되는 새로운 필름의 제공 목적으로 개발되었으나 현재는 생물분야에서의 Auto Radiography에도 많이 이용되고 있으며 의료용으로는 대부분의 종합병원에서 IP(Image Plate)로의 대체를 계획 중에 있다. 또한, Image Plate를 이용한 방사선 센싱 기술은 최근에는 보다 광범위하게 방사능 측정을 위한 원자력분야에서도 활용되고 있는 추세이다. 원자력 산업에서의 이러한 gamma-ray imaging 기술의 적용 가능분야는 매우 다양하며, 폐기물의 선별, 통상적인 시설의 감시, 사고 해석 및 시설 폐지 계획 등의 분야들이 그 적용 예로 고려될 수 있다. 이미 선진국에서는 필름의 반복 사용이 가능하면서도 develop과정이 불필요한 Image Plate로의 대체가 거의 완료된 상태이며, 국내에서는 일부 대형 의료기관에서만 이러한 시스템을 도입하여 사용 중에 있다. 그러나 모든 측정시스템이 디지털화 되어가는 최근의 상황을 고려할 때, 국내의 Image Plate 시스템에 대한 수

요는 급격히 증가할 것으로 예상되고 있다.

### Ⅲ. 연구개발의 내용 및 범위

Image Plate 시스템의 작동원리에서, 최상의 판독 결과 획득을 위한 최적의 형광 발생을 위해서는 조사부인 레이저에 의한 RPL(Radio-Photo Luminescence) 필름의 조사조건을 최적화 하는 것이 필수적으로 요구되며 이는 박막 PL 필름 제조기술, 디지털 이미지 프로세싱 기술과 함께 이 시스템의 핵심을 이루고 있다. 따라서, 본 연구에서는 박막 RPL 필름에서의 레이저에 의한 형광발생을 모사하기 위한 computer code를 개발하고자 하며, 이를 통해 최적의 판독 조건을 제시하고자 한다. 또한, 도출된 이론적인 최적 판독조건의 실험적인 검증을 통해 궁극적으로는 산업계로의 파급효과가 상당할 것으로 기대되는 IP 시스템의 국내 개발 가능성을 제시하고자 한다. 이러한, 본 연구의 최종 목적 달성을 위해, 본 1차 년도에는 이를 위한 기반 연구로서, 박막 PL 소자의 물리적인 특성 분석 작업과 레이저 조사에 따른 형광 발생 메커니즘 해석 방법론의 설정을 위해 연구를 진행하였다.

### Ⅳ. 연구개발결과

본 연구에서는, 전술한 바와 같이 다양한 분야에서의 적용 가능성을 지닌 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체와 이를 이용한 image plate 시스템의 구조적 원리에 대해 분석·고찰하였으며, 이러한 기존 연구결과들의 수집·분석을 통해 최근까지도 발광현상에 대한 구체적인 메커니즘이 명확히 규명되지 않고 있는 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체의 kinetic 모델을 설정하고자 하였다. 또한, 설정된 모델을 토대로 동적 구간, 선형성 등의 물리적 특성에 대한 분석을 시도하고, 공간 해상도, 신호 잡음 및 효율 등 화상의 질적 성능에 영향을 주는 인자들의 특성을 규명하고자 하였

다. 이상과 같은 연구결과를 토대로 광여기 및 광전달에 대한 수치 해석 모델을 도출하고 이의 적용을 통해 image plate 시스템의 성능 개선 방안을 제시하고자 하였다.

#### 가. Image Plate(IP) 시스템의 성능 인자

IP 시스템의 성능에 영향을 주는 인자들은, 주로 방사선 조사에 사용되는 IP의 특성과 판독에 사용되는 각 판독기의 설계 특성에 의해 구성되며, 획득된 화질의 성능은 주로 IP의 균질성 (homogeneity), 공간 해상도 및 측정 민감도에 의해 결정되는 것으로 분석되었다. 민감도의 경우에는 전체 시스템에 의해 영향을 받게 되고, 여기에는 IP의 x-ray 흡수, 광 여기 F 중심의 형성 효율과 광여기 단면적(cross section), 판독시의 레이저 강도, 발생된 PSL의 양적 효율 및 측정 효율이 포함된다. 공간 해상도의 경우에는 IP의 구성 형광체의 결정구조에 의한 IP 내에서의 광 충돌(light scattering)에 의해 지배되는 것으로 분석되었다. 또한, 균질성(uniformity)의 경우에는 IP의 전체에 걸쳐 형광체의 부분적 밀도 분포에 크게 영향을 받게 되며, plate의 부분적인 민감도 차이를 유발하는 것으로 판단되었다.

#### 나. BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 발광 메커니즘 모델

X-ray에 의한 무기질 형광체에서의 형광발생 현상에 대한 메커니즘 연구는 1939년 이후로 계속되어 오고 있다. 특히, BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 과 같은 희토류 이온으로 dopping된 알카리 할로젠 화합물들은 그 상업적인 개발 가능성으로 인해 많은 연구자들의 관심 대상이 되어 왔다. 본 연구에서는 이 형광체의 물리적 모델에 대한 기존의 연구자들의 결과들을 수집·분석하였으며, 본 연구의 목적에 적합한 해석 모델에 대해 고찰하였다.

BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 광학적 특성과 동적 발광 모델에 관한 연구가

현재까지도 광범위하게 진행 중에 있으나 명확한 해석 방법론은 설정되어 있지 않은 상태이다. 또한, 이 소자의 광학적인 특성 규명을 위한 여기 상태 에너지 준위와 de-excitation process에 대한 해석 방법들도 많은 혼동의 소지를 가지고 있으며 Takahashi(일본)와 Von Seggern(독일)의 PSL (Photo - Stimulable Luminescence) kinetic process 모델들은 그 타당성에 관해 수년에 걸쳐 논란의 대상이 되어 오고 있다. 따라서, 본 연구에서는 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 발광 메커니즘의 해석을 위해 상기에 언급한 bimolecular 모델 및 PSLC 모델의 타당성 여부를 평가하였다.

기존의 모델에 대한 타당성 판단을 위해, 각각의 모델에서의 x-ray 조사 상태 및 조사후 광학적 여기 상태에 대한 transient charge carrier의 거동을 분석하고자 하였다. 이를 위해 각 모델에 대한 상태별 rate equation을 설정하고 수치 해석적으로 simulation하였다. 또한, 이러한 수치 해석적 평가 결과를 현재까지 보고된 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 광학적, 물리적 실험 결과들과 비교·분석하였으며 각 모델의 문제점을 도출하였다.

각 모델에 대한 수치해석 결과, 두 모델 모두 지금까지 보고된 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 모든 형광발생 특성을 완벽히 해석할 수는 없는 것으로 평가되었다. 또한, 각 연구자가 실험에 사용하는 소자에 doping 되는 전자포획 중심이온(Br, F)의 비율에 따라 해석 모델을 적절히 적용해야 할 것으로 분석되었다.

#### 다. 박막 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 필름에서의 광전달 메커니즘

이상과 같은 연구결과를 통해, 본 연구에서는 image plate 시스템에서의 판독성능 인자로 분석된 image plate의 공간 해상도 및 민감도에 영향을 미치는 process에 대한 해석 방법론을 제시하고자 하였다. 이러한 각 process에서의 광입자의 거동을 해석하기 위해, 소자의 결

정 크기에 따른 충돌거리, 결합체의 선정에 따른 흡수 및 필름 두께에 따른 기하학적 경계조건 등의 광학적 특성에 대해 분석하였다. 광학적인 분석 결과를 토대로 본 연구에서 설정한 광전달 방정식에서는, 흡수 및 충돌 매질에서의 광 확산(Light Diffusion)과정, image plate 내부에서의 레이저의 충돌과정, PSL의 소자내 충돌과정, image plate 내부에서의 레이저의 흡수과정, PSL의 소자내 흡수과정이 고려되었다.

#### 라. 수치해석 기법에 의한 광전달 계산

본 연구에서는 소자내에서의 광자들의 거동을 해석하기 위해, 도출된 광확산 모델에 근거한 수치해석적인 방법론을 설정하였으며, 이 확산방정식은 레이저 조사에 의한 형광의 발생향과 소자내에서의 광자 흡수에 대한 소멸향을 포함하고 있다. 또한, 각각의 상이한 image plate 영향 인자의 적용에 의한 민감도 및 공간 해상도의 변화를 수치해석적인 방법으로 평가하고, 그 계산 결과를 이용하여 image plate에서의 modulation transfer function(MTF)과 같은 화상 성능 인자의 평가 방법론을 제시하였다. 이러한 연구 결과를 통해, 광 형광 필름의 화상 특성은, x-ray의 투과 깊이 정도까지 필름의 두께를 증가시키면서 광 흡수를 감소시켜야만 최적화될 수 있을 것으로 분석되었다. 또한, 소자내 광 충돌거리의 적절한 조절을 통해 각각의 IP 시스템의 적용분야에 적합한 최적의 해상도를 획득할 수 있을 것으로 판단되었다.

#### 마. Monte Carlo 기법에 의한 방사선 반응 모사

본 연구의 최종 목표인 IP 시스템의 최적 판독 조건 도출을 위해서는 이론적으로 설정되는 성능 변수 인자들에 대한 실험적인 검정 작업이 필수적으로 요구되며, 이를 위해서는 소자의 방사선 반응도에 대한 기본적인 자료가 도출되어야 한다. 따라서, 본 연구에서는 2차 년도에 monte carlo 기법에 의해 소자의 방사선 반응도를 예측하고자 하며

화상 성능 변수 인자의 설정에 따른 실질적인 성능 개선을 검증할 예정이다. 본 1차 년도에는 이러한 작업의 전 단계로서 monte carlo 기법에 의한 소자의 반응을 모사할 수 있는 simulation code들에 대한 적용 가능성을 분석하였다. code들에 대한 분석 결과, ray tracing 기법을 사용할 수 있는 MCNP와 SABRINA가 연구의 목적에 부합하는 것으로 평가되었으며, 본 연구에서는 이들 코드들을 입수·설치하고 시험 계산을 실시하였다.

## V. 연구개발결과의 활용계획

전술한 바와 같이, 본 연구에서는 박막 RPL 필름에서의 레이저에 의한 형광발생을 계산하기 위한 computer code를 개발하고자 하며, 이를 통해 최적의 판독 조건을 제시하고자 한다. 또한, 도출된 이론적인 최적 판독조건을 실험적인 검증을 통해 IP 시스템의 국내 개발 가능성을 제시하고자 한다. 이러한 본 연구의 최종 목적 달성을 위해 1차 년도에는 이를 위한 기반 연구로서, 박막 PL 소자의 물리적인 특성 분석 연구와 레이저 조사에 따른 형광 발생 메커니즘 해석 방법론의 설정연구를 진행하였다. 본 연구의 2차 년도에는 1차 년도에서 도출된 RPL 소자에서의 판독 레이저에 의한 형광발생 및 광전달 모델을 기초로 실질적인 최적 판독 조건을 도출할 예정이며, 형광 결정체를 이용하는 레이저 판독 장치를 구성하여 실험적으로 판독 성능 관련 변수들을 검증하고자 한다. 또한, 이러한 형광소자의 레이저 조사 시스템의 제작 및 판독 실험을 통해 획득되는 자료를 토대로, 이 시스템의 원자력 분야에 대한 적용 방안을 제시하고자 한다.

본 연구의 내용과 관련된 IP 시스템의 활용 분야는 매우 다양하며 X-ray 관련 산업에 대한 대체 효과도 상당할 것으로 기대된다. 또한 레이저를 이용한 형광물질의 미세 판독 기술은 원자력 분야에서도 원

자력 현미경 등 다양한 분야에 활용되고 있으며, 특히 개인방사선선량계 분야로의 적용이 활발해 지고 있다. 더욱이 미국의 TMI 사고의 결말해석 결과에 따르면 일반적으로 개인피폭관리용으로 사용되고 있는 TL 선량계의 베타선 혼합선장에 대한 선량평가법을 개선해야 할 필요성이 대두되었으며 이의 개선을 위한 연구가 개인선량평가체계의 주된 연구주제가 되어 왔다. 현재 정확한 피부선량 재현을 위한 최선의 방법으로 레이저를 이용한 형광물질의 미세 가열 기술이 주목받고 있으며 이에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다.

이상과 같이 레이저를 이용한 형광물질의 미세 주사 기술의 활용 분야가 다양하므로 본 연구의 결과는 향후 여러 방향으로의 접목을 통해 다양한 장비의 개발을 위한 기초자료로 활용될 수 있을 것이다.

여 백

## SUMMARY

Recently, a new class of phosphors ( $\text{Eu}^{2+}$  doped alkali-earth halides) have been introduced which are able to store X-ray information for hours and allow a recovery of this information by optical stimulation within microseconds. This SPP (Storage Photostimulable Phosphor) technology has been investigated for application to medical X-ray imaging and is well proven in molecular biology and radioluminography research. The alkali-earth halide  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$  presently shows the most promising properties when commercially used in X-ray storage films.

The purpose of this study is to investigate the characteristics of the thin SPP plates light propagation mechanism. A comparison of two dynamical models is presented describing the photostimulated luminescence of  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$  as a response to light pulse and light step application. The models differ in the assumed recombination mechanism and the dynamics of both models are described by rate equations.

Depending on the application, different requirement exist for the sensitivity and spatial resolution of the film, and these are related to light scattering in the film. As a results of the principles of operation described above the spatial resolution and sensitivity of the image plate depend on four process:

(1) Scattering of the laser light inside the volume of the image plate: This increases the volume of readout compared with the ideally excited volume because of the optical focus of the laser beam and the film thickness.

(2) Scattering of the emitted photostimulated luminescence(PSL): This strongly influences the emission efficiency of the PSL leaving the surface of the image plate for different geometrical depths of excitation.

(3) Absorption of the photostimulating laser light in the image plate: This absorption reduces the sensitivity but increases the spatial resolution of the image because part of the widely spread, multiple-scattered readout light is scattered.

(4) Absorption of the PSL in the sample: This absorption reduces the sensitivity of the image plate and should be avoided completely.

A computational procedure based on discretization of the light-diffusion equation is given for calculating several characteristics of image plates from their properties of optical absorbance, optical scattering length. The sensitivity, resolution and other image properties are also determined from the optical properties. It is shown that laser-beam spreading is increased if the scattering length is increased, but it is reduced if the absorption is increased. Reduction of the scattering length results in an increased probability that emission, from up to a particular depth behind the front surface, will occur.

The results indicate that if a practical application requires a specific resolution, the sensitivity of an image plate can be optimized by the use of a medium material with negligible absorbance and a plate thickness that is comparable with the penetration depth of the x-ray irradiation.

## CONTENTS

Chapter 1. Introduction .....	21
Chapter 2. State of Arts .....	24
2.1. Technical Reviews .....	24
2.1.1. International .....	24
2.1.2. Domestic .....	25
2.2. Technical Status of Study .....	26
2.2.1. Technical Problems .....	26
2.2.2. Future Developments .....	27
Chapter 3. Results and Discussions .....	28
1. Quality Factors in Image Plate System .....	28
3.1.1. Image Plate System .....	28
3.1.1.1. Storage Phosphor Theory .....	28
3.1.1.2. Digital Scanning System of IP .....	30
3.1.2. Quality Analysis Methods .....	31
3.1.2.1. Transfer Function Analysis .....	31
3.1.2.2. Image Quality Factors .....	37
3.1.3. Quality Control Factors of IP System .....	42
3.1.3.1. Storage Phosphor Related Factors .....	42
3.1.3.2. Image Plate Related Factors .....	44
3.1.3.3. Quality Improve .....	45
2. Physical Analysis of BaFBr:Eu <sup>2+</sup> .....	50
3.2.1. Photoluminescence Model of SPP .....	50
3.2.1.1. Bimolecular Recombination Model .....	50
3.2.1.2. Photostimulable Luminescence Complex Model .....	51
3.2.2. Light Emission Characteristics of BaFBr:Eu <sup>2+</sup> .....	52
3.2.2.1. X-ray Exposure Process .....	53
3.2.2.2. Optical Stimulation Process .....	55

3.2.2.3. Numerical Analysis of Light Emission Models .....	57
3. Light Transport Mechanism of BaFBr:Eu <sup>2+</sup> Film .....	69
3.3.1. Light Diffusion in Absorption and Scattering Medium .	69
3.3.1.1. Laser Scattering in the IP .....	69
3.3.1.2. Scattering of PSL in the IP .....	70
3.3.1.3. Laser Absorption in the IP .....	70
3.3.1.4. Absorption of PSL in the IP .....	70
3.3.2. Numerical Analysis of Light Propagation .....	74
3.3.2.1. Analysis of the Laser Light and PSL .....	74
3.3.2.2. Analysis of the Response of PSL in the Film .....	76
3.3.2.3. Calculation of the Quality Parameters of IP .....	79
4. Simulation of Radiation Response by Monte Carlo .....	91
3.4.1. Photon Interactions with Matters .....	91
3.4.1.1. Photoelectric Effect .....	91
3.4.1.2. Compton Scattering .....	92
3.4.1.3. Pair Production .....	93
3.4.1.4. Rayleigh Scattering .....	93
3.4.2. Structures of MCNP Code .....	93
3.4.2.1. Methods in MCNP Code .....	94
3.4.2.2. Error Propagation .....	95
3.4.3. Benchmarking .....	98
3.4.3.1. Dose Calculations in ICRU Sphere for Photons ...	98
3.4.3.2. Dose Conversion Factors and Air Kerma .....	99
3.4.3.3. Calculation Methods .....	100
3.4.3.4. Benchmarking Results .....	101
Chapter 4. Achievements and Contributions .....	109
Chapter 5. Application Plan .....	110
Chapter 6. References .....	114

## 목 차

제 1 장 서 론 .....	21
제 2 장 국내·외 기술개발 현황 .....	24
제 1 절 기술 현황 .....	24
1. 국외 현황 .....	24
2. 국내 현황 .....	25
제 2 절 본 연구의 기술개발 위치 .....	26
1. 현 기술상태의 취약성 .....	26
2. 향후의 전망 .....	27
제 3 장 연구개발수행 내용 및 결과 .....	28
제 1 절 화상 플레이트(Image Plate) 시스템의 성능 인자 .....	28
1. 화상 플레이트 시스템의 분석 .....	28
가. 저장형광체(storage phosphor)의 X-선 이미징의 원리 ....	28
나. IP의 디지털 판독 시스템 .....	30
2. 화상 성능 해석 방법론 .....	31
가. 전달함수 해석에 의한 성능평가 방법론 .....	31
나. 화상 성능 변수 .....	37
3. 화상 플레이트 시스템의 성능개선 인자 .....	42
가. 저장 형광체 관련 인자 .....	42
나. 화상 플레이트 관련 인자 .....	44
다. 성능 개선 인자 및 특성 .....	45
제 2 절 BaFBr:Eu <sup>2+</sup> 소자의 물리적 해석 .....	50
1. 저장형광소자의 발광 모델 .....	50
가. Bimolecular Recombination 모델 .....	50
나. Photostimulable Luminescence Complex 모델 .....	51
2. BaFBr:Eu <sup>2+</sup> 소자의 발광 모델 해석 .....	52
가. X-ray 조사 단계 .....	53
나. 광학적 여기 단계 .....	55

다. X-ray 조사 선량에 따른 형광 모델의 수치해석 .....	57
제 3 절 박막 BaFBr:Eu <sup>2+</sup> 필름에서의 광전달 메커니즘 .....	69
1. 흡수 및 충돌 매질에서의 광 확산(Light Diffusion) .....	69
가. 화상 플레이트 내부에서의 레이저의 충돌 .....	69
나. PSL(Photo-Stimulable Luminescence)의 소자내 충돌 .....	70
다. 화상 플레이트 내에서의 레이저의 흡수 .....	70
라. PSL의 소자내 흡수 .....	70
2. 수치해석 기법에 의한 광 확산 해석 .....	74
가. 레이저광 및 형광 해석 .....	74
나. 필름의 PSL 반응 해석 .....	76
다. 저장형광 스크린의 성능 계산 .....	79
제 4 절 Monte Carlo 기법에 의한 방사선 반응 해석 .....	91
1. 광자와 매질과의 상호작용 .....	91
가. 광전자 효과 .....	91
나. 콤프턴산란 .....	92
다. 쌍생성 .....	93
라. Rayleigh 산란 .....	93
2. MCNP코드의 개요 .....	93
가. MCNP코드의 구조 .....	94
나. 오차 계산 .....	95
3. 코드설치 및 검증 계산 .....	98
가. 광자(Photon)에 의한 ICRU구 내의 선량당량 계산 .....	98
나. 환산인자와 Air Kerma .....	99
다. 계산방법 .....	100
라. 계산결과 .....	101
제 4 장 연구개발목표 달성도 및 대외기여도 .....	109
제 5 장 연구개발결과의 활용계획 .....	110
제 6 장 참고 문헌 .....	114

## 표 목 차

표 4-1. Guidelines for Interpretation of the Relative Error R. ....	102
표 4-2. Photon Mass Energy Absorption Coefficients and Air Kerma in Free Air. ....	103
표 4-3. Dose Equivalent per Unit Fluence on the Principal Angle at a Depth of 0.07mm for Photons on the ICRU Sphere. ....	104
표 4-4. Dose Equivalent per Unit Fluence on the Principal Angle at a Depth of 10.0mm for Photons on the ICRU Sphere. ....	105

## 그림 목 차

그림 1-1. Basic structure of storage phosphor imaging screen. ....	47
그림 1-2. Schematic diagram of the imaging procedure with X-ray storage phosphor. ....	48
그림 1-3. Basic structure of a digital radiography imaging system. ....	49
그림 2-1. Energy term scheme of the bimolecular recombination model of BaFBr:Eu <sup>2+</sup> . ....	60
그림 2-2. PSL stimulation spectrum of a BaFBr:Eu <sup>2+</sup> single crystal. ....	61
그림 2-3. Band model of PSL process suggested by Von Seggern et al. ....	62
그림 2-4. Comparison of the temperature dependences of the IR emission. ....	63
그림 2-5. Temporal buildup of the number of F recombination center pairs after the onset of x-ray irradiation. ....	64
그림 2-6. The energy level diagram of BaFBr:Eu <sup>2+</sup> on which rate equations are based. ....	65
그림 2-7. Results of numerical calculations of the dependence of PSL intensity I on the number of F centers. ....	66
그림 2-8. Results of numerical calculations of the dependence of PSL intensity I on the number of F centers. ....	67
그림 2-9. Comparison of PSLC and bimolecular recombination model for optical stimulation. ....	68
그림 3-1. Diagram of the coordinate system used for calculating laser beam light scattering. ....	83
그림 3-2. Contour plots of the scattering profiles of the logarithm of the photon density for relative absorption $\alpha = 0 \text{ cm}^{-1}$ . ....	84
그림 3-3. Contour plots of the scattering profiles of the logarithm of the photon density for relative absorption $\alpha = 10 \text{ cm}^{-1}$ . ....	85
그림 3-4. Contour plots of the scattering profiles of the logarithm of the photon density for scattering length $l = 20 \text{ }\mu\text{m}$ . ....	86

그림 3-5. Photon escape probability from the front surface of a storage phosphor screen. ....	87
그림 3-6. Diagram of the setup used for determining the MTF of an image plate. ....	88
그림 3-7. Image-plate sensitivity S and resolution R for varying absorbances of the medium. ....	89
그림 3-8. Image-plate sensitivity S and resolution R for varying scattering lengths of the medium. ....	90
그림 4-1. Statistic error and systematic error. ....	106
그림 4-2. Benchmarking calculation of the dose equivalent distribution at a depth of 0.07mm on the ICRU sphere. ... .....	107
그림 4-3. Benchmarking calculation of the dose equivalent distribution at a depth of 10.0mm on the ICRU sphere. . .....	108
그림 5-1. Present and future applications of X-ray storage phosphors. ....	113

여 백

## 제 1 장 서 론

최근, 원자력 산업계에서의 방사선 라디오그래피 기술이 광범위하게 사용됨에 따라, 고성능의 위치반응계측시스템(position-sensitive detector system)의 개발이 급속도로 진행되고 있다. 원자력 산업에서의 이러한 gamma-ray 이미징(imaging) 기술의 적용 가능분야는 매우 다양하며, 폐기물의 선별, 통상적인 시설의 감시, 사고 해석 및 시설 폐지 계획 등의 분야들이 그 적용 예로 고려될 수 있다. image 기술의 적용을 위해서는 선원의 크기 및 구조, 선원의 방사능과 분석을 위해 필요한 조사시간 등의 인자들을 고려하여야 하며, 운반 용이성과 비용 등의 인자들에 의해 측정시스템이 선정된다. 더욱이, image 기술을 이용하는 각각의 측정방법들은 고유의 특성에 따른 장점과 단점을 가지고 있으며 이러한 기술의 선택은 특정한 적용 환경의 조건에 의해 결정된다. 일반적으로 gamma-ray image 기술은 입사되는 photon flux의 시간적·공간적 변조를 이용하는 것으로서, 시간적 변조 기술은 단순한 계측기의 사용으로도 가능하며, 공간적 변조는 위치반응 측정 평면의 적용을 필요로 한다. 이러한 각 측정시스템에서는 photon flux를 효율적으로 변조할 수 있는 고 밀도의 소재 사용이 image 성능 결정의 중요한 핵심 인자이다. 따라서, 의학계를 비롯한 재료과학, 고 에너지 물리 및 생체학 분야에서는 고 기능성의 경제적인 2차원 x-ray 및 gamma-ray 측정 시스템의 개발에 대한 요구가 점진적으로 증가하고 있으며, 상업적으로 개발된 공간 측정 시스템들 중에는 multi-wire proportional counter, intensifying screen과 결합된 CCD, film/screen system 및 통상적인 x-ray film 등이 있다<sup>1)</sup>.

최근, 광학적 여기 (optical stimulation)에 의한 x-ray 저장 형광체인 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 를 이용한 image plate (IP) 가 새로운 측정 방법론으로 주목받고 있으며 특히 진단의료계와 결정학 분야에서 많은 적용 연구

결과가 보고되고 있다. 이러한 image plate는 x-ray의 조사에 의해 소자에 국소적으로 trap된 electron/hole pair를 광학적으로 여기시켜 저장된 조사 정보를 판독하는 원리를 이용하는 것으로서, 여기된 electron이 trap된 hole과 재결합하면서 발생하게 되는 형광은 소자에 함유된 activator에 따라 특정의 파장을 나타낸다. 따라서, 발생된 photon의 측정을 통해 국소적으로 trap된 electron/hole pair의 수를 분석할 수 있으며, 소자에 조사된 x-ray의 선량을 평가할 수 있다.

본 연구의 대상인 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체의 경우, Eu<sup>2+</sup> 이온들의 4f-5d 전이에 의해 자색(violet) 형광을 발생하는 특성을 가지며, 이를 이용한 image plate는 ~10<sup>5</sup> 정도의 매우 넓은 dynamic range와 조사된 방사선에 대한 정확한 선형 반응성의 장점을 지니고 있다. 특히, 이러한 image plate는 다양한 종류의 전리방사선 (x-ray,  $\beta$ -ray 등)에 대해 기존의 photo film에 비해 100배 이상의 높은 민감도를 나타내는 특성을 가지고 있다. BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체의 IP를 이용하는 시스템에서는 방사선 조사에 의한 정보의 판독을 위해 IP의 표면을 633 nm의 파장을 가진 He-Ne laser로 scanning 함으로써 형광발생을 유도하게 된다. laser scan에 의해 발생하는 PSL(photo stimulable luminescence)은 PM(photo multiplier) tube에 수집되며 ADC(analog to digital converter)에 의해 digital 신호의 시간미분 형태로 변환된다. 이상과 같은 radiography 분야에서의 새로운 기술을 "radioluminography"라 한다.

본 연구에서는 전술한 바와 같이, 다양한 분야에서의 적용 가능성을 지닌 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체와 이를 이용한 image plate 시스템의 구조적 원리에 대해 분석·고찰하였다. 이러한 기존 연구결과들의 수집·분석을 통해 최근까지도 발광현상에 대한 구체적인 메커니즘이 명확히 규명되지 않고 있는 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체의 kinetic model을 설정하고자 하였다. 또한, 설정된 kinetic model을 토대로 dynamic range, 선형성 등의 물리적 특성에 대한 분석을 시도하고, 공간 해상도, 신호 잡음 및

효율 등 image의 질적 성능에 영향을 주는 인자들의 특성을 규명하고자 하였다. 이상과 같은 연구결과를 토대로 광 여기 및 광전달에 대한 수치 해석 모델을 개발하고 이의 적용을 통해 image plate 시스템의 성능 개선 방안을 제시하고자 하였다.

## 제 2 장 국내·외 기술개발 현황

### 제 1 절 기술 현황

#### 1. 국외 현황

X-ray에 의한 무기질 형광체에서의 형광발생 현상에 대한 메커니즘 연구는 1939년 이후로 계속되어 오고 있다. 특히, BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 과 같은 희토류 이온으로 dopping된 알카리 할로젠 화합물들은 상업적인 개발 가능성으로 인해 많은 연구자들의 관심의 대상이 되어 왔으며, RPL 소자를 방사선 radiography 에 적용하기 위한 연구는 1980년대 초기에 시작되었다. 일본은 Image Plate의 개념연구를 1980년대 초기 부터 시작하였으며, Fuji 필름에 의해 상용화되었고 이 기술은 국제적인 특허로 등록되어 있다. 따라서 이 시스템의 기반연구인 박막 PL 소자의 개발, 형광 발생 메커니즘 및 디지털 이미지 프로세싱 분야에서 일본이 세계적으로 선두의 기술 수준을 가지고 있다. Pulsed Laser Stimulating에 의한 형광 발생에 관한 최근의 연구는 1995년에 일본 Kanazawa Institute of Technology에서 수행된 "Photostimulable SrS:Eu,Sm phosphor as a storage material for two-dimensional X-ray image sensor" 가 있다. 이 연구에서는 Eu 와 Sm 이 복합 증착된 SrS 형광소자를 개발하였으며 X-ray에 대한 2차원 이미지 센서로서의 특성에 대해 분석하였다.

미국의 경우에는 1980년대 후반부터 이 분야에 대한 연구가 활성화되었으며 소자의 개발에 대한 대표적인 연구로 1987년에 North American Philips Corp.에서 수행한 "Kinetics of photostimulated luminescence in BaFBr:Eu" 가 있다. 이 연구에서는 computerized radiography 분야에서 X-ray 에 대한 센서로 주종을 이루고 있는 europium-activated barium halides 의 PSL(Photo-Stimulated

Luminescence) 특성을 분석하였으며, 소자에 하전된 전자의 광학 여기 cross section 값을 도출하였다.

원자력분야에서의 laser를 이용한 최적 미세 가열에 관한 연구로는 1993년에 DOE 의 지원으로 Georgia Institute of Technology에서 수행된 “Mixed Field Dosimetry Using Focused and Unfocused Laser Heating of Thermoluminescent Materials” 가 있다. 이 연구에서는 단일 소자로 구성된 TL 선량계를 focused laser 로 미세가열하는 개념을 도입하고 이러한 상태에서의 형광발생 기전을 분석, 전산모델링 함으로써 최적의 가열조건을 도출하였다. 이러한 연구의 결과로 기존의 TL 소자에 대한 직접 가열방식으로는 정확한 측정이 불가능하였던 피부선량의 측정에 대한 적용 가능성을 제시하였다.

## 2. 국내 현황

국내의 경우 이 분야에 직접적으로 관련된 연구개발은 진행된 바 없으며 주로 의료용 CT와 관련된 연구가 일부 수행된 바 있다. 레이저 조사 방식에 의한 광형광의 응용에 관련된 대표적인 연구로는 포항공과대학에서 1992년도에 수행한 “레이저 유발 형광 검출기의 개발 및 분리 분석에의 응용에 관한 연구”가 있다. 이 연구에서는 Hydrodynamically focused flow cell을 사용하여 고감도의 레이저 유발 형광 검출방법을 개발하였으며 이것을 모세관 전기영동의 검출기로 사용하였다. 이 연구에서 여기부로는 Ar 레이저의 488 nm를 사용하였고, 형광의 세기는 PM(Photo-Multiplier)Tube를 사용한 광계수 방법에 의해 측정하였다.

그 외에 국내에서 진행된 디지털 라디오그래피와 관련된 연구들은 주로 디지털 신호의 영상처리에 관련된 것이며, PL소자의 개발 또는 특성연구는 주로 원자력 분야의 개인선량계 또는 환경방사능 측정용에 관해서만 수행되었다. 반면 TL(Thermoluminescence) 소자와 관련된

연구는 국내에서 많은 연구가 수행되었으며, 대표적인 연구로는 경북대학교 센서기술연구소에서 1991년에 수행한 “Magnesium Borate 열형광체의 제작과 열형광 특성에 관한 연구”가 있다. 이 연구에서는 조직등가인 Magnesium Borate에 Mn, La 및 Dy를 활성화제로 첨가하여 MgB<sub>4</sub>O<sub>7</sub>을 형광체로 제작하고, 이들 형광체의 물리적 특성과 첨가된 활성화제가 TLD의 특성에 미치는 영향에 대해 연구하였다.

## 제 2 절 본 연구의 기술개발 위치

### 1. 현 기술상태의 취약성

현재, 미량의 오염검사 등에 대하여는 박막 RPL 소자를 이용한 방법이 대단히 유효하며 거의 이 방법을 제외하고는 검출할 수 없는 극미량의 검사도 가능하다. 다만, 이 경우 방사선의 종류나 에너지에 따라서 감도가 달라지게 되며, 잠상의 퇴행현상(fading) 때문에 정량성(定量性)에는 다소 문제가 있는 실정이다. 또한, IP의 물리적 특성에 의해 개인선량계로서의 유효성을 보여주고 있기는 하나, 이 분야에 대한 적용도 퇴행현상의 존재로 진행되지 못하고 있다.

BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 광학적 특성과 동적 발광 모델에 관한 연구가 현재까지도 광범위하게 진행되고 있으나 명확한 해석 방법론은 설정되어 있지 않은 상태이다. 또한, 이 소자의 광학적인 특성 규명을 위한 여기 상태 에너지 준위와 de-excitation process에 대한 해석 방법들도 많은 혼동의 소지를 가지고 있으며 Takahashi와 Von Seggern의 PSL kinetic process 모델들은 그 타당성에 대해 수년에 걸쳐 논란의 대상이 되어 오고 있다. 개인선량계의 적용에서 적분형(積分型) 검출기인 IP의 출력에서부터 입사방사선의 선질(線質)이나 에너지를 분별해 내는 가능성이 현재 연구 중에 있으며, 이들 연구를 통해서도 IP의 잠재 축적, 퇴행, 판독 현상을 지배하고 있는 인자들에 대하여 아직도 충분

히 해석되지 못하고 있는 실정이다.

## 2. 향후의 전망

방사선센싱 기술은 그 시대의 기술 수준과 경향을 대변하는 역할을 하고 있다고 볼 수 있다. 방사선 래디오그래피에서 첨단인 Laser Stimulating 방식에 의한 RPL의 활용 가능성은 전술한 바와 같이 산업계 전반에 걸쳐 있다. 이 분야의 선진국들은 이미 이러한 기술을 활용한 상용화 제품을 개발하여 시판 중에 있으며 광화이버, 레이저, 초전도체, 미세가공, 원자력현미경 등에도 이용되기 시작했다. 현재의 이 분야에 대한 선진각국에서는 이러한 장비들의 성능 개선과 신소재의 개발을 위한 연구를 진행 중에 있다. 향후, RPL을 이용한 산업 및 의료장비에 대한 국내 수요가 점진적으로 증가할 것으로 예상되며, 국내에서도 이에 대한 기반 연구가 시급히 진행되어 할 것으로 판단된다.

## 제 3 장 연구개발수행 내용 및 결과

### 제 1 절 화상 플레이트(Image Plate) 시스템의 성능 인자

일반적으로 X-선 저장형광체 (저장 형광체)를 기본으로 하는 화상 시스템은 IP(화상 플레이트), 광학적 판독부, 화상 처리부, 디지털정보 저장부 및 표시(display)부로 구성된다. IP는 X-선 조사정보를 전자/정공 쌍의 형태로 변환시키며, 조사된 X-선 선량에 비례하여 국소적인 화소의 밀도 차이를 나타내게 된다. 판독시스템은 이와 같이 저장된 정보를 전기적인 신호로 변환시키며, 이 신호들은 디지털화 되어 화상 처리부로 전송된 후 재구성되어 CRT에 나타나게 된다. 디지털화된 자료는 다양한 화상 처리 기법을 이용하여 변형이 가능하게 되며 이 화상은 광 디스크에 저장되거나 필름으로 인쇄가 가능하다. 본 연구에서는, 이들 각 unit 들의 상호 연관성을 명확히 구분하기 위해 대표적인 화상 cycle에서의 처리 단계를 분석하고 이러한 시스템의 성능인자에 대해 고찰하고자 한다.

#### 1. 화상 플레이트 시스템의 분석

##### 가. 저장형광체(storage phosphor)의 X-선 이미징의 원리

저장형광체를 이용하는 디지털 라디오그래피 시스템의 개념은 1983년에 sonoda등에 의해 최초로 제안되었다<sup>2)</sup>. 현재 이러한 디지털 X-ray 이미징 기술은 기존의 스크린-필름 라디오그래피에 대한 최적의 대체방안으로 고려되고 있다. 일반적으로 디지털 라디오그래피 시스템들에 사용되는 X-ray 측정기들은 방사선 조사후 그에 대한 화상 정보를 일시적으로 저장하는 기능을 가지며, 그 저장된 정보는 판독되어

디지털 화상 데이터로 변환된다. 광유발 형광체(photo-stimulable phosphor)는 X-ray 측정에 있어서 이러한 두 가지의 가능성을 모두 제공한다.

저장형광체 화상 플레이트는 견고한 지지판에 고정된 박막의 저장형광체 층으로 구성되며, 이 화상 플레이트를 카세트에 넣어 일반적인 X-ray 조사에 사용하게 된다. 그림 1-1에서는 대표적인 화상 플레이트의 기본적인 구조를 도시하였다. 그림 1-1에서 보는 바와 같이 IP의 표면에는 사용과 운반 과정 등에서 형광체 층을 보호하기 위한 보호막이 있으며 형광체 층의 손상으로 인한 재현 화상의 영향을 최소화한다. 화질의 극대화를 위해서는 이러한 보호막이 최대한 얇게 부착되어야 하며, 판독 층 또는 저장 형광체로부터 방출되는 형광에 대해 최대한 투명하게 작용되어야 한다.

형광체 층에서는 일반적으로 광유발 형광체들이 유기질 중합 결합체(organic polymer binder)들 사이에 고정된 형태로 되어 있으며 결합체들은 형광체 입자들을 서로 고정되어 있도록 하는 고착제의 역할을 하게 된다. 형광체 입자들은 균일하게 분포되어야 하며, 온도, 습도, X-선량, 레이저 광 등의 영향을 받지 않는 물리적 특성을 지녀야 하고 적절한 유연성과 기계적 강도를 지녀야 한다. 그림 1-1에서와 같은 IP의 기본적인 구조에서 다양한 성능향상 방안을 도출할 수 있으며, 형광체 층과 지지층 사이에 반사 층을 추가하여 유발 광 출력을 배가시킬 수 있다. 또한, 정전기를 제거할 수 있는 전기전도 층을 추가하여 화상에 전달되는 정전기 자국을 제거할 수도 있다.

그림 1-2a에서 도시된 바와 같이 이미징 cycle의 첫 단계는 X-선 조사 단계로서, 이 단계에서는 준 안정 상태의 잠재 화상, 즉 국소적으로 포획된 전자와 정공이 형성된다. 조사된 화상 플레이트는 판독시스템으로 이동되며 그림 1-2b에서 보는 바와 같이 잠재 화상에서의 정보를 획득하기 위해 He-Ne 레이저로 판독하게 된다. 화상 플레이트에 조사된 레이저에 의해, 포획된 전자들이 주변에 포획된 정공들과 재결

합하게 되며 이 과정에서  $\text{Eu}^{2+}$  의 특성파장을 가지는 형광이 발생한다. 이와 같이 발생된 형광은 wave guide를 거쳐 광증배관(photo-multiplier tube)에 수집되며 광자들은 전기 신호로 변환된다. 이 신호의 증폭 및 디지털화가 완료되면 화상 처리부로 전송되며 전술한 바와 같이 화상 처리 단계를 거쳐 판독된 정보를 이용하게 된다. 이러한 판독 단계에서는 화상 플레이트에 저장된 정보의 일부분이 획득 가능하며 잔류하는 정보의 소멸을 위해서는 그림 1-2c에서 보는 바와 같이 고 강도의 백색 광을 조사시키게 된다<sup>3)</sup>. 이러한 과정에 의해 플레이트의 정보를 소멸시킨 후에는 화상 플레이트는 원상태로 복원되며 차후의 이미징 cycle에서 재사용하게 된다.

#### 나. IP의 디지털 판독 시스템

기본적인 저장 형광체 화상 시스템의 구조적인 개략도를 그림 1-3에 도시하였다. 그림에서 보는 바와 같이, 저장 형광체 이미징 시스템은 일반적으로 다음과 같은 5가지의 기본적인 기능을 가지게 된다.

- (1) 레이저빔에 의한 X-선 흡수 에너지의 여기 및 방출
- (2) 광 수집과 측정 및 PMT에 의한 전기적 신호로의 전환
- (3) 신호 증폭 및 아날로그 신호의 디지털 化
- (4) 디지털 화상 처리
- (5) 레이저 프린터에 의한 필름 기록

그림 1-3에서 보는 바와 같이 레이저는 기계적 shutter를 통과한 후 전기적 shutter인 acoustic-optical modulator (AOM) 을 거치게 되며 판독 단계에서 빔이 변조된다. 렌즈를 거친 레이저빔은 galvanometer(Galvo) mirror를 통해 스크린의 판독위치에 주사된다. 저장 형광체 스크린은 레이저 주사 방향과 직각으로 이동하게 되며, 판독중 레이저빔의 위치를 파악하기 위해 빔 splitter를 사용하여 소량의 레이저빔이 광학적 grating mask에 주사된다. 이러한 grating에 반

사된 광의 측정을 통해 빔 위치를 추적할 수 있는 clock pulse가 생성되게 된다. 또한, neutral density(ND) 필터의 삽입을 통해 pre-scan을 위한 빔의 감쇄를 유도할 수 있다.

저장 형광체 스크린으로부터 방출되는 형광은 reflective light guide에 의해 수집되며 수집된 광은 PMT array에 의해 측정된다. PMT에서는 수집된 형광을 전기적 아날로그 신호로 전환시켜 증폭하고 레이저 출력의 시간적 fluctuation에 대해 보정한다. 아날로그 전기 신호는 A/D converter에 의해 디지털 신호로 전환되며 화상 pixel size는 A/D converter의 sampling frequency에 의해 결정된다. 디지털 신호는 디지털 증폭기를 통과하게 되며, 이때 입력 신호 강도에 따라 디지털 증폭기의 이득(gain)을 변화시켜 최적의 명암도를 획득한다. 이러한 화상 데이터는 display 또는 처리를 위해 컴퓨터에 저장되며 CRT에서의 명암도와 밝기(brightness)를 조절함으로써 진단목적에 적합한 화상을 재현할 수 있다. 또한, 임상진단의 경우에는 고 품질의 방사선사진 화상을 얻기 위해 명암도 level과 화상 잡음 level을 적절히 조절하게 된다.

## 2. 화상 성능 해석 방법론

### 가. 전달함수(Transfer Function) 해석에 의한 성능평가 방법론

의학적인 이미징에 있어서 화질의 개념은 진단 결정의 적절성에 연관되어 있으며, 진단 업무의 특성에 의존한다. 따라서, 시각적인 평가에 비해 더욱 일반적인 방법론에 의한 평가를 위해 물리적으로 측정 가능한 다양한 개념들이 개발되어 왔다. 화상의 질을 결정하는데 적용되는 방법들로는 (1) 화상 해상도를 측정하기 위해 점 분산 함수(point spread function; PSF), 선 분산 함수(line spread function; LSF) 및 변조 전달 함수(modulation transfer function; MTF) 등이 있으며, (2) 화

상 명암도 측정을 위해 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio; SNR)가 적용되고, (3) 화상에서의 잡음 측정을 위해서는 Wiener spectrum으로 알려진 Noise power spectrum(NPS)과 detective quantum efficiency(DQE)가 적용된다.

#### (1) 점분산 함수(Point Spread Function ; PSF)

화상 시스템에서의 등평면적(isoplanatic) 특성에 의해 점분산 함수(PSF)를 정의할 수 있으며 이 개념은 단위 방사 에너지를 가지는 미소 점 선원의 화상에서 나타나는 방사피폭 분포로 기술된다. 완벽한 화상 시스템에서는 표적평면내의 점 선원으로부터 방사되는 에너지가 화상 평면의 무한 미소 점에 집중되게 되며 이상적인 화상 점을 형성한다. 그러나, 실제의 경우에는 이상적인 점으로부터 에너지가 분산되어 나오게 되며 점 선원의 화상을 흐리게 한다. PSF 값은 이러한 unsharpness를 정의할 수 있게 한다. 즉, PSF를 이용하여 단위 점 선원의 입력과 그에 상응하는 시스템의 출력을 연관시키는 시스템의 전달 특성을 분석할 수 있다.

PSF의 직접적인 측정은 일반적으로 불가능하며, 그 이유는 실질적인 무한 미소 점 선원을 사용하게 되면 이미징 시스템에 입력되는 방사 에너지가 매우 낮게 되며, 화상 평판에서의 분포를 측정하기 위해서는 분포의 중심을 정확히 설정하고 미소 점을 판독해야 하므로 측정 위치의 정렬에 어려움이 있다. 따라서, 이러한 실험적인 난점으로 인해 실제로는 정확한 측정이 가능한 다른 전달함수로부터 PSF 값을 유도하는 접근법을 사용하게 된다.

#### (2) 선분산 함수(Line Spread Function ; LSF)

선분산 함수(LSF)는 단위 길이당 단위 방사에너지를 가지는 무한 선 선원(line source)의 화상에서의 방사 피폭 분포로 정의된다. 이상적

인 이미징 시스템의 경우, 대상 표적내의 line source로부터 방사되는 에너지는 화상 평면 내의 한 선에 집중되게 되나, 실제의 경우에는 이러한 이상적인 선 화상 주위로 에너지가 누설되게 되며 line source 화상을 흐리게 한다. LSF는 이러한 화상의 unsharpness를 정의할 수 있게 한다.

실제의 경우, 좁고 긴 slit으로 된 line source를 가정하고 그 slit 화상을 input slit과 정렬된 좁은 slit으로 판독함으로써 측정 가능하다. 이러한 실험적인 접근법으로 PSF의 직접적인 측정과 연관된 난점들을 해소할 수 있으나 측정된 LSF로부터 PSF의 도출은 간단하지는 않다. 그 이유는 LSF는 1차원적 화상 분포를 판독한 1-D 함수이고 PSF는 2-D 함수이기 때문이다. 이와 같은 LSF의 직접적인 측정은, PSF의 크기에 비해 좁고 긴 slit으로 PSF를 판독하는 것과 동일하게 수학적으로 표현 가능하며, PSF가 비대칭이게 되면 LSF의 형상은 PSF가 판독되는 방향에 의존하게 된다. PSF의 계산을 위해서는 판독 slit의 모든 가능한 기점에서의 LSF를 해석하여야 하며 LSF의 측정 관점에서는 선 선원이 목표면 내의 모든 가능한 기점에 위치되어야 함을 의미한다. 화상 시스템이 등방성인 경우에는 PSF가 회전 대칭이 되며 표적면 내의 선 선원의 형태도 대칭이 된다. 따라서, 시스템이 등방성인 경우에는 LSF의 1회 측정으로 PSF의 계산이 가능하다.

### (3) 변조전달 함수(Modulation Transfer Function ; MTF)

변조전달함수는 시스템에 의해 야기되는 화상의 흐려짐 정도를 정의하기 위해 사용된다. 즉, 이 함수는 목표물의 형상을 가시화할 정도의 충분한 선명도와 물리적 한도로 피사체를 재현할 수 있는 시스템의 능력을 측정하는데 사용된다. MTF는 화상 시스템의 성능 측정에도 적용되며 화상에 대한 잡음이나 명암도의 영향을 고려한 정보를 제공하지는 않는다. 특히, 이 함수는 단위 길이 당 방사에너지가 거리에 따라 곡선파로 변화하게 되는 변환을 분석하는데 유용하며, 일반적으로

solid 곡선은  $\text{mm}^{-1}$  단위로 측정되는 각각의 공간 빈도를 가진다. 분포는 시간 및 공간적으로 고정된 것으로 고려되며 단위 mm당 line pair의 수를 가지는 해상도 chart에서의 line pattern과 같은 의미이다. 일정한 곡선분포가 단위 크기의 선형시스템에 의해 화상화 되면 그 화상 분포는 곡선파를 나타내게 되며 피사체에서의 분포에 상응하는 공간 빈도를 가진다. 이때 시스템의 광학적 불완전성으로 인해 화상 분포의 크기가 감소하게 되며 전반적인 분포는 피사체의 분포에 비해 측면으로 이동하게 된다. 즉, 감소된 크기에 의해 시스템의 해상도의 손실이 나타나고 측면 이동은 상 이동(phase shift)으로 표현된다. 일반적으로 이러한 곡선파 분포는 그 크기보다는 변조 향으로 특성화된다.

변조는 일정 분포의 평균값에 대한 파 크기의 비율로 정의되며, 화상 분석에서는 명암도로 사용되어 왔다. 실질적인 측정에서의 목표면에서는 몇 개의 동일한 변조를 가지고 상이한 공간 빈도를 가지는 곡선파 분포가 유도된다. 화상 플레이트 내에서의 각각의 변조와 상 이동이 측정되며 이러한 인자들은 공간 빈도에 따라 변화하게 된다. 상 이동과 함께 출력 변조와 입력 변조의 비율을 공간빈도의 함수로 나타낸 것을 시스템의 광학적 전달함수(Optical Transfer Function)이라고 한다. 또한, 출력 변조와 입력 변조의 비율을 변조 전달 인자라고 하며, 공간빈도의 함수로 나타낼 때 이를 시스템의 변조 전달 함수라고 한다. 수학적으로는 OTF의 크기가 MTF이다. 비동방성이고 비대칭인 시스템에서는 상 이동이 일반적으로 발생하기 때문에, 이러한 시스템을 통한 곡선파 입력의 전달을 기술하기 위해서는 OTF의 사용이 요구되어 진다. 반면, 등방성 시스템의 경우에는 상 이동이 없으므로 MTF로 곡선파 입력의 전달을 완벽히 기술할 수 있다. 두께  $z$ 를 가지는 단일 스크린에서의 MTF는 다음의 식과 같이 표현된다.

$$MTF = \frac{|\overline{I_0}(u, v) \cdot \overline{S_{out}}(u, v, z) \cdot \overline{G_{out}}(u, v, z)|}{|\overline{I_0}(0, 0) \cdot \overline{S_{out}}(0, 0, z) \cdot \overline{G_{out}}(0, 0, z)|} \quad (1-1)$$

위 식에서  $\overline{I_0}(u, v)$ ,  $\overline{S_{out}}(u, v)$ ,  $\overline{G_{out}}(u, v)$ 는 gaussian 분포를 가지는 레이저빔의 밀도  $I_0(x, y)$ 와  $z$ 의 두께를 가지는 저장 형광체 스크린에 흡수되는 신호인  $s_{out}(x, y, z)$  및 레이저빔의 관독시 저장 형광체 내부에서의 확산함수인  $g_{out}(x, y, z)$ 의 fourier transform이다.

#### (4) 신호 대 잡음비(Signal-to-Noise Ratio ; SNR)

잡음과 신호는 모든 화상 양상에 대해 화질의 기본적인 구성 요소로 간주된다. 이러한 화질에 대한 일반적으로 유용한 측정방법론으로 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)가 있다<sup>4)</sup>. 이 개념은 신호와 잡음 정도의 비율로 정의되며, 각 요소의 계산방법은 다양하다. 디지털 화상 처리에서  $f(l, m)$ 를 무잡음 화상(noise-free image)라 하고,  $f'(l, m)$ 를  $L \times M$  크기를 가지는 주어진 영역의 측정된 화상이라 하면  $f(l, m)$ 와  $f'(l, m)$  사이의 root-mean-square error  $e_{rms}$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$e_{rms}^2 = \frac{1}{LM} \sum_{l=0}^{L-1} \sum_{m=0}^{M-1} [f(l, m) - f'(l, m)]^2 \quad (1-4)$$

위 식에서  $f(l, m)$  은 원본 화상과 잡음 신호  $e(l, m)$  의 합으로 간주될 수 있으며 화상 내의 미소 영역에서의 SNR은 신호 및 잡음의 제곱의 비로 나타낼 수 있다.

$$SNR_{rms} = \frac{(Signal)^2}{(Noise)^2} = \frac{\sum_{l=0}^{L-1} \sum_{m=0}^{M-1} [f(l, m)]^2}{\sum_{l=0}^{L-1} \sum_{m=0}^{M-1} [f(l, m) - f'(l, m)]^2} \quad (1-5)$$

전술한 바와 같이 X-ray 광자에 의해 생성된 잡음은 X-ray 화상에서의 주된 잡음으로 간주된다. 일정 영역 A에 입사되는 평균 광자의 수 N에 의한 오차는 N 과 같게 되며 표준편차는  $\sqrt{N}$  이 된다. 따라서, N 광자의 잡음 level은  $\sqrt{N}$  과 같다. X-ray 잡음의 오차를  $\sigma^2$ 으로 정의하면 radiological 이미징에서의 SNR은 다음과 같이 정의된다.

$$SNR = \frac{S}{\sigma_D} \quad (1-6)$$

식 (1-6)에서 S는 신호이다. 따라서, 주어진 영역에서 N 개의 광자가 저장 형광체에 흡수되면 이 영역에서의 SNR은  $\frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N}$ 에 비례하게 된다.

#### (5) 계측양자효율(Detective Quantum Efficiency ; DQE)

방사선사진 시스템에서의 잡음과 신호 대 잡음비(SNR)를 평가하기 위해 계측양자효율(Detective Quantum Efficiency, DQE)의 개념이 사용된다. SNR의 개념에 기초하여 DQE는 입력 신호 대 잡음비와 출력 신호 대 잡음비의 비율로 정의되며 다음의 식과 같이 표현된다.

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2} \quad (1-7)$$

식 (1-7)과 같은 개념은 Ross 등에 의해 제안되었으며 화상 피사체의 양자효율을 측정하는데 유용하게 사용된다<sup>5)</sup>. 방사선사진 스크린-필름 시스템의 경우에는, 완벽한 화상 피사체에서 동일한 피사체와 동일한 X-ray 선질에 의해 동일한 화상 SNR을 유지하는데 요구되는 X-ray

선속의 분율을 의미한다.

일반적으로 계측시스템에서의 성능을 측정하기 위한 방법론으로 적용되는 DQE는 실질적인 X-ray 실험의 경우에는 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$DQE = \frac{\left( \frac{\langle I_{Det} \rangle}{\sigma_{Det}} \right)^2}{\left( \frac{\langle I_{statistical} \rangle}{\sigma_{statistical}} \right)^2} \quad (1-8)$$

식 (1-8)에서 분자는 계측기에서의 신호 대 잡음비이며 분모는 poisson 분포를 가지는 조사 빔에서의 신호 대 잡음비이다.

#### 나. 화상 성능 변수

방사선 검사 분야에서는, 물리적 화질과 판독에 관련된 구조적인 잡음에 의해 최종적인 결과인 방사선 진단의 정확도가 좌우되기 때문에 방사선사진 화질의 중요성이 강조된다. 그러나, 진단의 정확도와 이러한 인자들과의 상관관계는 매우 복잡하며 현재까지도 명확히 해석되지 못하고 있다. 저 성능의 화상에서는 진단을 위한 충분한 정보를 입수하기 어려우며 그 진단의 정확도가 감소된다. 화질이 향상되면 중요한 radiological pattern의 인식이 가능하게 되며 진단의 정확도는 증가하게 된다. 또한, 화질이 일정 수준을 초과하게 되면 추가의 방사선적 정보의 도출은 없게 되고 진단의 정확도는 평형선에 도달하게 된다. 따라서, 많은 방사선 검사에서 이러한 물리적 향상이 필수적으로 정확도를 향상시키지는 않는다.

물리적 화상 성능은 이미징 시스템의 해상도, 잡음, 명암도 특성에 연관되는 다변수 량이다. 이러한 세 가지 인자들이 물리적 화질의 기본적인 부분을 이루고 있으며, 이러한 부분들에 영향을 미치는 인자들

은 기본적으로는 상호 연관이 없으나 최종적인 결과는 상호 연결되어 나타나게 된다. 따라서, 본 연구에서는 이러한 화상의 성능을 결정하는 인자들의 특성에 고찰하고자 한다.

### (1) 공간해상도 (Spatial Resolution)

방사선 이미징 시스템에서의 공간해상도 특성은 많은 다양한 개념으로 표현되어 왔으며 여기에는 sharpness, 화상 번짐(blur) 등이 있다. 이러한 개념들의 대부분은 기본적으로는 화질 감소 특성에 연관되며, 이러한 특성은 선형, 무잡음(noise-free) 이미징 시스템에서 쉽게 파악될 수 있다. 따라서, 이미징 시스템과 각 구성 요소들의 공간 해상도 특성들을 명확하고 객관적으로 기술하기 위해 MTF, LSF, PSF와 같은 전달함수의 개념이 적용된다. 또한, 이러한 전달함수 해석은 적절한 선형화(linearization)가 구현될 수 있는 경우에는 비 선형 이미징 시스템에 대해서도 적용 가능하다.

MTF는 전체적인 화상 감소를 산정할 수 있는 유용한 특성을 가지고 있으며 cascade 시스템으로 구성된 시스템의 각 구성 요소들의 MTF들을 곱함으로써 총 MTF를 구할 수 있다. 또한, 방사선사진 잡음의 주파수 component를 MTF와 연관시킬 수 있으며, 이러한 다양한 경우에 대한 적용성과 유연성으로 인해 MTF는 방사선사진 화상의 분석을 위한 강력한 도구로 간주되고 있다.

저장 이미징 시스템의 경우에는 스크린 광학, 레이저 빔 주사 크기, 전기적 증폭기의 bandpass 주파수 및 A/D 변환 과정에서의 sampling distance 등에 의해 화상의 해상도가 결정되게 된다.

### (2) 명암도 (Contrast)

명암도는 화상 분석에 자주 이용되는 광범위한 개념으로서 광학적 밀도, 투과율 또는 두 지점에서의 방사성 조사(radiant exposure)와 같

은 화상 신호의 비율 또는 차이를 나타낸다. 특히, 방사선사진 명암도는 라디오그래피에서의 두 지점의 밀도 차이로 정의된다. 즉, 방사선 명암도는 기록시스템의 특정한 방사성 조사의 평균값(또는 background)에 대한 두 지점에서의 방사성 조사의 차이 값의 비율과 같다. 화상 명암도는 방사선 명암도와 같은 방법으로 정의되어 왔으며, 이러한 개념들은 일정한 주어진 잡음의 환경에서 명암도가 증가함에 따라 더 많은 신호들이 쉽게 특정화될 수 있으므로 화상의 성능 결정에 유용하다.

일반적으로 방사선 명암도가 작으면 방사선사진의 명암도는 필름 농도와 방사선 명암도에 비례한다. 또한, 방사선사진 화상들은 환자의 신체 내부나 이미징 대상들에서 발생하는 충돌된 방사선에 의한 영향을 반영하게 되며, 방사선 명암도는 충돌된 방사선에 상관없이 정의될 수 있다. 즉, scattered component 없이 primary component에 의해서만 방사선 명암도를 정의하는 것이 유용하며, 그 이유는 방사선사진 화상에 대한 scattered 방사선의 영향은 독립적으로 평가가 가능하기 때문이다. 이러한 경우, 방사선사진 명암도는 primary fraction에 비례하게 되며, 스크린-필름 시스템에서 측정된 전체 방사선(primary 및 scattered)에 의한 방사성 조사의 비율로 정의된다. 방사선사진 화상의 분석에서 방사성 조사는 H & D curve를 이용한 광학적 밀도(optical density)로부터 획득할 수 있다<sup>6)</sup>.

방사선의 primary component로부터의 방사선 명암도는 방사선 검사 대상의 물리적, 화학적 구성과 X-ray 빔의 선질 및 IP 시스템의 에너지 반응도 등에 의해 영향을 받게 된다. 방사선 명암도와 primary fraction에 대한 스크린의 영향은 복잡하며 그 이유는 현재 상용화된 스크린들이 다양한 종류의 형광체로 구성되며, 그 에너지 반응도도 다양하게 변하기 때문이다. 그러나, 일반적으로 낮은 원자번호의 원소로 구성된 두꺼운 스크린은 얇은 스크린에 비해 방사선 명암도를 감소시키며 primary fraction을 증가시키는 반면 scattered fraction을 감소시

키는 것으로 보고되고 있다.

### (3) 잡음 (Noise)

디지털 X-ray 이미징 시스템에서 화상의 잡음은 많은 인자들을 포함하고 있으며, 이러한 잡음으로 인해 화상 내에 있는 특정 부분의 식별성이 감소된다. 식별성의 감소는 특히 명암도가 낮은 물체의 경우에 중요하게 작용하며 visibility threshold는 잡음에 의해 크게 좌우된다. 불 균일한 X-ray에 조사된 경우의 시스템의 잡음은 다음과 같은 잡음 근원들의 조합으로 이루어진다.

- 흡수된 X-ray 양자의 유한 개수
- 흡수된 X-ray 양자의 광양자 변환에서의 통계적 거동
- 상이한 X-ray 에너지에 대한 평균 광방출의 변동
- 피사체 민감도에 대한 결정 잡음
- 디지털 시스템의 전자 기기

원칙적으로 잡음은 화질 특성에 의한 특정한 이미징 방법을 선택함으로써 최소화될 수 있다. 또한, 잡음 특성은 Wiener Spectrum 이나 auto correlation 함수에 의해 정량화 될 수 있다<sup>5)</sup>.

Wiener Spectrum은 잡음의 주파수 분포로 나타내며 Fourier 변환에 의해 auto correlation 함수로 연결된다. 이러한 방사선사진 잡음은 일정한 신호에 대한 미소 영역에서의 화상 신호의 표준편차를 이용하여 정량화할 수 있다. 일반적으로, 방사선사진 잡음은 양자적 번짐 (quantum mottle), 구조적 번짐(structure mottle), 필름 결정특성 및 전자적 잡음을 포함하고 있다. 양자적 번짐은 스크린에 흡수되는 X-ray 양자 수의 통계적 fluctuation에 기인하며 구조적 번짐은 형광체 입자의 결합과 같은 스크린 구조의 불 균일성에 기인한다. 또한, 필름 결정특성은 필름 emulsion 내부에 성장된 silver 결정의 크기, 모양 및 중첩 등에 기인하게 되며 전자적 잡음은 저장 형광체로부터 discrete한

신호로 화상을 digitizing하기 위한 전자적 시스템에 기인한다. 이와 같은 잡음들의 특성에 대해 분석해 보면 아래와 같다.

#### (가) 양자 잡음(Quantum Noise)

일반적으로, X-ray 광자는 피사체의 표면을 random pattern으로 충돌하게 되며 표면 전체에 균일하게 분포되도록 작용되는 외부 힘은 없는 것으로 간주되고 있다. 동일한 X-ray 강도에 조사되는 경우에도 피사체 표면의 일부 영역은 다른 영역에 비해 많은 광자를 받을 수 있으며, 이러한 X-ray 빔의 양자 구조는 이미징 기법의 적용에 있어 가장 중요한 잡음의 원인으로 작용한다. 잡음의 크기는 미소의 화상 영역 내에서의 한 지점과 다른 지점 사이의 광자 분포의 변화에 의해 결정된다. 한 영역에서 광자가 균일하게 분포하게 되면 잡음의 양이 감소하게 되며, 이를 위해 다양한 감소 기법의 적용이 가능하다. 따라서, 일정 영역에 조사되는 광자의 수를 증가시키거나 조사량을 증가시키면 광자의 분포는 균일하게 될 수 있으며 잡음의 크기도 감소된다.

#### (나) 스크린 잡음(Screen Noise)

방사선사진 피사체의 민감도는 저장 형광체 스크린의 특성에 의해 결정된다. intensifying 스크린의 변경에 의해 민감도가 변하게 되면 화상의 잡음도 다른 영향을 받게 된다. X-ray에 조사되는 동안 스크린은 각각의 광자에 의해 충돌되며 이러한 광자는 반점 형상(mottled pattern)을 생성하게 된다. 계속적인 광자의 충돌에 의해 이러한 pattern이 중첩되게 되면 반점은 소멸된다. 방사선 계측에 있어서 통계적 오차는 측정값의 자승근에 비례하며 주어진 시간에 N 개의 광자가 측정된 경우 통계적 오차인 잡음은  $\sqrt{N}$ 이다. 따라서, 잡음을 신호의 비율로 나타내면  $\frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}}$ 이 된다. 방사선 사진 화상의 경우 화상 플레이트에서의 상대적 잡음은 주어진 화상 플레이트 영역에 충돌

하는 광자의 수에 의존한다.

#### (다) 전자적 시스템 잡음 (Electronic System Noise)

디지털 시스템 잡음은 기기 내에서의 열 적 거동에 의해 발생하는 불규칙한 전류에 기인한다. 이러한 디지털 시스템에서의 잡음 존재는 화상 신호가 미약한 경우에 특히 민감하게 발생한다. 또한, 모터 등과 같은 전기 기기나 형광등 및 대기 중에서의 자연 현상에 의해서도 전기적 잡음이 발생되며 디지털 시스템에 의해 계측될 수 있다.

#### (라) Aliasing

일반적으로 화상이 획득되고 디지털 이미징 시스템에 저장되면 아날로그 신호는 양(positive)의 정수인 pixel로 디지털화된다. 이들 pixel의 gray level 값이 방사선사진 화상을 나타내게 되며 원본 화상을 완벽히 재현하는 것이 가능하게 된다. 그러나, 화상이  $F(W_n)$ 의 band limited frequency를 가지고 sampling frequency가  $2F(W_n)$ 보다 작은 경우에는 sample에서의 화상을 완전히 재구성하는 것이 불가능하다. 이러한 원본 화상과 재구성된 화상 사이의 차이는 aliasing error에 의해 발생한다. aliasing artifact는 재구성된 화상 내에서 새로운 주파수 component를 발생시키며, 이로 인해 일정한 부분의 식별능을 감소시키게 되고 원본 화상을 손상시킬 수도 있다.

### 3. 화상 플레이트 시스템의 성능개선 인자

#### 가. 저장 형광체 관련 인자

저장 형광체의 성능은 X-ray의 흡수특성에 주로 의존하게 되며, 그 이유는 측정된 X-ray의 양자가 주된 화상 정보를 전달하기 때문이다. 이러한 흡수 특성은 원자번호의 3승에 비례하므로 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자는

AgBr, Si, Xe-gas와 같은 다른 측정 소자에 비해 높은 흡수능을 가지게 된다. 따라서, X-ray 양자가 흡수되면 통계적인 잡음의 유발을 억제하면서 동시에 흡수 경우의 수(event)를 측정하는 작업이 요구된다.

전술한 바와 같이, 일반적으로 통계적 잡음은 event 수의 자승근에 비례하므로 가능한 많은 event를 처리하는 것이 바람직하며 흡수된 각 X-ray 양자가 가능한 많은 PSL 중심을 형성하도록 유도하여야 한다. BaFBr:Eu<sup>2+</sup>의 경우 50KeV 광자가 흡수되면 각 광자 당 약 150개의 PSL 중심을 생성되며 여기에는 약 12 PSL 중심의 통계적 오차가 있다. 이들 PSL 중심에서 측정 가능한 PSL 광자로의 전환은 각 판독기의 측정시스템의 효율에 의존하며, 많은 양의 PSL 광자가 측정될수록 유도되는 통계적 잡음이 감소된다. 이와 같이 X-ray의 흡수와 측정효율이 전체 시스템의 민감도를 최종적으로 결정하게 된다.

저장 형광체에 관련된 또 다른 성능 인자로서 X-ray 선량에 대한 PSL의 선형성이 고려된다. 각 흡수된 X-ray 광자에 따라 평균적으로 생성되는 PSL 중심의 수가 광자의 에너지에 의존하므로 이러한 선형성은 소자에 따른 고유한 특성이 된다. 즉, 저장된 정보를 완벽히 판독하는 경우에는 PSL 광자의 수는 PSL 중심의 총량에 비례하며 따라서 흡수된 X-ray의 선량에 비례하게 된다.

소자의 특성에 따른 성능 결정 인자로 추가적으로 고려되어야 할 내용으로 저장 형광체의 동적 구간(dynamic range)이 있다. 이 특성은 생성 가능한 F 중심의 수와 정공의 저장이 가능한 Eu<sup>2+</sup> 이온의 수에 의해 제한되는 저장 가능한 PSL 중심의 수로 정의된다. 현재까지 보고된 연구 결과에 의하면 일반적인 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 저장형광체의 동적 구간은  $D=1\mu R$ 의 선량에서부터  $\sim 10^5$  정도인 것으로 알려져 있다.

이상과 같은 소자 고유의 특성들 이외에도 저장 형광체를 이용하는 화상 플레이트의 경우에는, optical bleaching에 의해 저장된 정보를 완벽한 소거하고 이를 재 사용할 수 있는 정도를 나타내는 재활용성(reusability)이 소자의 성능을 결정하는 인자로 고려될 수 있다.

## 나. 화상 플레이트 관련 인자

화상 플레이트 시스템의 성능에는 소자의 특성에 관련된 성능인자들 이외에도 공간해상도와 화상 잡음과 같은 플레이트의 품질에 관련된 인자들의 특성도 중요하게 고려되어야 한다. 이러한 인자들 중에 우선적으로 레이저 여기과정에서 발생 가능한 변수들이 있으며, 이들은 화상 플레이트의 입자 구조의 특성상, 상이한 반사 지수를 가지는 형광체 입자와 유기 결합체사이의 입자 경계에서 발생하는 여기 레이저 광자의 충돌 현상에 기인된다. 각각의 여기 광자는 몇 회의 충돌과정을 거친 후 플레이트를 벗어나거나 PSL 중심에 흡수되며 흡수가 발생되면 PSL 광자가 생성된다. 이러한 PSL 광자는 플레이트를 벗어나기 전에 다시 몇 회의 충돌을 거치게 되며 광증배관(PM-tube)에 포획되거나 바로 플레이트를 벗어나게 된다. 따라서, 방출된 PSL 광자의 수와 레이저의 주사 위치를 연관시켜 재구성함으로써 화상을 획득할 수 있게 된다. 이러한 여기 과정에서 각 시스템의 공간 해상도는 충돌된 레이저광에 의해 여기되는 단위 부피에 의해 결정되며 방출되는 PSL 광자의 충돌에는 거의 영향을 받지 않는다. 공간 해상도의 측정은 LSF를 이용하며 spot 주사에 의한 line shape으로 기술된다. 이러한 LSF는 Miyahara 등에 의해 처음으로 측정되었으며 거의 Gaussian 분포로 표현되고 있다<sup>8)</sup>.

전술한 바와 같이, 공간 해상도 이외에도 PSL 신호에 대한 화상 잡음이 화상 품질의 중요한 인자로 작용한다. 저장 형광체를 이용한 화상 플레이트에서 이러한 잡음에 영향을 주는 인자들은 다음과 같이 요약할 수 있다.

- (1) X-ray의 통계적 특성
- (2) 화상 플레이트의 입자 구조
- (3) photocathode quantum yield와 관련된 광 포집 효율

화상 플레이트의 입자 구조의 특성상, 저장 형광체의 공간적

packing 밀도가 균질하지 않게 되며 PSL 중심의 불 균일한 생성을 초래하게 된다. 이러한 비 균질 현상은 플레이트의 두께에 비해 상대적으로 coarse한 입자 분포와 입자사이의 민감도의 차이에 의해 발생한다. 따라서, 플레이트의 두께를 감소시키거나 입자 크기를 감소시키게 되면 해상도의 향상을 기대할 수 있는 반면, 동일한 입자 크기에서의 플레이트 두께의 감소는 국소적인 입자 밀도의 비 균질성을 증가시키게 되므로 필름의 잡음을 증가시키게 된다. 또한, 작은 입자 크기의 결정을 사용하게 되면 필름의 잡음을 줄일 수 있으나 단위 부피당 PSL의 발생이 감소함에 따라 민감도의 저하 현상이 나타나게 된다.

#### 다. 성능 개선 인자 및 특성

본 연구에서는 이상과 같은 화상 플레이트 시스템의 분석을 통해, IP 시스템의 성능에 영향을 미칠 것으로 판단되는 주요 인자들을 도출하고 그 특성에 대해 분석하였다. IP 시스템의 성능에 영향을 주는 인자들은 주로, 조사에 사용되는 IP의 특성과 판독에 사용되는 각 판독부분의 설계 특성에 의존하며, 획득된 화질의 성능은 주로 IP의 균질성(homogeneity), 공간 해상도 및 측정 민감도에 의해 결정되는 것으로 분석되었다. 민감도의 경우에는 전체 시스템에 의해 영향을 받게 되며, 여기에는 IP의 X-선 흡수, 광 여기 F 중심의 형성 효율과 광 여기 단면적(cross section), 판독시의 레이저 강도, 발생된 PSL의 양적 효율 및 측정 효율이 포함된다. 공간 해상도의 경우에는 IP의 구성 형광체의 결정구조에 의한 IP 내에서의 광 충돌(light scattering)에 의해 지배되는 것으로 판단되었다. 또한, 균질성의 경우에는 IP의 전체에 걸쳐 형광체의 부분적 밀도 분포에 크게 영향을 받게 되며, 플레이트의 부분적인 민감도 차이를 유발하는 것으로 판단되었다.

높은 신호 대 잡음비(SNR)의 화상을 획득하기 위해서는 조사된 X-ray에서 다량의 에너지를 흡수하는 것이 중요하며 이는 저장형광 스크린의 두께를 증가시킴으로써 가능하다. 그러나, 스크린의 두께를 증

가시키는 작업은 이론적으로 가능하나 현실적으로는 불가능하며, 그 이유는 레이저에 의해 스크린에 잠재된 X-ray 화상을 판독할 때, 스크린 내에서의 레이저광의 확산 현상이 발생하게 되고 이에 따라 화상의 퍼짐 현상이 증가되기 때문이다. 따라서, 두꺼운 저장형광 스크린을 사용하게 되면 화상의 해상도가 낮아지게 되며, 높은 해상도를 획득하기 위해서는 가능한 스크린의 두께를 얇게 유지하면서 X-ray의 에너지의 흡수 효율을 최대화할 수 있도록 모든 조건을 최적화해야 할 것으로 분석되었다.

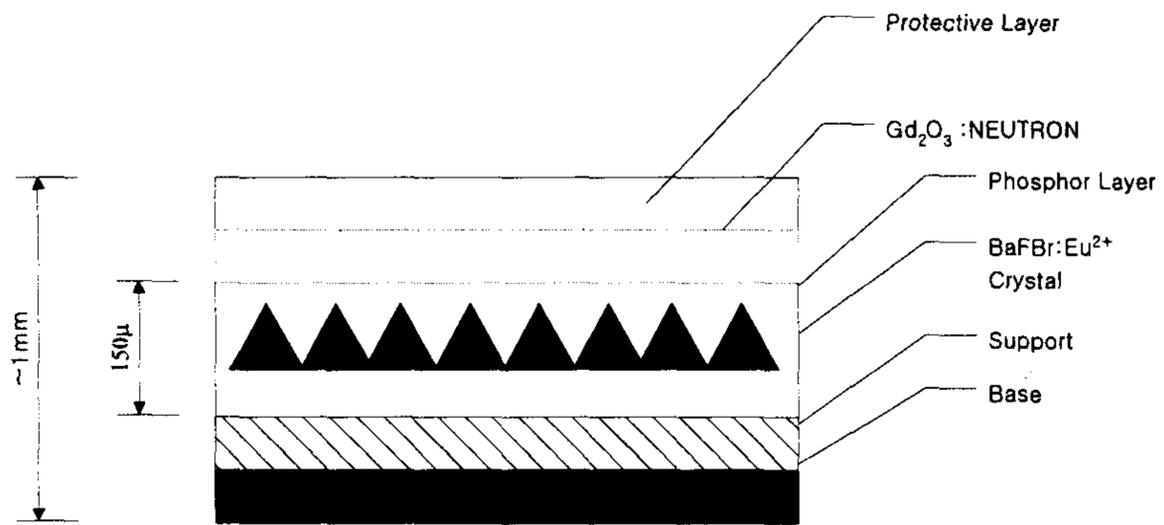


그림 1-1. Basic structure of storage phosphor imaging screen.

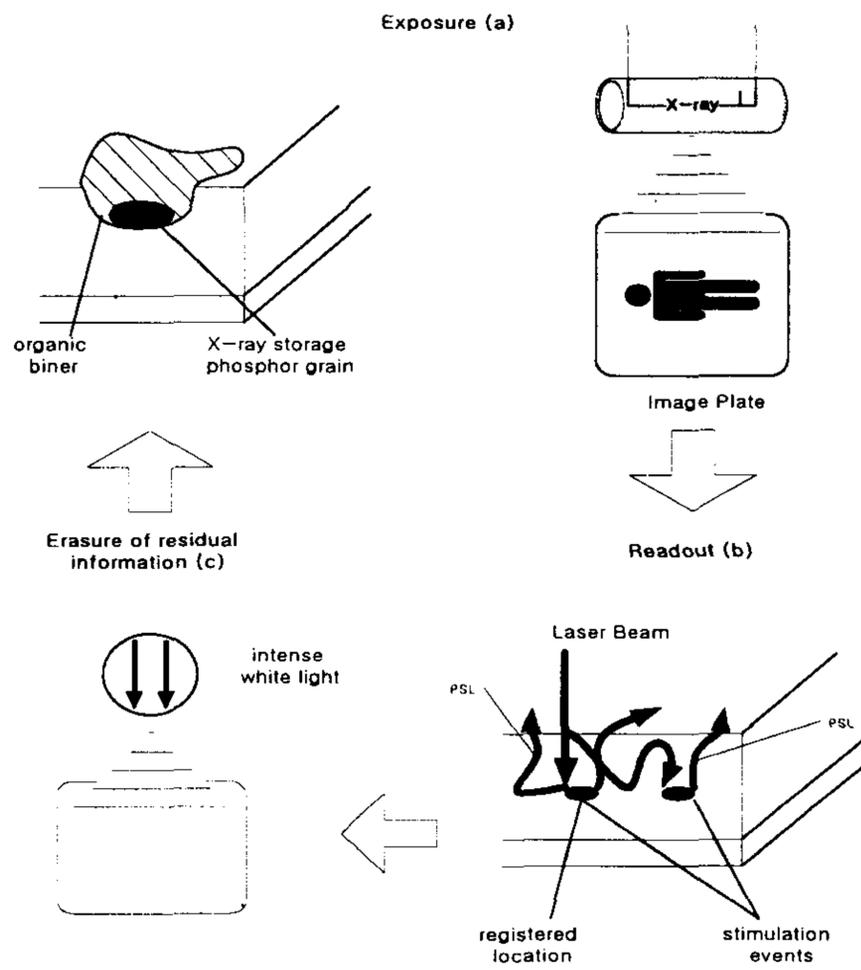


그림 1-2. Schematic diagram of the imaging procedure with X-ray storage phosphor.

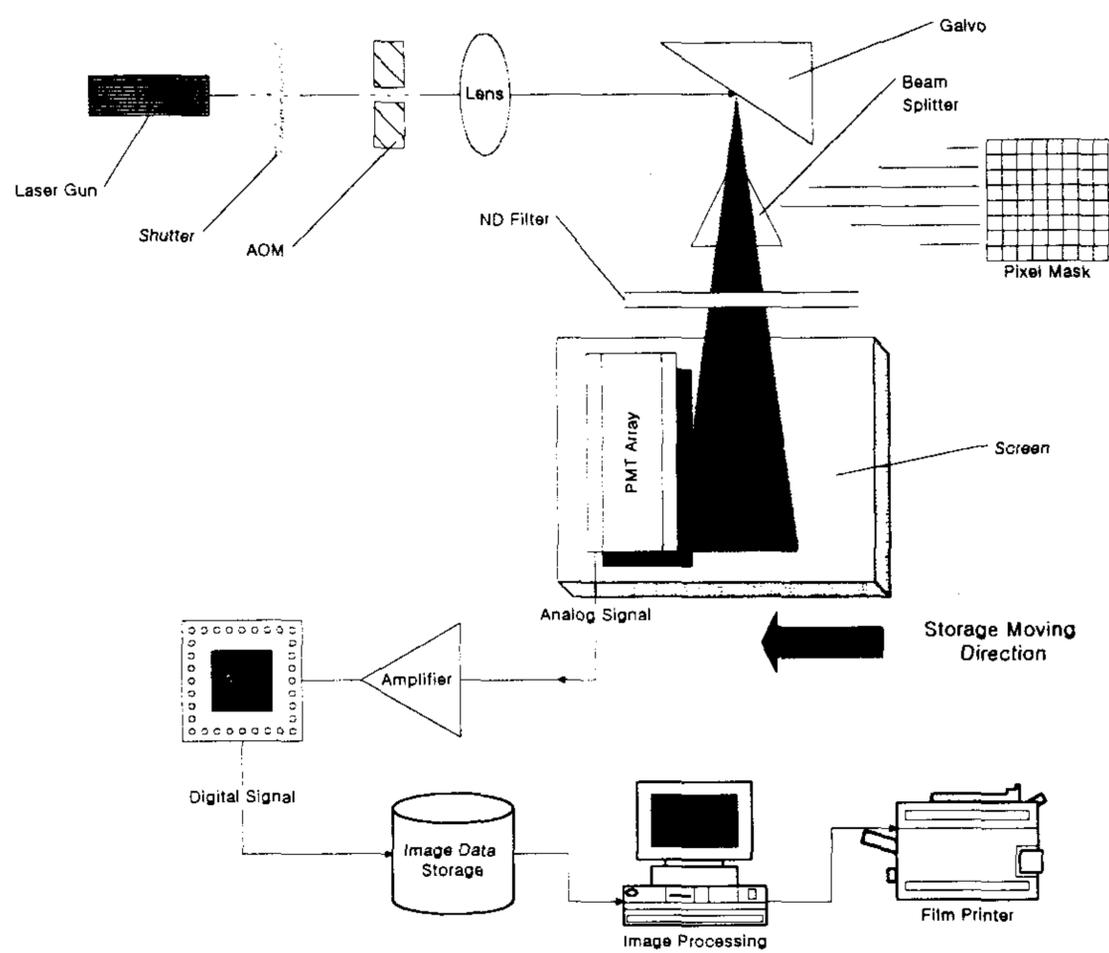


그림 1-3. Basic structure of a digital radiography imaging system.

## 제 2 절 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 물리적 해석

X-선에 의한 무기질 형광체에서의 형광발생 현상에 대한 메커니즘 연구는 1939년 이후로 계속되어 오고 있다<sup>9)</sup>. 특히, BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 과 같은 희토류 이온으로 doping된 알칼리 할로젠 화합물들은 상업적인 개발 가능성으로 인해 많은 연구자들의 관심의 대상이 되어 왔다. 본 연구에서는 이 형광체의 물리적 모델에 대한 기존의 연구자들의 결과들을 수집·분석하였으며, 본 연구의 목적에 적합한 해석 모델에 대해 고찰하였다.

### 1. 저장형광소자의 발광 모델

#### 가. Bimolecular Recombination 모델

BaFX:Eu<sup>2+</sup>(X=Br, I) 에서의 PSL 현상에 대한 물리적 메커니즘에 대한 모델은 Takahashi 등에 의해 처음으로 제안되었으며, 이 모델의 개략적인 구성은 아래에 기술하는 바와 같다<sup>10)11)</sup>.

X-선 또는 자외선(ultra violet)에 의해 조사된 Eu<sup>2+</sup> 이온들은 포획된 정공에 의해 또는 직접적으로 Eu<sup>3+</sup>로 전환되며 전도대로 여기된 전자들은 F<sup>+</sup> 중심에 포착되어 F 중심을 형성한다. 이 상태에서 PSL의 발생을 위해 자색 또는 적색 광을 조사시키면 포획되었던 전자들이 다시 전도대로 올라가서 Eu<sup>3+</sup>이온과 결합하여 Eu<sup>2+</sup>이온으로 전환되며 Eu<sup>2+</sup>의 특성 형광이 발생된다. 이 모델은 광학적, 전기적 실험 및 ESR(Electron Spin Resonance) 실험결과를 토대로 설정된 것으로 모델의 에너지 준위도는 그림 2-1에서 도시된 바와 같다. 그림 2-1에서 보는 바와 같이 band gap은 일반적인 알칼리 화합물 및 알칼리토 할로젠 화합물과 같이 8.3 eV 이며 dopant Eu 는 Ba 부근에 위치하면서 2개의 전하 준위를 가진다. 전도대 아래 6.5 eV 에 있게 되는 Eu 의 안

정 상태는  $4f^7$  준위이고 1차 여기 상태는  $4f\ 5d$  준위이며 에너지 차이는 3.2 eV 이다.  $4f^6\ 5d$  준위에서  $4f^7$  준위로의 재결합 단계에서 형광 발생 과정이 수반되며 3.2 eV에 대한 최대 여기 스펙트럼 준위를 제외한  $\text{Eu}^{2+}$  의 상위 여기 상태는 관찰되지 않는다. 또한, 그림 2-1에서 도시된 바와 같이  $\text{F}^+$  중심들은 전도대에서 2.0 eV 아래에 존재하는 것으로 관측되며 실질적인 전자 포획의 역할을 하는 것으로 판단되고 있다. 이러한  $\text{F}^+$  의 존재는 그림 2-2에서 도시된 바와 같이 500nm~600nm 주위에 발생하는 F 중심 흡수 band와 X-선에 조사된 소자들의 광학적 여기 스펙트럼이 일치하는 결과에 기초하고 있다. 흡수 band는 fluorine과 bromine vacancy들의 영향에 의한 것으로 추정되고 있으며 에너지에서의 두 개의 흡수 band는 2.0 eV의 평균에너지를 가지는 단일 band로 간주된다.

이상에서 기술한 바와 같이 Takahashi 등에 의해 제안된 PSL 과정에서의 메커니즘은 주로 bimolecular kinetics에 기본적인 해석 근거를 가지고 있다. 이 모델이 제안된 이후에 많은 연구자들에 의해 모델의 타당성 확인을 위한 실험결과들을 발표되고 있으며 bimolecular recombination 모델의 부적합성을 주장하는 연구 결과도 발표되고 있다<sup>12)</sup>.

#### 나. Photostimulable Luminescence Complex 모델

bimolecular recombination 모델과 상의한 해석 결과를 제시하는 대표적인 연구결과로는 Von Seggern 등에 의해 제안된 PSLC (Photo-Stimulable Luminescence Complex) 모델이 있다<sup>13)</sup>. 이 모델에서는 X-선 조사후 발생하는 F 중심이  $\text{Eu}^{3+}$  주변과  $\text{Eu}^{2+}$  이온과 정공의 complex 주변에 생성되어 있다고 해석하고 있다. 따라서, 전자들은 F 중심의 광학적 여기 tunneling에 의해 RES(Relaxed Excited State)로부터 재결합 중심으로 이동하는 것으로 간주한다.

일반적으로 F-band로의 여기 이후에는 여기된 전자들은 F 중심의

준 여기상태(RES)로 회복되는 것으로 알려지고 있다. 따라서, RES 상태의 전자를 전도대로 탈출시키기 위해서는 일정한 thermal 에너지가 필요하게 된다. 최근, Hangleiter 등의 연구자들은 X-선 조사후 온도에 따른 PSL의 효율을 상온까지 측정하였으며 BaFBr:Eu<sup>2+</sup>의 결정을 냉각시키는 동안 상당한 정도의 효율감소가 있음을 발견하였다<sup>11)</sup>. 이들은 이와 같은 저온에서의 광 여기 중심들의 현상을 Eu<sup>2+</sup>-정공과 F의 약한 결합에 의한 복합 결합체에 의한 것으로 해석하였다. 이 해석에 의하면 F 중심으로의 여기에 의해 전자-정공 중심의 즉각적인 재결합이 발생하며 Eu<sup>2+</sup> 이온으로의 에너지 전달이 이루어진다. 또한, 고온에서의 PSL에 대한 추가적인 결합 중심들은 Eu<sup>2+</sup>-정공 pair와 중간거리 에 존재하는 F 중심들로 간주하며 광 여기에 의해 전도대를 통해 재결합하는 것으로 해석하고 있다. 이와 같이, 액체헬륨 정도의 낮은 온도(~10K)에서는 thermal 에너지가 배제되어 있으므로 tunneling process에 의해서만 실험결과의 해석이 가능해진다. 그러나, tunneling의 개념은 전자 포획과 재결합 중심 사이의 공간적인 연관성을 필요로 하므로, Von Seggern 등은 이의 해석으로 위해 PSLC (Photostimulable Luminescence Complex)의 개념을 도입하였다<sup>14)</sup>.

그림 2-3에서 도시된 바와 같이 PSLC 모델에 의한 형광발생 해석에서, Eu<sup>3+</sup> 이온들이 재결합 중심으로 작용하는 경우에는 tunneling 현상에 의해 Eu<sup>2+</sup> 이온이 더 높은 상태로 여기되게 되며, Eu<sup>2+</sup>-정공 complex의 경우에는 전자-정공 중심(trapped exciton)이 형성되어 에너지를 Eu<sup>2+</sup>에 전달함으로써 여기된 Eu<sup>2+</sup> 이온이 형성된다. 두 경우 모두 Eu<sup>2+</sup> 이온의 radiative deexcitation 과정에 의해 PSL이 발생하며, 상술한 바와 같이 이 모델은 PSL 잔류시간의 온도의존성에 대한 실험결과(그림 2-4 참조)에 근거한 것으로서 bimolecular recombination 모델의 band transport의 개념으로는 해석이 불가능한 것이다.

## 2. BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 발광 모델 해석

이상에서 기술한 바와 같이 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 광학적 특성과 동적 발광 모델에 관한 연구가 현재까지도 광범위하게 진행 중에 있으나 명확한 해석 방법론은 설정되어 있지 않은 상태이다. 또한, 이 소자의 광학적인 특성 규명을 위한 여기 상태 에너지 준위와 de-excitation process에 대한 해석 방법들도 많은 혼돈의 소지를 가지고 있으며 Takahashi와 Von Seggern의 PSL kinetic process 모델들은 그 타당성에 대해 수년에 걸쳐 논란의 대상이 되어 오고 있다<sup>15)16)</sup>. 따라서, 본 연구에서는 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 발광 메커니즘의 해석을 위해 상기에 기술한 bimolecular 모델 및 PSLC 모델의 타당성 여부를 평가하고자 하였다.

전술한 바와 같이 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자를 사용하는 IP의 반응도는, 조사되는 X-ray 강도에 비례하며 이러한 특성은 ~10<sup>5</sup> 정도까지의 넓은 조사영역에서 성립한다. Von Seggern 등이 PSLC 모델을 제시하게 된 이유는 X-ray 선량에 따른 PSL의 강도 변화가 실험적으로는 직선의 선형성을 나타내는 반면, Takahashi의 bimolecular kinetics에 의한 해석에서는 이차곡선의 형태를 나타낸다는 것이다. 따라서, X-ray 선량에 따른 PSL 강도의 변화를 X-ray 조사단계와 조사후 광학적 여기단계로 나누어 해석하였다.

#### 가. X-ray 조사 단계

X-ray의 조사중에는 광전자효과(photo-electric effect) 또는 콤프턴 산란(compton scattering) 현상에 의해 소자 내에서는 전자가 생성되며, 이에 따라 전자/정공의 이온쌍이 발생한다. 정공은 전자포획시간에 비해 매우 짧은 시간 내에 2가의 Eu와 재결합하여 Eu<sup>3+</sup>를 형성하는 것으로 추측되고 있으며 전자는 F<sup>+</sup> 중심에 포획되어 F 중심을 형성하거나 Eu<sup>3+</sup> 와 재결합하면서 연속형광을 발생한다. 이와 같은 현상에서, 전자는 전도대(conduction band)에서는 매우 자유롭게 이동하므로

재결합율  $r$ 은 자유전자의 수  $n$ 과  $\text{Eu}^{3+}$  이온의 수  $m$ 에 비례한다고 볼 수 있으며 다음 식과 같이 표현될 수 있다.

$$r = \alpha \cdot n \cdot m \quad (2-1)$$

식 (2-1)에서  $\alpha$ 는 방사전환(radiative transition)과 비방사전환(non-radiative transition)에 대한 재결합 계수이다. 그림 2-1에서 보는 바와 같이 전도대에서 전자의 평형방정식은 다음과 같이 설정할 수 있다.

$$\frac{dn}{dt} = g - r - \frac{n}{\tau_{F^+}} \quad (2-2)$$

여기서,  $g$ 는 carrier 생성율,  $r$ 은 재결합율,  $\tau_{F^+}$ 는  $F^+$  중심으로의 포획 시간이며, 생성율  $g$ 는 흡수된 X-ray의 선량을  $dD/dt$ 에 비례한다. 또한, X-ray 조사중에 발생된  $F$  중심의 수에 대한 평형방정식은 다음과 같이 설정된다.

$$\frac{dn_F}{dt} = \frac{n}{\tau_{F^+}} \quad (2-3)$$

이와 같이, 평형방정식의 설정에 있어서 X-ray의 조사중에 자연광에 의한 광학적 이탈(optical detrapping)의 효과는 무시하며,  $F$  중심에서의 열적 이탈(thermal detrapping)의 효과도 고려하지 않는다.

$\text{Eu}^{3+}$ 에서 이탈된 전자는 자유전자로 되거나  $F^+$  중심에 포획되므로 활성 재결합중심인  $\text{Eu}^{3+}$ 의 수  $m$ 은 다음과 같이 전자와 정공의 수로

표시될 수 있다.

$$m = n + n_F \quad (2-4)$$

이상과 같은 전자 평형방정식을 수치 해석적으로 풀면, X-ray 조사에 의해 발생된 F중심의 수 즉, 저장된 화상정보의 시간적 변화를 분석할 수 있으며 그 결과는 그림 2-5에 제시된 바와 같다. 계산 결과에서 보는 바와 같이 조사시간의 증가에 따라 F중심의 증가를 관찰할 수 있다. 조사 초기와 관찰되는 약간의 비 선형성은 사용된 시정수의 변동에 기인하는 것으로 판단되며, 일반적인 X-ray 조사시간이  $10^3 \text{ sec} \sim \text{sec}$  단위이므로 이러한 비 선형성은 무시할 수 있을 것으로 판단된다.

일반적으로 X-ray 조사 상태가 종료된 후에는, 자연광이 없는 상태에서 판독이 이루어진다고 가정하므로 다음과 같은 초기 조건이 도출된다.

$$n = 0, \quad n_F = n_{F_0} = \gamma D, \quad m = n_{F_0} \quad (2-5)$$

식 (2-5)에서  $n_{F_0}$ 는 조사가 종료되는 시점에서 모든 변화가 소멸된 후에 점유된  $F^+$  중심의 수이며,  $\gamma$ 는 비례 인자이다.

#### 나. 광학적 여기 단계

조사된 X-ray 정보를 획득하기 위해 스크린의 소자는 일정한 파장과 강도를 가진 레이저로 판독되게 된다. 조사된 레이저의 일부분은 X-ray 조사에 의해  $F^+$  중심에 포획된 전자에 의해 생성된 F 중심에 흡수된다. 이러한 흡수는 광학적 여기 단면적  $\sigma_0$ 로 나타내며 전자는

자유롭게 이동할 수 있는 전도대로 여기되어 다른  $F^+$  중심에 포획되거나  $Eu^{3+}$ 와 재결합한다. 이때  $Eu^{3+}$ 로의 포획단계에서 형광이 발생하며 이를 광유발형광(photo-stimulable luminescence)이라고 한다. 이러한 band model에서 전도대의 전자는 모든 가능한 재결합 중심( $Eu^{3+}$ )과 반응할 수 있으므로 재결합을 r은 2분자 특성(bimolecular kinetics)을 나타낸다.

광학적 판독과 광유발형광을 모사하기 위해서는 식(2-2)와 식(2-3)을 광학적 여기상태를 포함하도록 보완하여야 하며, 식(2-2)는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{dn}{dt} = -\alpha n(n + n_F) - \frac{n}{\tau_{F^+}} + \sigma_0 I n_F \quad (2-6)$$

식 (2-6)에서 광학적 여기 상태에서는 X-ray 조사가 이루어지지 않으므로 생성율 g 는 제외되었으며, 광학적 이탈을  $\sigma_0 I n_F$ 를 추가하였다. 또한, 식 (2-3)은 다음과 같이 표현된다.

$$\frac{dn_F}{dt} = \frac{n}{\tau_{F^+}} - \sigma_0 I n_F \quad (2-7)$$

식 (2-7)에서 계측 가능한 량은 재결합율 r이며 광여기 단계에서 발생하는 형광강도에 비례한다.

이상과 같이 설정된 평형방정식은 Takahashi 등에 의해 제안된 bimolecular 모델을 바탕으로 설정되었으며, X-ray 여기에 의한 순간 재결합 및 전자의 재포획 현상에 대해 고려할 수 있도록 보완하였다. Takahashi 등은 X-ray 양자가 2개의 Eu를 직접적으로 이온화시킨다고 가정하였으나, dopant Eu의 농도가 Ba, F, Br에 비해 상대적으로 낮으

므로 본 연구에서는 band gap에서의 전자/정공 생성 개념이 전하 전달을 기술하는데 더욱 적절한 것으로 판단하였다.

#### 다. X-ray 조사 선량에 따른 형광 모델의 수치해석

기존의 모델에 대한 타당성 판단을 위해, 각각의 모델에서의 X-선 조사 상태 및 조사후 광학적 여기 상태에 대한 transient charge carrier의 거동을 분석하고자 하였다. 이를 위해 상기에 설정된 각 단계에서의 수치해석 모델 중에서 논란의 근거가 되고 있는 조사후 광학적 여기 단계에 대해 그림 2-6 과 같은 단순화된 band 모델을 설정하였으며, bimolecular-type의 형광발생 거동에 대해 해석하였다.

그림 2-6의 band level diagram에 따라 식 (2-6) 및 식 (2-7)을 다시 정리하면 다음과 같다.

$$\frac{dx}{dt} = -ax(x+y) - \frac{x}{b} + cy \quad (2-8)$$

$$\frac{dy}{dt} = \frac{x}{b} - cy \quad (2-9)$$

- 여기서, x : 전도대에 있는 전자의 수  
 y : 포획되어 F 중심을 형성하는 전자의 수  
 a : 재결합 계수  
 b : F<sup>+</sup> 중심에 재결합하는 전자의 재결합 시간  
 c : F 중심으로부터의 이탈율

본 연구에서는 이상의 두 단계를 반복하여 수치 해석적으로 순환 계산하였으며, 각 인자를 변화시키면서 그 결과를 분석하였다. 또한, 계산결과의 비교를 위해 ax(x+y)의 값을 적분하여 PSL 강도를 계산하

였다.

그림 2-7 및 그림 2-8에서 X-ray의 조사강도에 따라 비례하는 F 중심의 수  $y$ 와 PSL 강도  $I$ 의 관계를 계산한 결과를 도시하였다. 그림 2-7에서는 변수  $b$ 를 변화시키면서 계산한 결과이며, 그림 2-8에서는 변수  $c$ 를 변화시켰다. 그림 2-7에서 보는 바와 같이  $b$  인자 즉, F+ 중심으로의 재결합시간이 길어지게 되면 PSL 강도가 X-ray 조사 강도에 1차적으로 비례함을 알 수 있다. 반면, 재결합시간  $b$ 가 짧아지면 F 중심 즉, 조사 강도가 작아짐에 따라 2차적인 선형성을 나타내었다. 조사 선량에 대해 선형성을 가지는  $b$  인자는 F 중심을 형성하는 전자의 재결합율이 낮아짐을 의미하며 여기된 전자가 정공중심과 재결합할 확률이 높아지게 된다. 즉, 이러한 상태에서는 판독 과정이 효율적으로 진행된다. 또한, 그림 2-8에서 보는 바와 같이  $c$  값이 큰 경우 즉, 여기 레이저의 강도가 큰 경우에는 F 중심이 매우 적은 경우를 제외하고는 모든 구간에서 1차 선형적인 PSL 강도를 나타낸다.  $c$  값을 감소시키면 반응도의 기울기는 급해지며  $c$  값이 매우 작아지면 PSL의 반응은 2차 곡선의 형태를 가진다.  $c$  인자 값은 F 중심으로부터의 이탈율을 나타내며 실질적으로는 여기 레이저광의 출력을 나타낸다. 고출력의 레이저를 사용하면 F 중심에 저장된 전자가 효율적으로 판독되며 X-ray 선량에 대해 선형성을 가진다.

이상과 같은 수치해석 결과를 종합해 보면, 두 모델 모두 지금까지 보고된 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 소자의 모든 형광발생 특성을 명확히 해석할 수는 없는 것으로 평가되었다.(그림 2-9 참조) PSL을 이용한 실질적인 방사선형광분석기법(radio-luminography) 분야에서는 bimolecular kinetics를 적용하여 해석하는 것이 타당하다고 판단되었으며, 적용되는 재결합 시간에 따라 PSLC 모델에서의 논란 소지를 해소할 수 있는 것으로 분석되었다. 따라서, 본 연구에서는 Takahashi의 bimolecular 모델이 PSLC 모델에 비해 더욱 보편·타당한 것으로 평가하였으며, mono-molecular kinetics와 bimolecular kinetics의 실제적인 적용성 여

부는 각 연구자가 실험에 사용한 소자에 dopping된 이온(Br, F)의 비율에 따라 해석 모델을 적절히 적용해야 할 것으로 분석되었다.

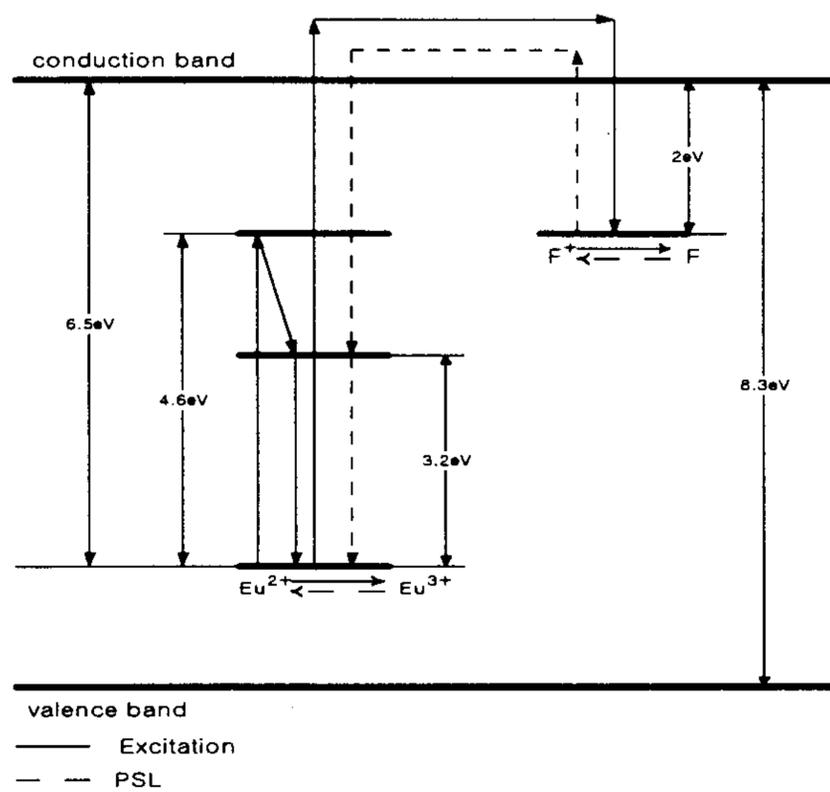


그림 2-1. Energy term scheme of the bimolecular recombination model of BaFBr:Eu<sup>2+</sup>.

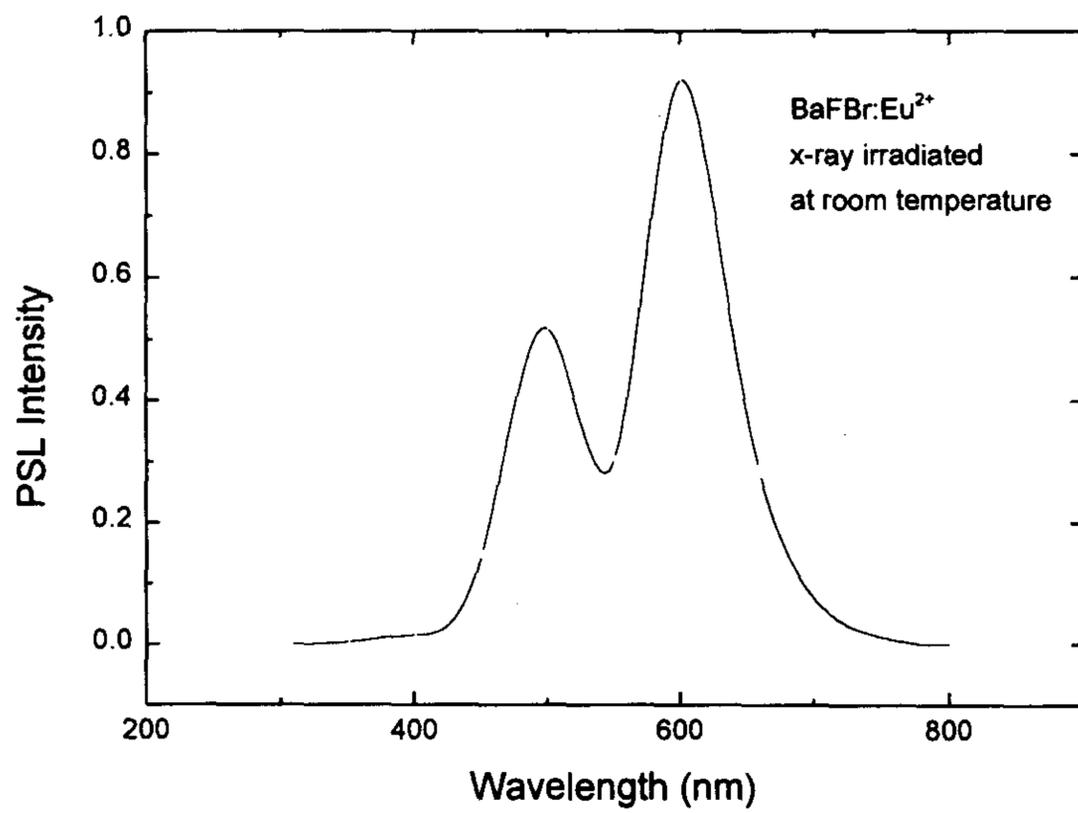


그림 2-2. PSL stimulation spectrum of a BaFBr:Eu<sup>2+</sup> single crystal.

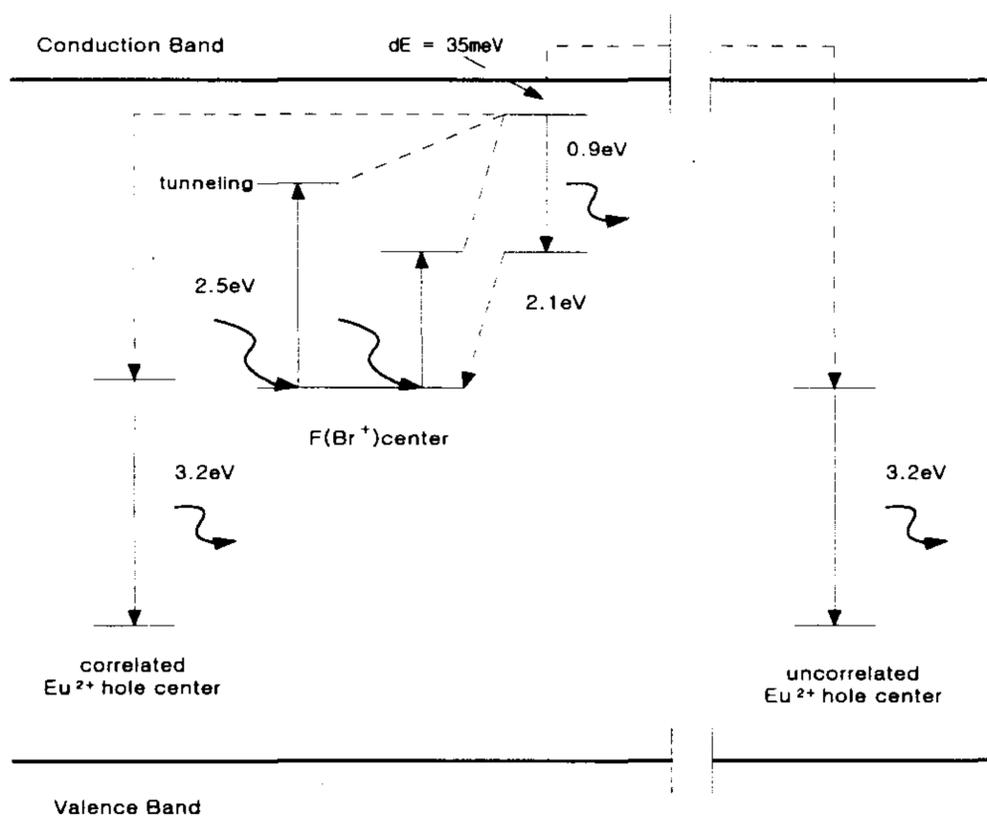


그림 2-3. Band model of PSL process suggested by Von Seggern et al.

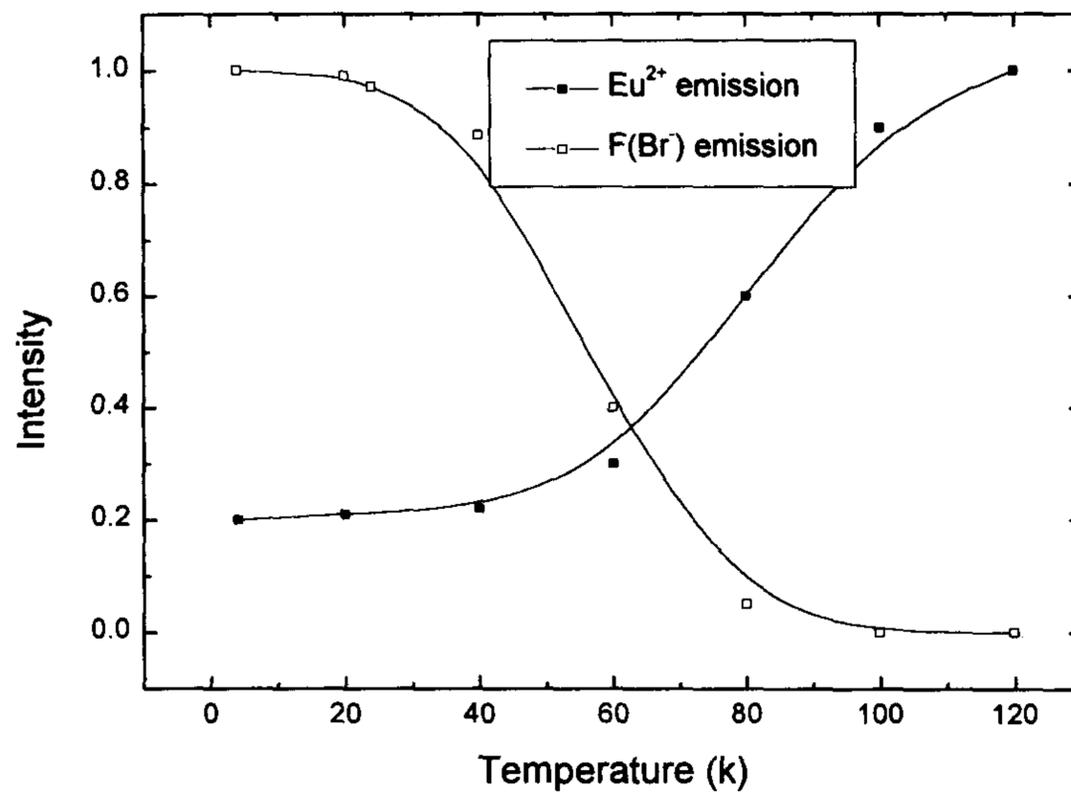


그림 2-4. Comparison of the temperature dependences of the IR emission.

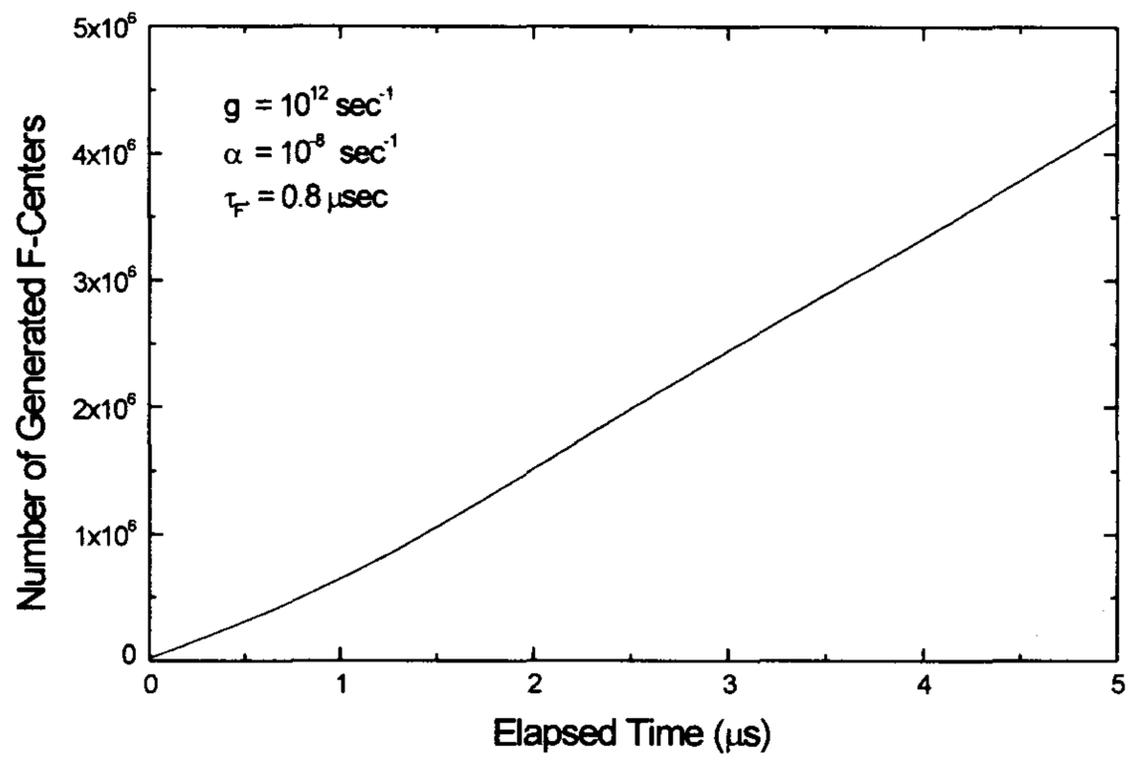


그림 2-5. Temporal buildup of the number of F recombination center pairs after the onset of x-ray irradiation.

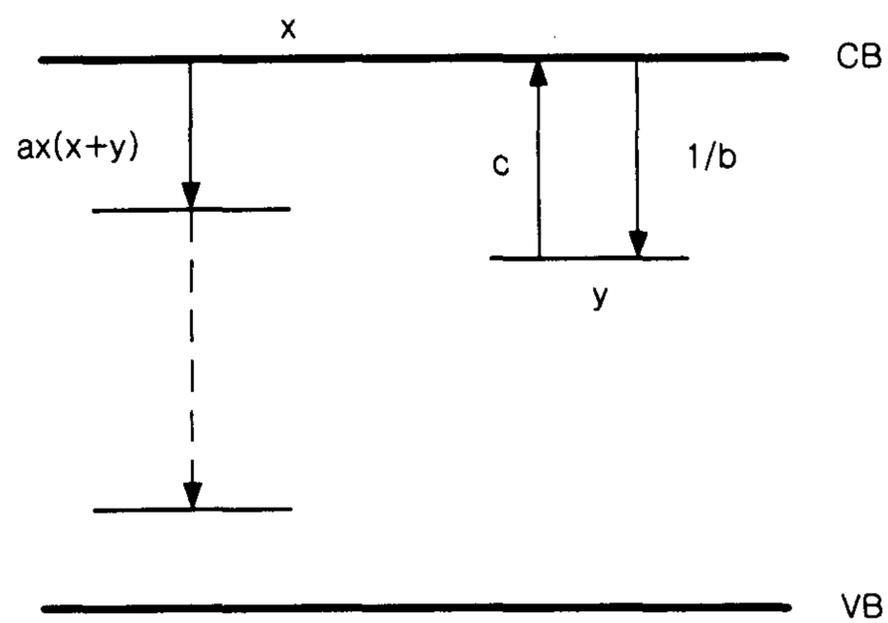


그림 2-6. The energy level diagram of BaFBr:Eu<sup>2+</sup> on which rate equations are based.

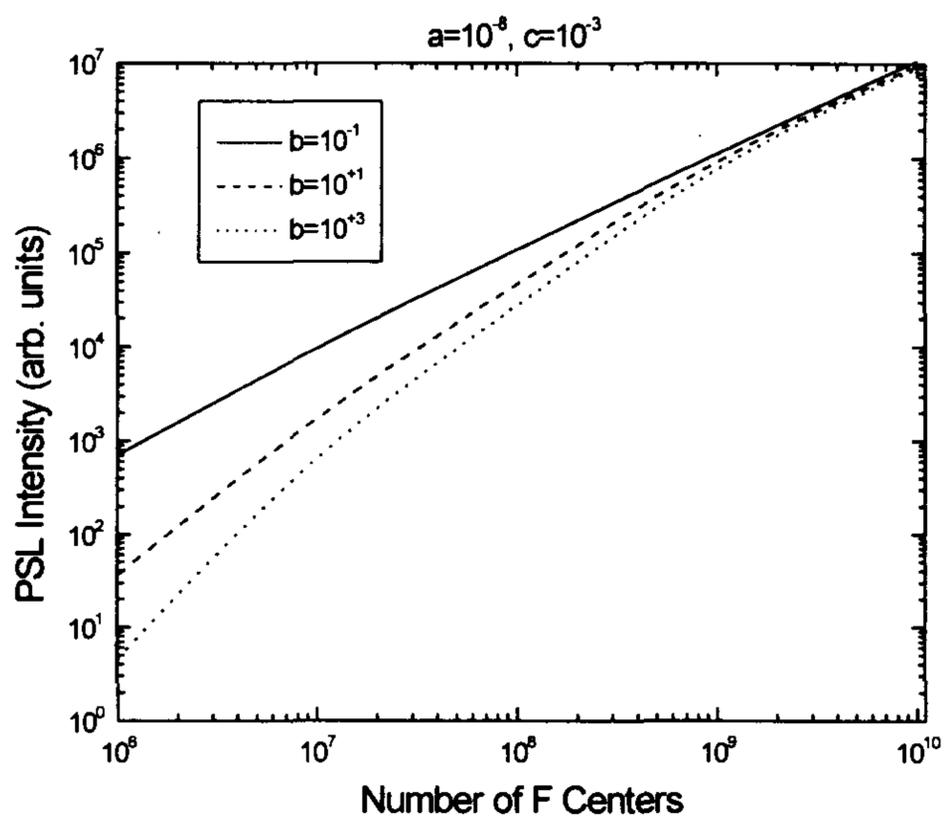


그림 2-7. Results of numerical calculations of the dependence of PSL intensity I on the number of F centers.

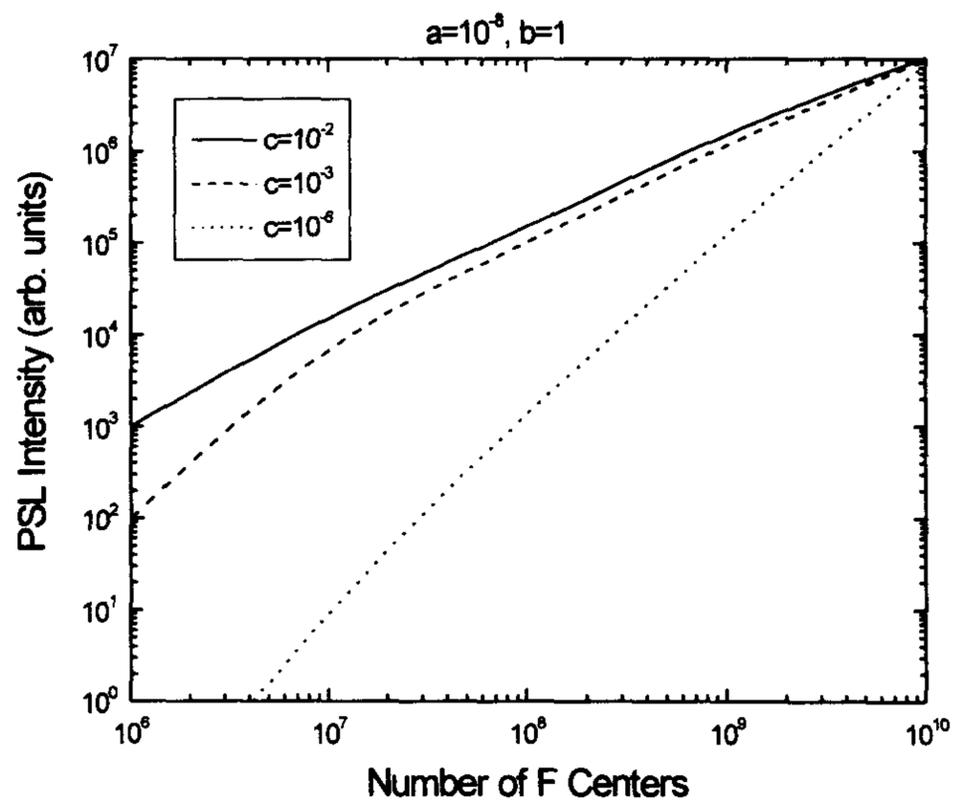


그림 2-8. Results of numerical calculations of the dependence of PSL intensity I on the number of F centers.

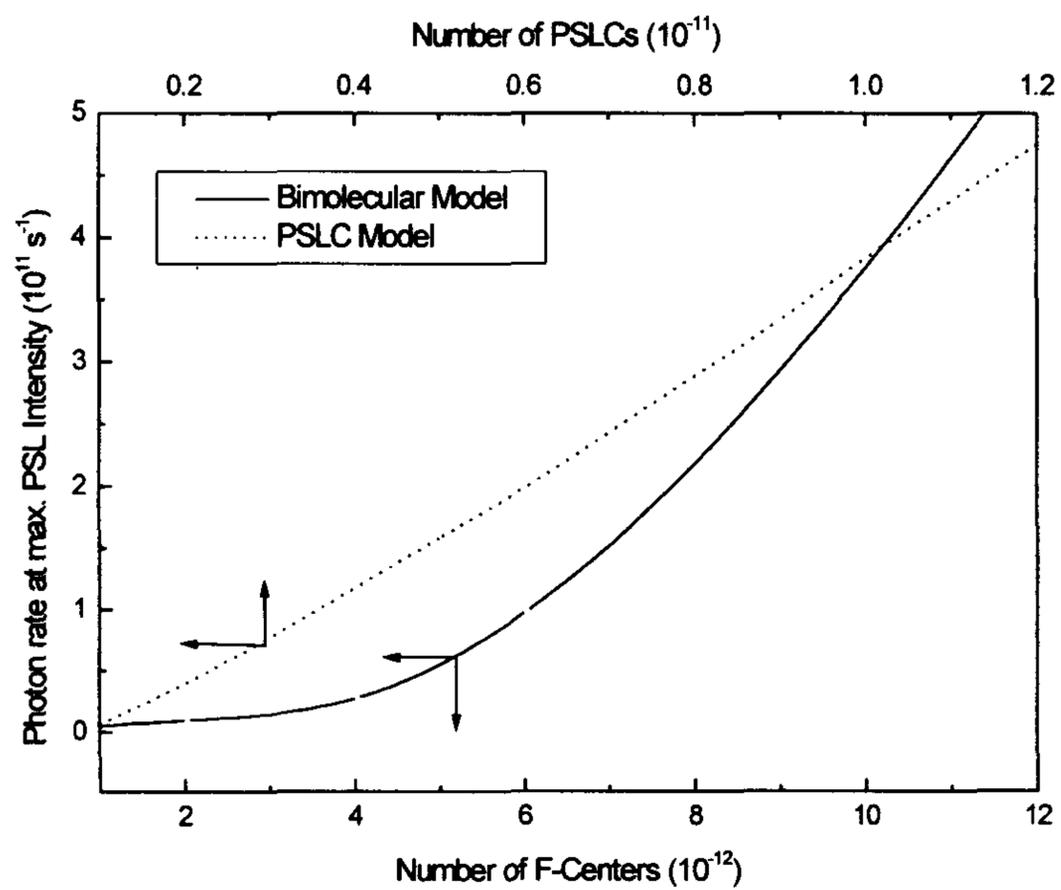


그림 2-9. Comparison of PSLC and bimolecular recombination model for optical stimulation.

### 제 3 절 박막 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 필름에서의 광전달 메커니즘

전술한 바와 같이 복합결정체를 이용한 저장 필름은 X-선 라디오그래피 분야에서 다양한 용도로 적용되고 있다. 이러한 필름의 성능을 결정하는 인자인 민감도와 공간해상도는 적용 분야에 따라 상이한 요구조건을 필요로 하게 되며, 이는 필름 내에서의 광전달 특성과 관련된다. 광전달은 소자의 결정 크기에 따른 충돌거리, 결합체의 선정에 따른 흡수 및 필름 두께에 따른 기하학적 경계조건 등의 광학적 특성에 의해 지배된다.

본 연구에서는 화상 판독 시스템에서 화질의 성능 인자로 분석된 화상 플레이트의 공간 해상도 및 민감도에 영향을 미치는 단계들에 대한 해석 방법론을 제시하고자 하였다. 이를 위해 각 단계에서의 광전달 모델을 설정하였으며 수치 해석적인 방법에 의해 공간 해상도 및 민감도에 대한 영향을 평가하였다.

#### 1. 흡수 및 충돌 매질에서의 광 확산(Light Diffusion)

일반적으로 화상 시스템의 판독원리에 의해 화상 플레이트의 공간 해상도 및 민감도에 영향을 미치는 단계들은 다음과 같다.

##### 가. 화상 플레이트 내부에서의 레이저의 충돌

이 현상은 필름의 두께와 레이저빔의 광학적 초점 문제로 인해 발생하며 이상적으로 여기되는 부피에 비해 판독되는 부피는 상대적으로 증대된다. 저장 필름에서 형광체와 결합체 물질의 굴절률이 일치되지 않는 결정 주변에서 주로 발생되며 충돌 가능성은 저장 형광체의 결정 크기에 의존한다. 따라서, 이 현상에 의해 공간 해상도가 상당히 감소할 수 있으며 민감도에도 중요한 역할을 한다.

#### 나. PSL(Photo-Stimulable Luminescence)의 소자내 충돌

이 현상은 여기되는 기하학적 깊이에 따라 화상 플레이트의 표면으로 방출될 수 있는 PSL의 발생 효율에 영향을 주게 된다. 충돌이 증가하는 PSL의 경우에는 광자의 이동 경로 상에서 확산거리가 증가하며 화상 플레이트 내부에서의 흡수가 발생할 가능성이 높아지게 된다. 또한, 실질적인 형광발생지점과 방출 표면 사이의 거리에 따라 확산 경로가 길어지게 되므로 PSL이 측정될 수 있는 평균 깊이는 감소한다.

#### 다. 화상 플레이트 내에서의 레이저의 흡수

이와 같은 흡수 현상의 발생으로 인해 민감도는 감소하게 되지만, 넓게 분산되면서 다중 충돌하는 판독광의 일부가 감쇄 됨으로 인해 공간 해상도는 증가하게 된다.

#### 라. PSL의 소자내 흡수

이러한 흡수 현상은 화상 플레이트의 민감도를 감소시키며 가능한 완전히 배제할 수 있는 판독조건을 설정하여야 한다.

이상과 같이 화상 플레이트 시스템의 성능에 영향을 주는 결정 인자는 필름의 두께, 입자의 크기, 여기 레이저 및 발생 형광의 흡수 등의 많은 부분이 관련되어 있다. 현재까지 화상 플레이트 시스템의 화질 개선을 위해 상이한 몇 가지의 접근 방법론들이 제안되었으며 광 충돌 및 흡수에 의한 복합적인 광 분산의 문제를 해석하기 위해 적용되어 왔다<sup>17)18)19)</sup>. 본 연구에서는 이와 같은 형광체에서의 광전달 해석에 대한 기존의 방법론들에 대한 분석을 통해 박막 RPL 필름에서의 광전달 해석에 적합한 물리적 모델을 설정하였다.

결정형의 매질에서 발생하는 광의 충돌현상은 확산 개념으로 단순화시킬 수 있으며, xyz 방향으로 임의의 충돌거리  $l$ 을 이동한 후 광충돌이 발생한다고 가정한다. 따라서, 광은 6개의 모든 공간 방향에 대해

동일하게 굴절된다고 가정할 수 있으며 모든 방향에 대해 동일한 충돌 확률을 가지게 되는 다중 충돌인 경우만을 고려한다. 또한, 광자의 흡수는, 거리  $l$ 을 이동한 후  $\exp(-\alpha l) \equiv 1 - \alpha l$ 의 광자가 다시 충돌한다고 가정하고  $\alpha$ 는 흡수계수로 설정함으로써 광흡수의 개념을 설정할 수 있다.

본 연구에서는  $\alpha$ 를 충돌계수에 비해 매우 작은 값으로 가정하고  $\alpha l = a$ 를 상대흡수계수로 설정하였다. 따라서, 화상 플레이트 내에서의 단위 시간당 단위면적에서의 광선속(flux)은 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$j(r, t) = -\frac{1}{6} lc(1-a) \nabla n(r, t) = -D \nabla n(r, t) \quad (3-1)$$

여기서,  $D : (1/6)lc(1-a)$   
 $c : \text{광속 } (3.1 \times 10^8 \text{ m/sec})$   
 $n(r, t) : \text{광자 밀도}$

또한, 시간에 따른 광자 밀도의 변화율은 다음과 같은 확산방정식으로 표현될 수 있다.

$$\begin{aligned} \frac{\partial n(r, t)}{\partial t} &= S(r, t) - \nabla \cdot j - \frac{ac}{l} n(r, t) \\ &= S(r, t) - D[\nabla^2 n(r, t)] - \frac{ac}{l} n(r, t) \end{aligned} \quad (3-2)$$

여기서,  $S(r, t) : \text{광자 생성율 } [m^{-3}, sec^{-1}]$   
 $\nabla \cdot j : \text{확산에 의한 광자 누출}$

$\frac{ac}{l}[n(r, t)]$  : 매질에서의 광 흡수

일반적인 경우, 레이저의 판독속도는 광속에 비해 매우 작으므로 광자 생성율은 정상상태(steady state)로서 시간에 의존하지 않는 것으로 생각할 수 있다. 따라서, 식 (3-2)는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$S(r) + D[\nabla^2 n(r, t)] - \frac{ac}{l} n(r) = 0 \quad (3-3)$$

또한, 레이저빔이 화상 플레이트의 표면으로 수직으로 입사하는 경우에는 원통좌표계를 적용할 수 있으며 그림 3-1에서는 본 연구에서 적용된 원통좌표  $r, z$ 를 도시하였다. 또한, 좌표변환에 의해 식 (3-3)은 다음과 같이 표현된다.

$$S(r, t) + D \left[ \frac{\partial^2 n(r, z)}{\partial z^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial n(r, z)}{\partial r} + \frac{\partial^2 n(r, z)}{\partial r^2} \right] - \frac{ac}{l} n(r, z) = 0 \quad (3-4)$$

식 (3-4)는 층돌 매질의 일정 부피 내에서의 거동해석에 적용될 수 있으며 화상 플레이트의 전면과 후면에서는 다음과 같은 사항을 고려해야 한다.

- (1) 플레이트 내부에서 표면으로의 광 흐름
- (2) 표면 밖으로 방출되는 광 흐름

부피내부에서 표면으로 이동하는 선속(flux)은 다음과 같이 주어진다.

$$j_{Vol \rightarrow Surf}(r, t) = -D \frac{\partial n(r, z, t)}{\partial z} \quad (3-5)$$

또한, 표면 밖으로 방출되는 net 광자 선속은 다음과 같이 기술될 수 있다.

$$j_{Surf}(r, t) = \mp \frac{1}{6} c(1-a)n(r, t) = \mp \frac{D}{l} n(r, t) \quad (3-6)$$

식 (3-6)에서 (-)부호는 전면을 나타내고 (+)부호는 후면을 나타낸다. 따라서, 전·후면에서의 광 밀도의 시간 변화율은 다음과 같이 설정될 수 있다.

$$\begin{aligned} \frac{\partial n(r, z, t)}{\partial t} = & S(r, z, t) + D \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial n(r, z)}{\partial r} + \frac{\partial^2 n(r, z)}{\partial r^2} \right] \\ & + \frac{D}{l} \frac{\partial n(r, z, t)}{\partial z} \pm \frac{D}{l^2} n(r, z, t) - \frac{ac}{l} n(r, z, t) \end{aligned} \quad (3-7)$$

- 여기서, S : 광자 생성율  
D : 확산계수  
l : 매질 내 광자 이동 거리  
a : 상대 흡수 계수  
c : 광속

또한, 식 (3-7)은 정상상태의 경우에는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$S(r, z) + D \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial n(r, z)}{\partial r} + \frac{\partial^2 n(r, z)}{\partial r^2} \right] + \frac{D}{l} \frac{\partial n(r, z, t)}{\partial z} \pm \frac{D}{l^2} n(r, z, t) - \frac{ac}{l} n(r, z, t) = 0 \quad (3-8)$$

## 2. 수치해석 기법에 의한 광 확산 해석

식(3-4) 및 식(3-8)에서 보는 바와 같이, 본 연구에서 제시한 광전달 모델은 광자들의 확산을 수치 해석적으로 해석하기 위한 것으로서, 레이저 주사에 의한 형광의 생성 항과 소자내에서의 광자 흡수에 대한 소멸 항을 포함하고 있다. 따라서, 본 연구에서는 화상 플레이트에서의 여기 레이저 광자의 밀도 분포에 대한 PSL 반응을 계산하기 위해 수치 해석적 방법론을 도출하였다.

### 가. 레이저광 및 형광 해석

본 연구에서의 수치해석 방법은 유한차분법(Finite Difference Method)을 사용하였으며, 변수  $r$ 과  $z$ 에 대해  $h$ 의 격자를 설정하고 생성을  $S(r, z)$ 로부터 광 밀도  $n(r, z)$ 를 반복적으로 계산하였다. FDM에서  $n$ 의 미분과 Laplacian은 다음과 같이 근사시킬 수 있다.

$$\frac{\partial^2 n(ih, jh)}{\partial z^2} = \frac{n_{i,j+1} + n_{i,j-1} - 2n_{i,j}}{h^2} \quad (3-9)$$

$$\begin{aligned} \frac{1}{r} \frac{\partial n(ih, jh)}{\partial r} + \frac{\partial^2 n(ih, jh)}{\partial r^2} &= \frac{n_{i+1,j} - n_{i-1,j}}{2hr_i} + \frac{n_{i+1,j} + n_{i-1,j} - 2n_{i,j}}{h^2} \\ &= \frac{1}{h^2 r_i} (r_{i+1/2} n_{i+1,j} + r_{i-1/2} n_{i-1,j} - 2r_i n_{i,j}) \end{aligned} \quad (3-10)$$

여기서,  $r_i = ih$ ,  $z_j = jh$ ,  $n_{i,j} = n(ih, jh)$ 이다. 따라서, 충돌 매질 및 표면에

서의 광 밀도는 다음과 같이 표현된다.

$$n_{i,j} = \frac{h^2 r_i S_{i,j} + D r_i (n_{i,j+1} + n_{i,j-1}) + D (r_{i+1/2} n_{i+1,j} + r_{i-1/2} n_{i-1,j})}{\left(\frac{h^2 a c}{l} + 4D\right) r_i} \quad (3-11)$$

$$n_{i,j} = \frac{h^2 r_i S_{i,j} + D \frac{h}{l} r_i n_{i,j \pm 1} + D (r_{i+1/2} n_{i+1,j} + r_{i-1/2} n_{i-1,j})}{\left[\frac{h^2 (1-a)c}{6l} + \frac{h^2 a c}{l} + 2D + D \frac{h}{l}\right] r_i} \quad (3-12)$$

여기서,  $S_{ij} = S(ih, jh)$  이며 (+) 및 (-)부호는 화상 플레이트의 전면과 후면의 계산에 적용된다.

화상 플레이트의 판독에서 레이저빔은 플레이트의 전면으로 입사되며, 주사되는 광선속  $\Phi(r)$ 에 의한 매질 전면에서의 광자 생성율은 다음과 같이 표현된다.

$$S_{i,1/2} = \frac{\Phi(r_i)}{h} \quad (3-13)$$

따라서,  $j > 1/2$ 인 경우에는 매질 내에서 광원이 존재하지 않으므로 광 생성율  $S_{ij}$ 는 0 이다. Gaussian profile과  $\sigma$ 의 variance를 가지는 출력  $I_0$ 인 레이저빔을 가정하고 광 선속을 격자에 대해 평균하면 다음 식과 같이 레이저의 선원향을 정의할 수 있다.

$$S_{i,1/2} = \frac{I_0 \left\{ \exp\left[-\frac{(i-1)^2 h^2}{2\sigma^2}\right] - \exp\left[-\frac{i^2 h^2}{2\sigma^2}\right] \right\}}{h_p \nu h^3 \pi (2i-1)} \quad (3-14)$$

여기서,  $h_p \nu$ 는 레이저광의 에너지이다. 식 (3-11)과 식 (3-12)에서

격자 구간  $h$ 의 크기는 광의 충돌거리 보다 크거나 같아야 하므로 필름의 두께  $d$ 는  $h$ 의 배수로 결정하였다. 또한,  $r=0$ 인 경우에 대한 경계 조건이 필요하지 않으며  $I=1/2$ 에서  $n_{1/2j}$ 의 값은 계산의 결과에 영향을 주지 않으므로 0으로 설정하였다.

#### 나. 필름의 PSL 반응 해석

전술한 바와 같이 화상 플레이트 표면과 내부에서 광 밀도를 계산하게 되면 x-방향으로의 line-scan에 의해 플레이트의 전면과 후면에서 방출되는 PSL의 방출율을 계산할 수 있게 된다. 이러한 계산을 위해서는 필름 내부에서 생성된 광자의 표면 방출 확률을 이용하여야 하며 확산방정식에 의해 도출 가능하다. 본 연구에서는 필름의 중간 깊이  $z_0$ 에 x-y 평면의 광원이 있는 것으로 가정하였으며 광 방출 확률은  $z_0$ 의 함수로 나타내어진다. 또한, 이 경우에는 plane에서 나오는 광 밀도가  $z$ 의 함수로만 정의되므로 식 (3-4)는 다음과 같이 단순화될 수 있다.

$$\frac{\partial^2 n(z)}{\partial z^2} = \frac{ac}{Dl} n(z) \quad (3-15)$$

식 (3-15)를 해석적으로 풀면 필름의 두께  $d$ 에서의 일반 해를 구할 수 있으며 다음과 같다.

$$n_l(z) = n_{l,1} \exp\left[-\sqrt{\frac{ac}{Dl}}(z-z_0)\right] + n_{l,2} \exp\left[-\sqrt{\frac{ac}{Dl}}(z-z_0)\right] \quad 0 \leq z \leq z_0 \quad (3-16)$$

$$n_r(z) = n_{r,1} \exp\left[-\sqrt{\frac{ac}{Dl}}(z-z_0)\right] + n_{r,2} \exp\left[-\sqrt{\frac{ac}{Dl}}(z-z_0)\right] \quad z_0 \leq z \leq d \quad (3-17)$$

또한, 각각의 계수  $n_{l1}$ ,  $n_{l2}$ ,  $n_{r1}$ ,  $n_{r2}$  는 다음과 같은 경계조건들에 의해 계산될 수 있다.

$$n_l(z_0) = n_r(z_0) \quad (3-18)$$

$$\frac{S(z_0)}{D} = \frac{\partial n_l(z_0)}{\partial z} - \frac{\partial n_r(z_0)}{\partial z} \quad (3-19)$$

$$\frac{1}{6} cn_l(0) = D \frac{\partial n(0)}{\partial z} \quad (3-20)$$

$$\frac{1}{6} cn_r(d) = -D \frac{\partial n(d)}{\partial z} \quad (3-21)$$

따라서, 플레이트의 전면에서의 형광 방출확률은 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$P_f(z_0) = \frac{1}{6} c \frac{n_l(0)}{S(z_0)} = \frac{c \left\{ A_- \exp\left[-\sqrt{\frac{ac}{Dl}}(d-z_0)\right] - A_+ \exp\left[\sqrt{\frac{ac}{Dl}}(d-z_0)\right] \right\}}{6 \left\{ A_-^2 \exp\left[-\sqrt{\frac{ac}{Dl}}d\right] - A_+^2 \exp\left[\sqrt{\frac{ac}{Dl}}d\right] \right\}} \quad (3-22)$$

$$A_{\pm} = \frac{c}{6} \pm \sqrt{\frac{acD}{l}} \quad (3-23)$$

또한, 대칭성에 의해 플레이트의 후면에서의 방출확률은 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$P_b(z_0) = P_f(d - z_0) \quad (3-24)$$

일반적으로, 필름 내에서의 형광의 방출은 레이저의 강도에 의존하게 되므로 매질 내에서의 형광 방출율은 다음과 같이 기술된다.

$$\begin{aligned} \frac{dn_{em}(r)}{dt} &= n_{cntr}(r) \sigma I_{exc}(r) \\ &= n_{cntr}(r) \sigma c n_{exc}(r) \end{aligned} \quad (3-25)$$

여기서,  $n_{em}(r)$  : 방출되는 형광 밀도,  
 $n_{cntr}(r)$  : 여기 가능한 형광중심의 밀도,  
 $\sigma$  : 여기에 관련된 광학적 단면적(cross section),  
 $I_{exc}(r)$  : 여기 레이저의 강도,  
 $n_{exc}(r)$  : 여기 레이저광의 밀도이다.

따라서, 식 (3-22)를 이용하면 플레이트 표면에서의 형광 방출율은 다음의 식에 의해 계산할 수 있다.

$$\frac{dn_{surf}(r)}{dt} = \int_0^d dz P(z) \int \int_{Surf} dx dy n_{cntr}(r) \sigma c n_{exc}(r) \quad (3-26)$$

그림 3-2 및 3-3에서는 이상과 같은 방법론에 의해 계산된, 매질의 흡수계수 변화에 따른 광 밀도의 추이를 도시하였다. 계산의 단순화를 위해 레이저광의 흡수계수와 PSL의 흡수계수가 동일한 것으로 가정하였으며, 형광 소자의 의한 흡수는 거의 무시할 정도이므로 모든 흡수는 결합체에 의해 발생하는 것으로 가정하였다. 그림 3-3에서 보는 바

와 같이 흡수계수가 증가함에 따라 광자의 충돌 영역이 감소함을 알 수 있다.

형광스크린에 포함되는 소자의 크기는 필름의 준비과정에서 변화될 수 있는 중요한 인자이다. 이러한 형광 소자의 크기에 의존하는 광 충돌은 형광체와 결합체 물질의 굴절률이 일치되지 않는 결정 주변에서 주로 발생된다. 따라서, 이 현상에 의해 공간 해상도가 상당히 감소할 수 있으며 민감도에도 중요한 역할을 한다. 형광 스크린의 성능에 대한 충돌계수의 영향을 분석하기 위해 다양한 충돌계수에 의한 광 밀도 분포를 계산하였으며, 대표적인 결과를 그림 3-4에 제시하였다. 그림 3-2 및 그림 3-4를 비교해 보면, 동일 흡수계수의 조건에서 충돌계수가 감소함에 따라 스크린의 두께에 따른 광 밀도의 기울기가 증가하고 있음을 알 수 있다. 이와 같은 결과는 여기 형광의 스크린 방출 확률에서도 관찰되었으며, 그림 3-5에서 나타낸 바와 같이 충돌 거리가 감소함에 따라 방출 확률의 기울기는 급해지는 것으로 분석되었다.

#### 다. 저장형광 스크린의 성능 계산

전술한 바와 같이, 필름의 해상도를 결정하는 대표적인 기준으로 MTF(Modulation Transfer Function)을 사용한다. 일반적으로 화상 플레이트의 경우에는 플레이트 표면에 일정 간격의 line으로 구성된 시험 피사체를 X-ray로 조사시켜 그 결과에 의해 MTF를 결정하게 된다. 시험 피사체는 특정한 공간 주파수를 가지는 X-ray의 강도를 곡선파 형태로 감쇄 시키게 되며 그림 3-6에서 보는 바와 같이 레이저를 이용하여 line에 수직인 방향으로 플레이트를 판독하게 된다. 따라서, line에 의해 변조된 신호가 필름의 반응도로 나타나게 된다.

MTF는 line의 공간 주파수의 함수인 조사된 화상과 판독된 화상의 명암도(Contrast)의 비율로 정의되며, 이러한 MTF는 LSF의 정규화된 fourier 변환 값과 수학적으로 동일하다. 이러한 경우, 원본 화상에

저장된 주파수의 크기는 명암도를 나타내므로 판독된 화상의 주파수의 크기를 일정한 인자로 정규화시키면 이 값이 MTF의 직접 측정값과 동일하게 된다. 즉, 레이저의 주사 초점과 line 사이의 거리를 무한대로 가정하면 LSF는 0에 근접하므로 판독된 화상의 명암도는  $\nu=0$ 인 공간 주파수에 대해 1이 된다. 따라서, MTF와 일치시키기 위해서는 이러한 공간 주파수에 대해 계산된 fourier 변환 결과를 1로 정규화시켜야 한다.

화상 플레이트에서는 z 방향에 대한 여기 중심의 농도가 소자의 X-ray에 대한 감쇄계수  $\alpha$ 에 따라 감소하게 되며 다음 식과 같이 정의된다.

$$n_{ctr}(x, y, z) = n_{ctr}(x, y, 0) e^{-\alpha z} \quad (3-27)$$

또한, 레이저빔이 x,y 좌표계의 중심에 위치하는 것으로 가정하고 line으로부터의 거리를  $x'$ 로 설정하면, 거리  $x'$ 에서의 LSF 계산을 위한 초기 조건은 다음과 같이 설정할 수 있다.

$$n_{ctr}(x', y, 0) = n_{ctr}, \quad x = x' \quad (3-28)$$

$$n_{ctr}(x, y, 0) = 0, \quad x \neq x' \quad (3-29)$$

따라서, 무한 미소 두께  $dx'$ 를 가지는 line에 대한 LSF는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} LSF(x') &= \frac{dn_{surf}(x')}{dx' dt} \\ &= n_{ctr} \sigma c \int_0^d dz P(z) e^{-\alpha z} \int_{-\infty}^{\infty} dyn_{exc}(x', y, z) \end{aligned} \quad (3-30)$$

식 (3-30)을 이용한 LSF의 수치 해석적인 계산에서는 식 (3-4)에서 도출된 여기 레이저광 밀도  $n_{i,j}$ 를 원통좌표계에서 직각좌표계로 변환시켜 적용한다. 또한, 식 (3-30)에 의해 계산된 LSF를 FFT를 이용하여 변환시키고, 공간 주파수를  $\nu=0$ 에 대해 정규화시키면 MTF를 계산할 수 있으며 공간 해상도는 다음과 같이 계산된다.

$$R = \int_0^{\infty} MTF^2(\nu) d\nu \quad (3-31)$$

공간해상도와 함께 필름의 성능을 평가하는 중요한 인자로 간주되고 있는 민감도  $S$ 는 여기중심의 밀도  $n_{ctr}$ 와 LSF의 적분 값의 비율로 정의되며 다음의 식과 같이 계산된다.

$$S = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} LSF(x') dx'}{n_{ctr}} = \frac{\left[ \frac{dn_{Surf}}{dt} \right]}{n_{ctr}} \quad (3-32)$$

광 밀도의 계산 결과를 토대로, 각각의 상이한 화상 플레이트 영향 인자의 적용에 의한 민감도 및 공간 해상도의 수치 해석적인 평가 결과를 그림 3-7 및 3-8 에 제시하였다. 그림 3-7에서 보는 바와 같이 흡수계수가 증가함에 따라 해상도는 향상되는 반면, 감도는 감소되었다. 따라서, 흡수계수의 조절을 통해 두 종류의 성능이 동시에 향상될 수는 없는 것으로 판단되었으며, 스크린의 전면에서의 성능이 후면에서의 성능에 비해 우월한 것으로 분석되었다. 또한, 충돌계수에 의한 광 밀도의 계산 결과를 토대로 도출된 성능 인자의 변화 추이를 그림 3-8에 도시하였으며, 그림에서 보는 바와 같이 충돌거리가 증가함에 따라 판독 광의 도달거리가 증대되어 감도는 증가하는 반면 해상도는 감소하였다.

이상과 같은 계산 결과를 통해, 광 형광 필름의 화상 특성은, X-선의 투과 깊이 정도까지 필름의 두께를 증가시키면서 광 흡수를 감소시켜야만 최적화될 수 있을 것으로 분석되었다. 또한, 소자에서의 광 충돌거리를 적절히 조절함으로써 각 적용분야에 적합한 최적의 해상도를 획득할 수 있을 것으로 판단되었다.

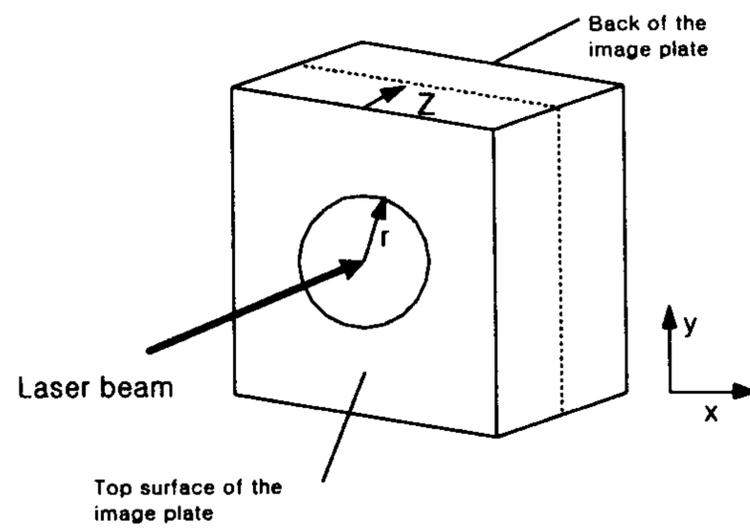


그림 3-1. Diagram of the coordinate system used for calculating laser beam light scattering.

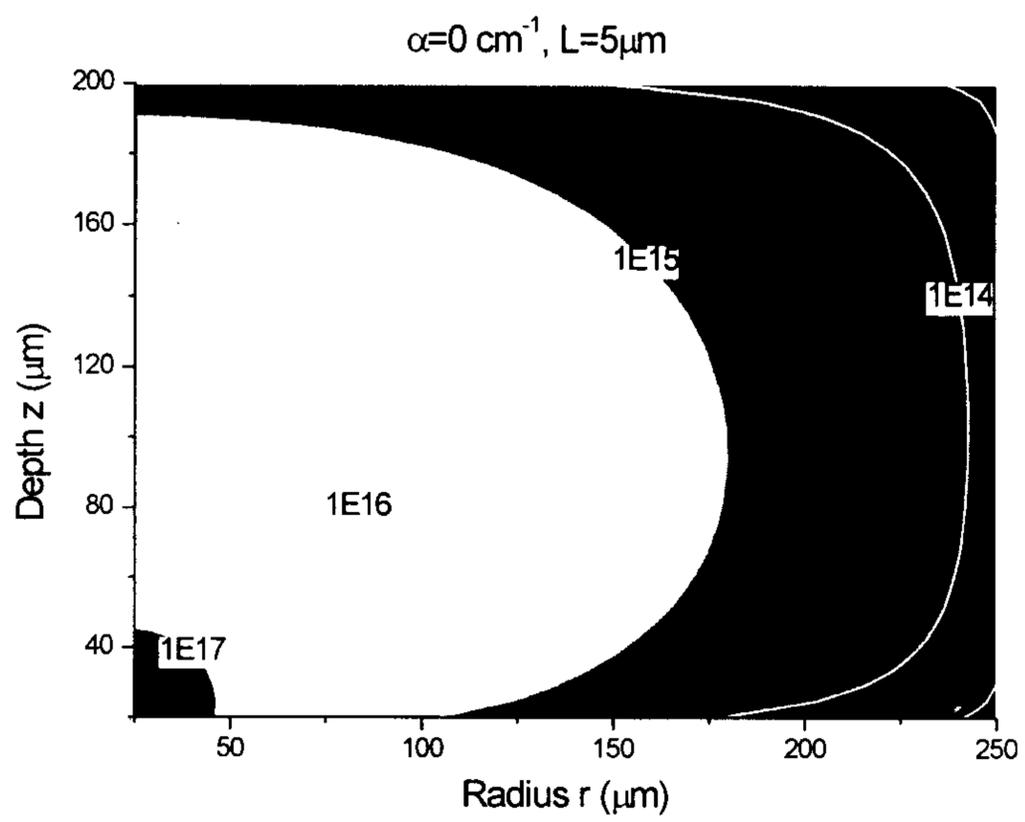


그림 3-2. Contour plots of the scattering profiles of the logarithm of the photon density for relative absorption  $\alpha = 0 \text{ cm}^{-1}$ .

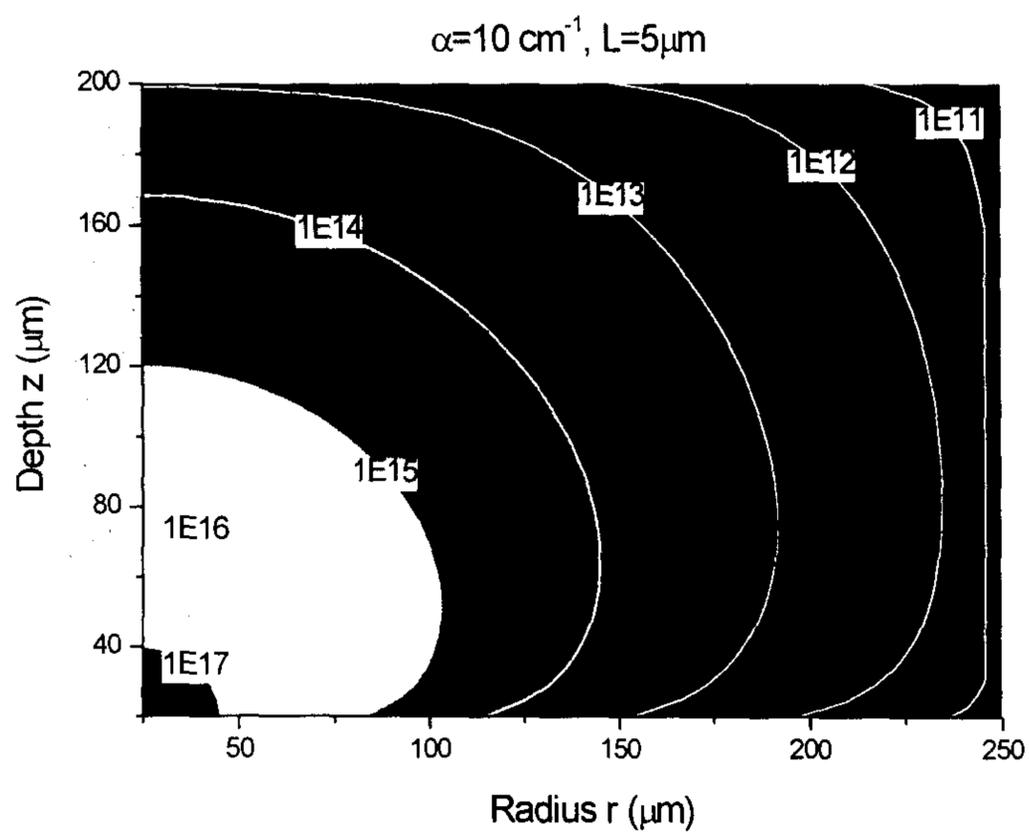


그림 3-3. Contour plots of the scattering profiles of the logarithm of the photon density for relative absorption  $\alpha = 10 \text{ cm}^{-1}$ .

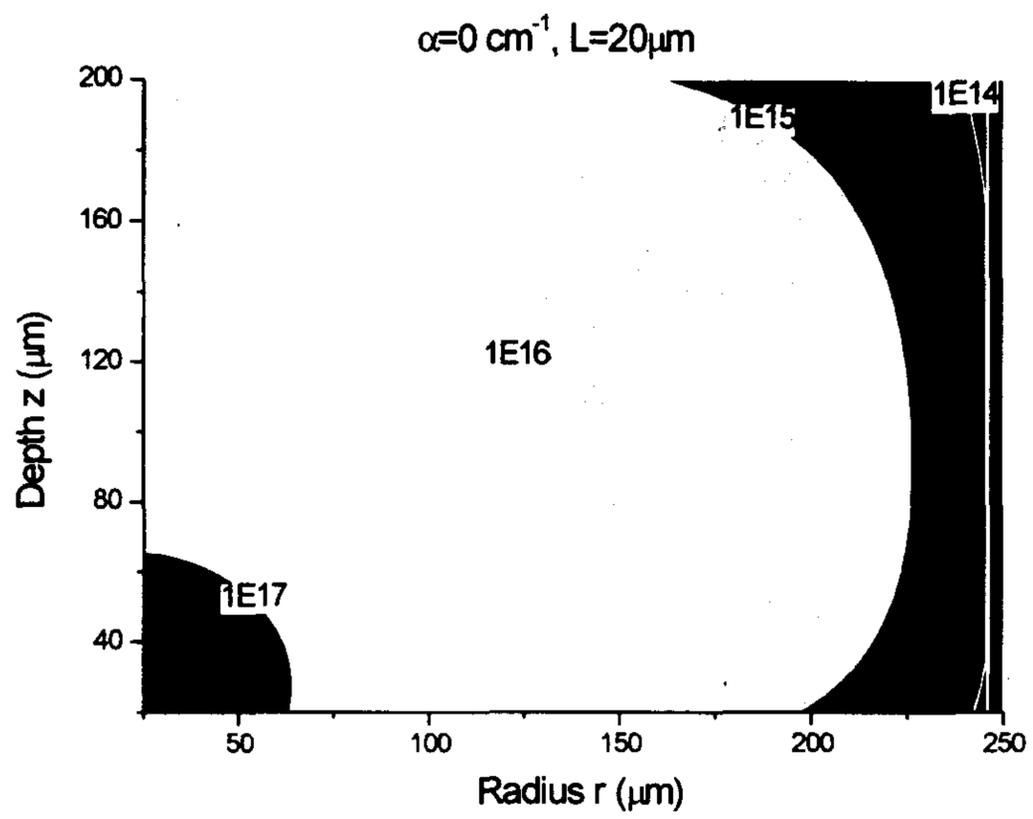


그림 3-4. Contour plots of the scattering profiles of the logarithm of the photon density for scattering length  $l = 20 \mu\text{m}$ .

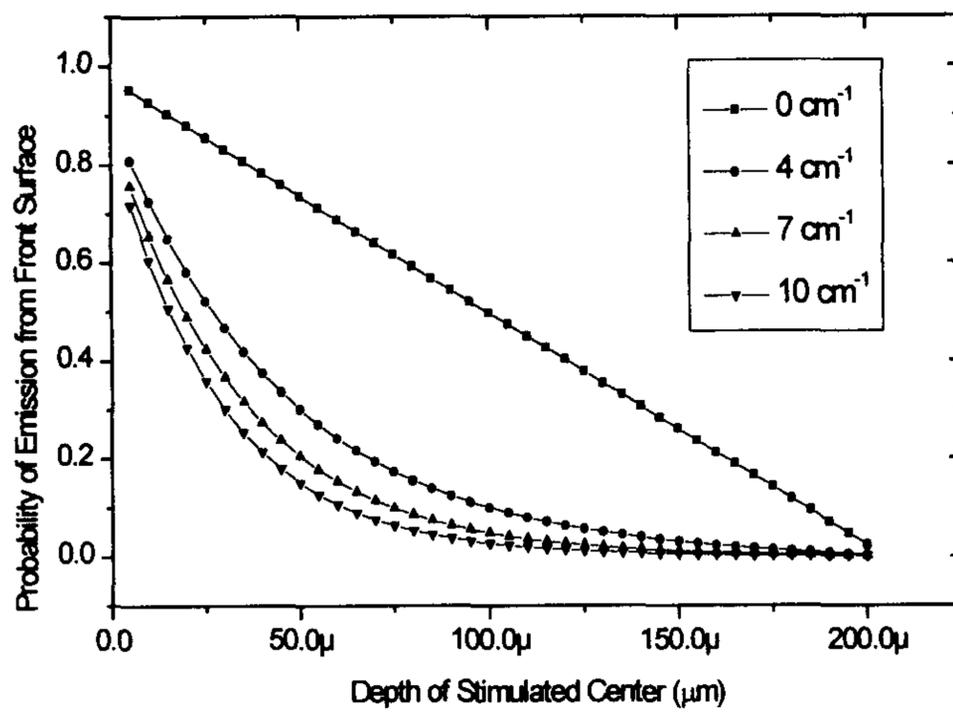


그림 3-5. Photon escape probability from the front surface of a storage phosphor screen.

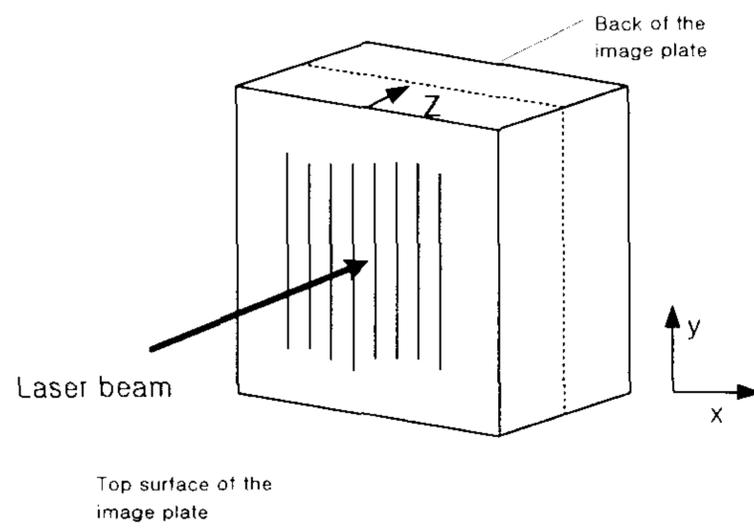


그림 3-6. Diagram of the setup used for determining the MTF of an image plate.

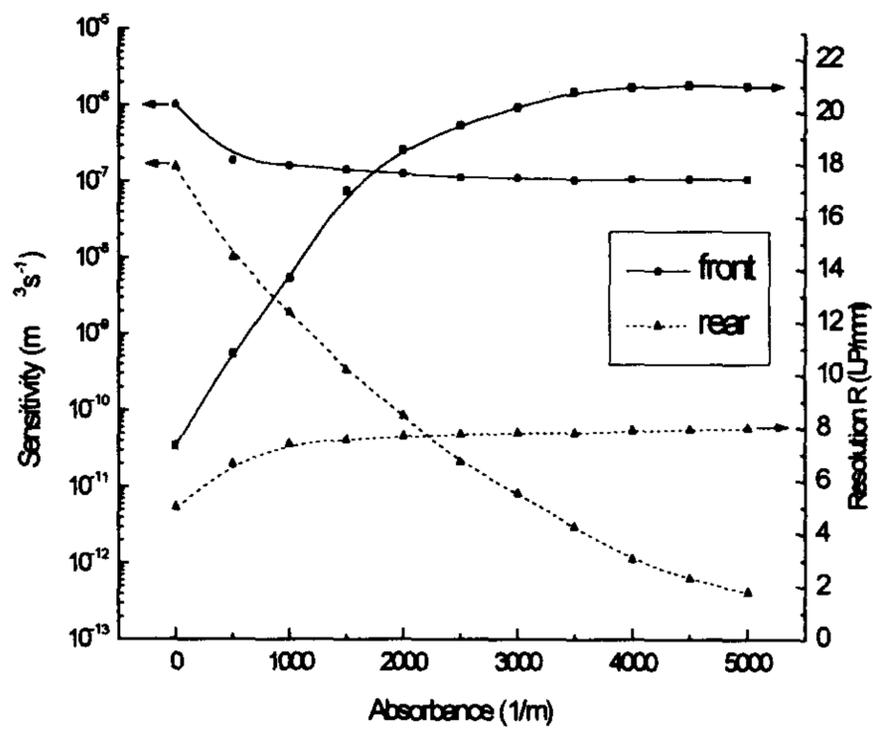


그림 3-7. Image-plate sensitivity S and resolution R for varying absorbances of the medium.

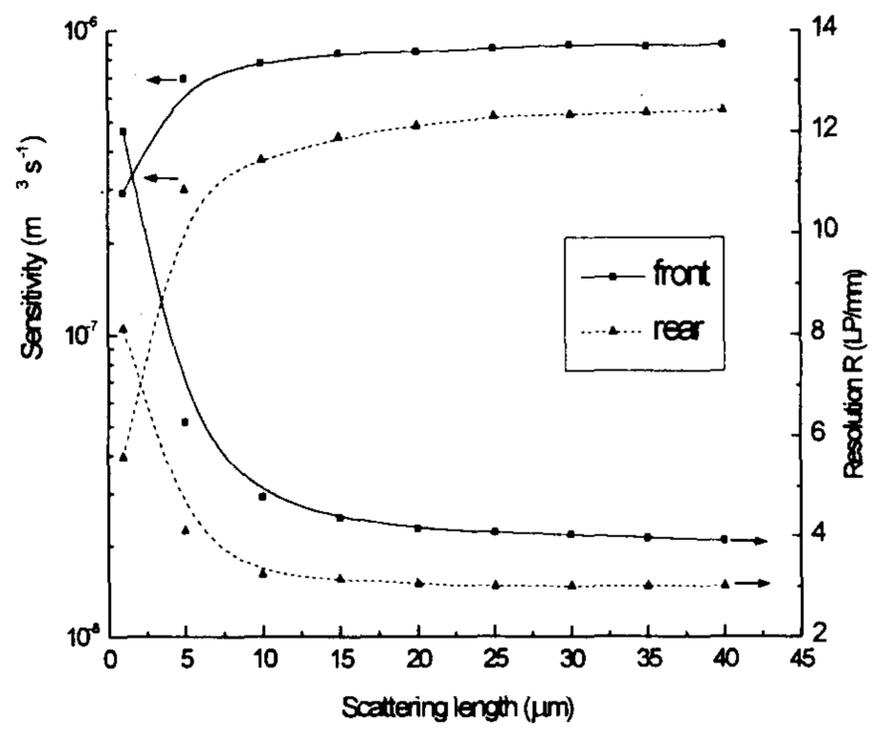


그림 3-8. Image-plate sensitivity S and resolution R for varying scattering lengths of the medium.

## 제 4 절 Monte Carlo 기법에 의한 방사선 반응 해석

본 연구의 최종 목표인 IP 시스템의 최적 판독 조건 도출을 위해서는, 이론적으로 설정되는 성능 변수 인자들에 대한 실험적인 검증 작업이 필수적으로 요구되며, 이를 위해서는 소자의 방사선 반응도에 대한 기본적인 자료가 도출되어야 한다. 본 연구에서는 이러한 작업의 전 단계로서 monte carlo 기법에 의한 소자의 반응을 모사할 수 있는 simulation code들에 대한 적용 가능성을 분석하였다. code들에 대한 분석 결과, ray tracing 기법을 사용할 수 있는 MCNP code와 Sabrina가 연구의 목적에 부합하는 것으로 평가되었으며, 본 연구에서는 이들 코드들을 입수·설치하고 검증 계산을 실시하였다.

### 1. 광자와 매질과의 상호작용

광자(photon)와 물질과의 상호작용으로는 콤프턴산란(compton scattering), 광전자효과(photoelectric effect), 쌍생성(pair production), 탄성산란(Rayleigh scattering)등이 있다. 또한 감마선(Gamma ray)에 의한 전자의 방출로 생기는 제동방사선(Bremsstrahlung)이 있다. 이들을 간략히 기술하면 다음과 같다.

#### 가. 광전자 효과

광전자효과는 주로 100 KeV이하의 광자에서 일어난다. 광전자효과의 과정은 광자가 원자에 완전히 흡수되었다가 원자로부터 전자가 운동에너지(T)를 가지고 방출되는 것이다. 이때 전자의 운동에너지는 입사광자에너지에서 전자의 결합에너지(electron binding energy,  $B_e$ )만큼을 뺀 나머지로 표시된다.

$$T = h\nu - B_e \quad (4-1)$$

이 과정에서 생성된 전자는 비교적 평균도달거리가 짧아서 생성된 지점에서 흡수되었다고 가정되며, 이 지점에서 광자는 더 이상 수송(transport)되지 않는다. 한편, 원자핵의 내부궤도(Inner shell)를 들고 있는 전자가 방출될 경우, 특성 X-선(characteristic X-rays)이 방출되고 Auger 전자가 채워진다. 이때 생성된 X-선을 형광방사선(fluorescence radiation)이라 하며 새로운 X-선의 선원이 된다.

#### 나. 콤프턴산란

콤프턴산란(compton scattering, incoherent scattering)은 광자와 자유전자 또는 거의 자유스리울 정도로 결합이 약한 전자 사이에 발생하는 비 탄성 충돌이다. 이때 전자와 충돌한 광자는 에너지 크기와 충돌 후 나가는 방향에 변화가 일어난다. 방향의 꺾어짐과 에너지의 변화 정도는 입사되는 광자의 에너지에 의해 결정되는데, 이때 콤프턴산란에 의한 에너지와 각(angle)의 관계는 다음의 Klein-Nishina식에 의해 표현된다.

$$K(\alpha, \mu) = \pi r_0^2 \left( \frac{\alpha'}{\alpha} \right) \left[ \frac{\alpha'}{\alpha} + \frac{\alpha}{\alpha'} + \mu^2 - 1 \right] d\mu \quad , \quad (4-2)$$

$$\alpha' = \frac{\alpha}{1 + \alpha(1 + \mu)} \quad (4-3)$$

여기서  $r_0$  는 고전적 전자반지름(classical electron radius)인  $2.817937 \times 10^{-13}$  cm,  $\alpha$  와  $\alpha'$  은 전자질량단위 (0.511 MeV)로 표현된 입사 및 산란 광자의 에너지,  $\mu = \cos \theta$  이며 이때  $\theta$  는 충돌 후 산란 각이다.

이상과 같은 과정에서 전자는 에너지를 가지고 산란되는데 그 평균도달거리가 비교적 짧을 경우 그 지점에서 에너지를 모두 물질에 전달하여 수송이 더 이상 일어나지 않는다고 가정할 수 있다. 또한 밀려나간(recoil)핵의 평균도달거리가 매우 짧으므로 그 에너지가 그 지점에서 모두 전달되었다고 가정할 수 있다. 이후 광자는 cut off 에너지 이상이면 계속 수송된다.

#### 다. 쌍생성

1.022 MeV이상의 광자가 원자핵 주위에 흡수되었을 때 광자는 사라지고 양전자(positron)와 전자가 나타나는 경우가 있는데 이때 양전자와 전자는 각각 같은 크기의 운동에너지( $h\nu - 2m_e c^2$ )를 가지고 수송된다. 또한, 이때의 양전자는 전자와 소멸되어 소멸방사선(annihilation radiation)을 발생시킨다. 이 과정에서 소멸방사선은 계속 새로운 선원으로 수송된다.

#### 라. Rayleigh 산란

컴프턴산란은 자유전자로 취급될 수 있을 정도로 결합이 약한 전자와의 반응이지만 Rayleigh산란(coherent scattering)은 원자에 결합되어 있는 궤도전자와의 산란이다. 이 반응에서 광자의 에너지는 거의 변화 없이 진행방향만 바뀌므로 에너지 축적(deposition)은 거의 없다. 탄성 산란되는 광자의 방향의 변화는 아주 적으며, 특히 이러한 탄성 산란영역은 광자의 에너지가 낮은 영역이므로 이 영역에서는 광전자흡수(photoelectric absorption)가 주로 일어나므로 수송계산에서 흔히 생략되기도 한다.

## 2. MCNP코드의 개요

방사선에 의한 매질에서의 반응도 즉, 흡수선량이나 선량당량 등의 선량학적 량(dosimetric quantity)을 이론적으로 계산하는 방법은 크게 두 가지 방법으로 분류된다. 첫째가 결정론적 방법(deterministic method)으로, 어느 주어진 지점에서의 입자의 위상-공간 밀도(phase-space density)를 나타내는 함수와 에너지 각(angle), 그리고 입자의 종류에 따른 분포로 방사선장을 계산하는 것이다. 즉, 주어진 선원에 대한 정보, 경계조건, 핵단면적이나 감쇄계수 등의 상호작용계수(interaction coefficient)를 적용하여 수송방정식(transport equation)을 해석함으로써 입자의 밀도함수나 분포를 결정하는 것이다. 이 방법의 예로는 DOM(Discrete Ordinates Method)등이 있다. 둘째 방법으로는 입자의 궤도(trajjectory)를 물리적 상호작용의 확률에 따라 개별적으로 입자의 움직임을 모사(simulation)하는 것이다. 확률적 접근방법은 어떠한 결정론적 양(deterministic quantity)의 계산을 확률분포에 근거한 평균값으로 산출하는 것으로서, 부가적으로 많은 정보(예를 들면, 상호작용의 종류별 전달된 에너지 계산 등)를 얻을 수 있는 장점을 가지고 있다. 이 방법의 예로써는 Monte Carlo방법이 있다.

결정론적 방법이 선원과 흡수체(receptor)의 형태가 3차원적으로 복잡한 경우 용이하게 사용할 수 없음에 비해, Monte Carlo방법은 이러한 형태에 대한 문제점의 구애를 받지 않는다. 따라서, 본 연구에서는 IP에서의 방사선 반응도 모사를 위해 Monte Carlo방법을 이용하고자 한다. 이러한 확률론적인 평가법을 이용한 반응도 계산을 위해서는 모든 물리적 거동이 확률론적 방법의 측면에서 이해되어야 하며, 방사선과 매질간의 상호작용에 대한 현상도 규명되어야 한다.

#### 가. MCNP코드의 구조

미국 에너지성 산하 연구기관인 Los Alamos National Laboratory에서 개발된 MCNP코드는 중성자, 광자는 물론 전자의 수송까지도

Monte Carlo Method를 이용하여 계산할 수 있도록 개발되었다<sup>20</sup>). 피사체의 각종 면(surface)을 사용자가 정의하고 그 면을 Boolean대수의 방법으로 특정한 부피 곧 cell을 정의할 수 있으므로 3차원의 어떠한 형태도 쉽게 계산의 대상이 될 수 있다. 또한 점, 면, 체적선원(point, surface, and volume sources)을 채택할 수 있으며, 다양한 선원의 분포도 쉽게 선택할 수 있다. MCNP전산코드는 핵단면적 자료(nuclear cross section Data)를 ENDF(Evaluated Nuclear Data File), ENDL(Evaluated Nuclear Data Library)등으로부터 편집한 것을 사용하고 point-wise continuous 에너지 핵단면적 데이터를 사용하므로 정확한 계산을 할 수 있다. 또한, 결과를 계산하는 방법도 다양하여 흡수 선량이나 선량당량을 직접 계산할 수 있다.

현재 국내에서 입수 가능한 MCNP전산코드의 종류에는 한국원자력연구소의 Cyber Version과 SUN Version 등이 있으며, 본 연구에서 입수하여 설치된 version은 RSICC(Radiation Shielding Information Computational Center)에서 최근 입수한 PC용 MCNP 4B를 사용하였다.

#### 나. 오차 계산

Monte Carlo방법에 의한 계산결과는 문제를 해석하는 과정에서 많은 이력(history)으로부터의 결과의 기여분을 평균하여 나타낸다. 그러므로 Monte Carlo 결과는 무작위 추출에 의해 계산되므로 그 결과 자체에 통계적 오차 또는 그에 따른 불확실성을 가지고 있다. 따라서, 그 결과의 오차를 평가하여 충분히 낮은 오차의 신뢰할 수 있는 결과를 얻어야만 한다.

Monte Carlo방법의 정밀도(precision)와 정확도(accuracy) 개념에는 아주 중요한 차이점이 있다. 정밀의 척도는 Monte Carlo계산으로 얻은  $\bar{x}$ 의 값의 통계적 유동 (statistical fluctuation)에 의한 불확실성이

다. 그림 4-1에서 도시된 바와 같이, 추출에 의해 계산된 값이  $E(x) \cong \bar{x}$  일 때 평가(어림)분산  $S_{\bar{x}}$  정도의 값으로 오차가 발생하게 되며, 이때  $S_{\bar{x}}$  가 작을수록 정밀(precision)하게 된다. 이러한 정밀성은 같은 추출 이력수에서도 사건이나 에너지의 계산한계(time or energy cutoff), 분산감소기법(variation reduction technique), 가중추출법(important sampling)등에 의해 높아질 수 있다.

정확도(accuracy)는 실제의 값(true value)과 기대값( $E(x)$ ) 또는 추출계산값  $\bar{x}$  의 차이인 체계적 오류(systematic error)의 크기를 말한다. 그림 4-1 에서와 같이 기대값의 분산정도가 비록 작다고 하더라도 실제 값과의 차이는 생길 수 있다. 반대로 체계적 오류가 없는 정확한 계산이라면 기대값( $E(x)$ )과 실제 값은 일치할 것이다. 이러한 체계적 오류는 전산코드, 문제의 접근방법, 그리고 사용자에 의해 발생한다. 실제로 Monte Carlo방법을 이용할 때 주의해야 할 점이 체계적 오류이다.

전산코드에 의해 발생될 수 있는 오류의 원인은 물리적 현상에 대한 수학적 모델의 사용, 수송과 반응에 관련된 핵단면적 자료, 에너지와 각(angle)변화의 정도 표현, 그리고 코딩 오류(coding error, bugs) 등이 있다. 이러한 문제는 전산코드가 널리 그 정확성이 알려져 있어야 하고 사용자나 모델링의 오류를 줄이기 위해서는 비슷한 문제를 해석해 봄으로써 자체적으로 정확도를 확보하여야 한다. Monte Carlo 방법에서는 정밀도와 정확도가 모두 확보되어야 하며, 사용자는 해결하고자 하는 문제의 특성을 이해하면서 필요한 물리적 현상과 수학적 모델 등을 도출해 내야 한다. 또한, 문제해결을 위한 적절한 입력과 그 계산 결과를 비교하여 적절한 분산감소기법 등을 사용하고 그 효과를 해석할 수 있어야 한다.

Monte Carlo방법에서는 어떤 무작위 거동(random walk)에 의하여 무작위 변수  $x$ 가 일어날 확률을  $p(x)$ 라 하면 기대값  $E(x)$ 는 실제 평균

(true mean)이다. 여기서,  $E(x) = \int xp(x)dx$  이다. Monte Carlo방법에서는 광자나 중성자의 이력마다 얻고자 하는 결과의 값이 구하여진다. 확률  $p(x)$ 로부터 추출된  $X$ 값 중  $i$  이력에 대한 결과를  $x_i$ 라고 하면 결과의 평균은 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (4-4)$$

여기서  $N$ 은 계산에 사용된 이력수이다.  $\bar{x}$ 는 구하고자 하는 무작위 변수의 평균이며, 기대값( $E(x)$ )과 추출평균  $X$ 의 관계는 큰 수의 강법칙(strong law of large number)에 의해  $N$ 이 무한히 커지면 거의 같아진다.  $E(x)$ 에 대한  $X$ 값들은 분산되어 나타나는데 이를 집단의 정규편차(standard deviation of the population)라 한다.

$$\begin{aligned} \sigma^2 &= \int (x - E(x))^2 p(x) dx \\ &= E(x^2) - (E(x))^2 \end{aligned} \quad (4-5)$$

또한, 추출(sampling)에 의해 계산된  $x_i$ 의 값들은  $\bar{x}$ 에 대한 편차를 가지며, 이 편차는 다음과 같이 계산된다.

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1} \cong \bar{x}^2 - \bar{x}^2 \quad (4-6)$$

$$\bar{x}^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (4-7)$$

여기서  $s$ 는 집단의 평가정규편차(estimated standard deviation of

the population)이다.  $\bar{x}$ 의 평균분산은 다음과 같이 계산된다.

$$S_{\bar{x}}^2 = \frac{S^2}{N} \quad (4-8)$$

따라서, MCNP 전산코드에서는 통계적 정밀도를 다음과 같이, 평가된 상대적인 오차(estimated relative error)로 나타내어 쉽게 적용할 수 있도록 하고 있다.

$$R \equiv \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad (4-9)$$

MCNP의 tally의 R값에 따라 결과는  $1\sigma$ 의 신뢰도 구간인  $\bar{x}(1 \pm R)$  사이에 있다고 할 수 있으며, 표 4-1에 의해 그 값에 따라 결과의 정밀성을 해석할 수 있다.

Monte Carlo방법에서는 R이 충분히 작아야 그 결과를 믿을 수 있는 값으로 여겨지므로 많은 수의 이력이 필요하다. 따라서 이에 상응하는 많은 전산시간이 요구되며, 본 연구에서 시험계산에 사용된 전산시간은 pentium급 PC의 전산시간으로 환산한다면 약 150시간 정도가 소요되었다.

### 3. 코드설치 및 검증 계산

#### 가. 광자(Photon)에 의한 ICRU구 내의 선량당량 계산

ICRU(International Commission on Radiological Units and Measurements)는 개인방사선방어의 목적으로 정의된  $H_p(10)$ 와

$H_s(0.07)$ 를 ICRU구의 주축의 지름을 따라 10 mm깊이와 0.07 mm깊이에서의 선량당량인  $H^*(10)$ 과  $H'(0.07)$ 로 측정되도록 권고하고 있다.  $H^*(10)$ 의 경우 확장정렬장(expanded and aligned field)에서 결정되는 값이고  $H'(0.07)$ 은 정렬장(aligned field)에서 결정되는 값이다. 그러나  $H'(0.07)$ 의 최대 값은 광자가 정면으로 입사되는 경우이므로,  $H'(0.07)$ 의 값을 실용량(operational quantity)으로 사용하게 되며 다른 입사각에 대해서는 계산하지 않았다.

어떤 한 cell에서 계산된 흡수선량이나 선량당량은 평균값이므로 그 cell의 평균반지름에서 계산되었다고 볼 수 있다. 그러므로 20개의 cell에서 계산된 값이 각각의 cell의 중심지점에서의 값이므로 곧 선량당량의 깊이에 따른 분포를 알 수 있다. 실제로 0.07, 3, 10 mm의 깊이에서 구해진 값은 인체의 피부, 수정체, 장기에 해당하도록 고안되었으므로 유용하게 사용되는데, 이와 같은 선량당량의 분포 계산을 언급하는 것은 뒷부분에 설명되어질 전자의 수송의 영향에 대하여 논의하기 위해서이다.

국내의 원자력발전소의 감마선의 에너지 영역은 최근의 연구에 따르면 1MeV이하이다<sup>21)</sup>. 또한, ANSI N13.11(1992)에서 요구하는 감마선장의 에너지도 1 MeV이하로 규정되어져 있다. 따라서 본 연구에서는 광자장의 에너지를 0.01 MeV(10 KeV)에서 6 MeV( $6 \times 10^3$  KeV)까지 23개의 단일에너지로 나누어 계산하였다. 표 4-2에서는 사용된 23개의 단일에너지를 나타내고 있다.

#### 나. 환산인자와 Air Kerma

광자에 의한 선량당량의 환산인자는 Air Kerma( $K_{air}$ )에 대한 선량당량의 비로 구하므로 Air Kerma값을 먼저 구하여야 한다. Kerma는 미소질량  $dm$  물질 내에서 비하전입자에 의해 생성되는 하전입자들의 초기운동에너지의 미소 합인  $dE_{tr}$ 로 나타낸다<sup>22)</sup>.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4-10)$$

또한, 에너지 E를 가진 비하전입자에 대하여 에너지플루언스 (energy fluence)  $\Psi$ 와 Kerma K의 관계는 다음과 같다.

$$K = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \Phi \left[ E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \right] \quad (4-11)$$

여기서  $(\mu_{tr}/\rho)$ 는 질량에너지전달계수(mass energy transfer coefficient),  $\Phi$ 는 입자의 플루언스이며  $[E(\mu_{tr}/\rho)]$ 를 커마인자(kerma factor)라고 한다. 공기의 경우, 커마인자는 다음 식에 의하여 구할 수 있다.

$$K_{air} = E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} \quad (4-12)$$

본 연구에서 사용된  $(\mu_{tr}/\rho)_{air}$ 의 값은 Hubbell이 구한 값을 사용하였으며 공기에 대한 커마인자는 표 4-2에 나타낸 바와 같다<sup>23)</sup>.

#### 다. 계산방법

MCNP 전산코드에서는, 광자에 대한 감쇄계수(attenuation coefficient)로 Storm과 Israel의 자료를 참조한 MCPLIB2는 에너지에 따라 로그-로그 내삽법(log-log interpolation)에 의해 감쇄계수를 계산하여 줌으로써 에너지에 대한 연속성을 유지하고 있다<sup>24)</sup>. 그리고 MCNP전산코드는 세밀한 광자의 물리적인 특성처리를 위하여 콤프턴 산란의 경우, Klein-Nishina 단면적을 전자의 결합을 고려하여 수정하

여 사용하며 Thompson scattering도 고려하고 있다. 본 연구에서 설치된 MCNP4의 경우 Bremsstrahlung까지 고려하고 있으나 이 자료는 1 KeV이하의 감쇄계수를 제공하지 못하고 있으므로 cut-off 에너지는 1KeV로 하였다. 만일 cut-off 에너지가 지정되지 않으면 MCNP 전산 코드에서는 1KeV이하의 광자는 광전자포획(photoelectric capture) 되었다고 계산하기 때문이다.

#### 라. 계산결과

앞에서 설명한 것과 같은 방법으로 입사되는 광자의 에너지에 따라 계산되어진 0.07 mm와 10 mm에서의 결과를 표 4-3 및 4-4에 Nelson과 Chilton의 결과와 함께 나타내었다<sup>25)</sup>. 그리고 그림 4-2와 4-3에 이를 나타내었다. 또한 ICRP Publication 51에서 발표한 값을 동시에 나타내었는데, 그 차이가 계산에서 인정할 수 있는 오차인 5%이내 이므로 MCNP 코드에 의한 계산이 매우 타당성이 있음을 보여주고 있다<sup>26)</sup>.

⌘ 4-1. Guidelines for Interpretation of the Relative Error R.

Range of R	Quality of the Tally
0.5~1	Garbage
0.2~0.5	Factor of a Few
0.1~0.2	Questionable
< 0.1	Generally reliable (except for point detector)
< 0.05	Generally reliable for point detector

表 4-2. Photon Mass Energy Absorption Coefficients and Air Kerma in Free Air.

Energy (MeV)	Dry Air (near sea level)	
	$\mu_{en}/\rho$ (m <sup>2</sup> /kg)	Air Kerma (Gy-cm <sup>2</sup> )
1.00E-2	4.640E-1	7.434E-12
1.50E-2	1.300E-1	3.124E-12
2.00E-2	5.255E-2	1.684E-12
3.00E-2	1.501E-2	7.215E-13
4.00E-2	6.694E-3	4.290E-13
5.00E-2	4.031E-3	3.229E-13
6.00E-2	3.004E-3	2.888E-13
8.00E-2	2.393E-3	3.067E-13
1.00E-1	2.318E-3	3.714E-13
1.50E-1	2.494E-3	5.994E-13
2.00E-1	2.672E-3	8.562E-13
3.00E-1	2.872E-3	1.380E-12
4.00E-1	2.949E-3	1.890E-12
5.00E-1	2.966E-3	2.376E-12
6.00E-1	2.953E-3	2.839E-12
8.00E-1	2.882E-3	3.694E-12
1.00E-0	2.787E-3	4.465E-12
1.50E-0	2.545E-3	6.117E-12
2.00E-0	2.342E-3	7.505E-12
3.00E-0	2.054E-3	9.873E-12
4.00E-0	1.866E-3	1.196E-11
5.00E-0	1.737E-3	1.392E-11
6.00E-0	1.644E-3	1.580E-11

表 4-3. Dose Equivalent per Unit Fluence on the Principal Angle at a Depth of 0.07mm for Photons on the ICRU Sphere.

Energy (MeV)	Dose Equivalent (Sv-cm <sup>2</sup> )		
	ICRP 51	Chilton	Test Run
1.00E-2	6.910E-12	7.010E-12	6.910E-12
1.50E-2	3.040E-12	3.060E-12	2.950E-12
2.00E-2	1.725E-12	1.725E-12	1.665E-12
3.00E-2	8.611E-13	8.571E-13	8.161E-13
4.00E-2	5.904E-13	6.154E-13	5.594E-13
5.00E-2	4.911E-13	4.821E-13	4.681E-13
6.00E-2	4.584E-13	4.624E-13	4.574E-13
8.00E-2	4.893E-13	4.863E-13	4.843E-13
1.00E-1	5.768E-13	5.508E-13	5.668E-13
1.50E-1	8.524E-13	8.514E-13	8.524E-13
2.00E-1	1.152E-12	-	1.172E-12
3.00E-1	1.772E-12	-	1.762E-12
4.00E-1	2.359E-12	-	2.339E-12
5.00E-1	2.886E-12	-	2.876E-12
6.00E-1	3.393E-12	-	3.373E-12
8.00E-1	4.352E-12	-	4.322E-12
1.00E-0	5.197E-12	-	4.997E-12
1.50E-0	7.055E-12	-	6.735E-12
2.00E-0	8.522E-12	-	8.202E-12
3.00E-0	1.124E-11	-	1.074E-11
4.00E-0	1.356E-11	-	1.306E-11
5.00E-0	1.557E-11	-	1.517E-11
6.00E-0	1.754E-11	-	1.714E-11

⌘ 4-4. Dose Equivalent per Unit Fluence on the Principal Angle at a Depth of 10.0mm for Photons on the ICRU Sphere.

Energy (MeV)	Dose Equivalent (Sv-cm <sup>2</sup> )		
	ICRP 51	Chilton	Test Run
1.00E-2	7.690E-14	6.570E-14	7.710E-14
1.50E-2	8.640E-13	8.270E-13	8.110E-13
2.00E-2	1.015E-12	1.015E-12	9.905E-13
3.00E-2	7.851E-13	7.801E-13	7.471E-13
4.00E-2	6.144E-13	6.174E-13	5.804E-13
5.00E-2	5.261E-13	5.181E-13	5.221E-13
6.00E-2	5.044E-13	5.054E-13	5.004E-13
8.00E-2	5.323E-13	5.283E-13	5.253E-13
1.00E-1	6.118E-13	6.108E-13	6.098E-13
1.50E-1	8.904E-13	8.784E-13	8.864E-13
2.00E-1	1.182E-12	-	1.202E-12
3.00E-1	1.812E-12	-	1.792E-12
4.00E-1	2.389E-12	-	2.339E-12
5.00E-1	2.896E-12	-	2.876E-12
6.00E-1	3.383E-12	-	3.373E-12
8.00E-1	4.292E-12	-	4.232E-12
1.00E-0	5.117E-12	-	4.887E-12
1.50E-0	6.925E-12	-	6.535E-12
2.00E-0	8.482E-12	-	7.942E-12
3.00E-0	1.114E-11	-	1.034E-11
4.00E-0	1.336E-11	-	1.256E-11
5.00E-0	1.547E-11	-	1.457E-11
6.00E-0	1.744E-11	-	1.644E-11

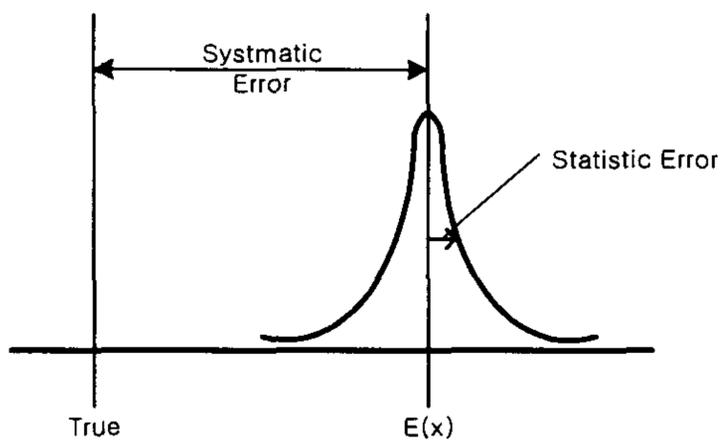


그림 4-1. Statistic error and systematic error.

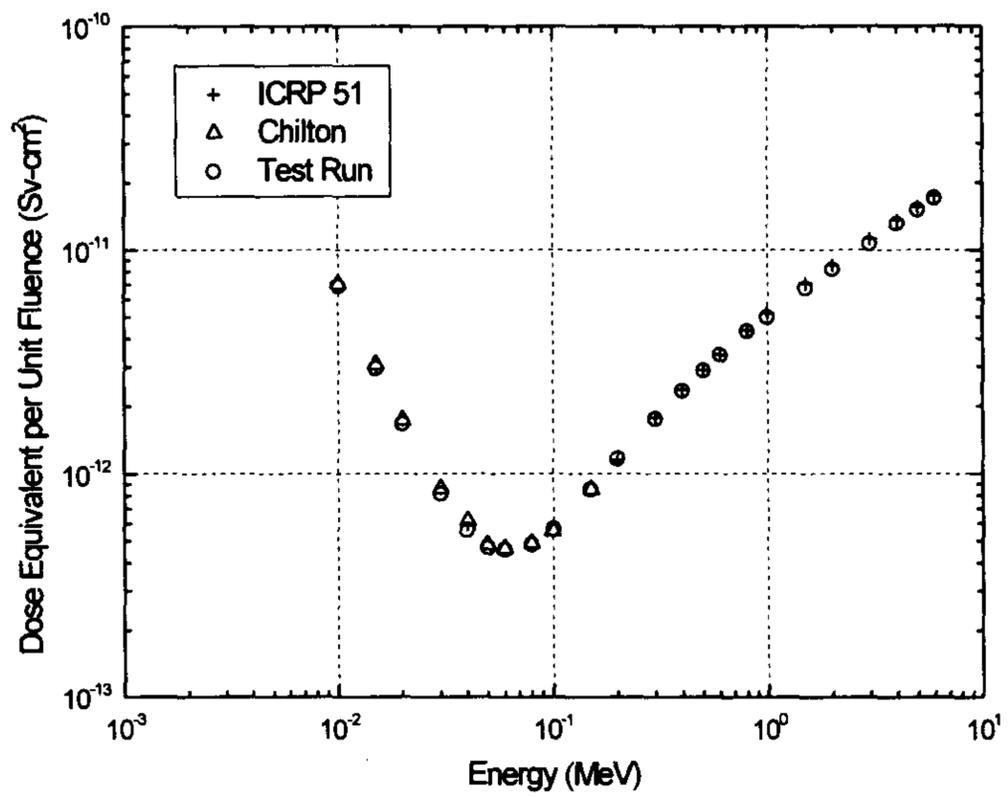


그림 4-2. Benchmarking calculation of the dose equivalent distribution at a depth of 0.07mm on the ICRU sphere.

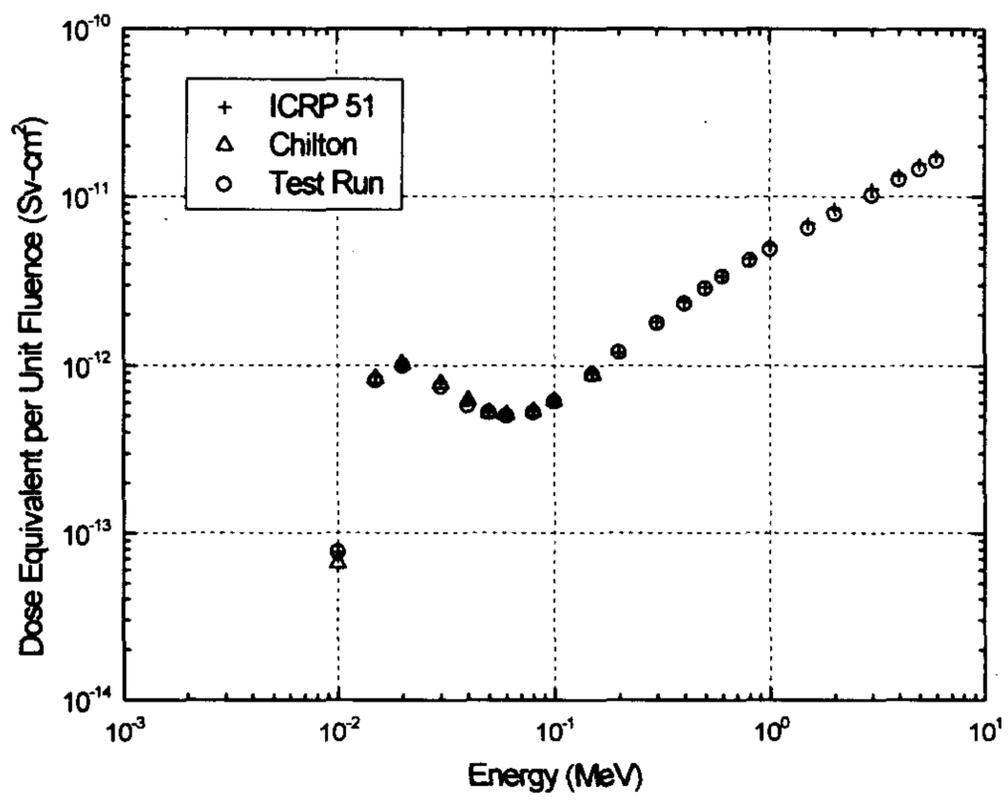


그림 4-3. Benchmarking calculation of the dose equivalent distribution at a depth of 10.0mm on the ICRU sphere.

## 제 4 장 연구개발목표 달성도 및 대외기여도

본 연구에서는 의학계 및 산업계에서의 적용 가능성이 증가하고 있는 image plate에서의 형광발생 메커니즘에 대한 물리적 해석 방법론의 확립을 위한 연구를 진행하였다. 연구의 목적 달성을 위해 우선적으로 기존의 연구결과들의 문헌 수집 및 조사·분석작업을 진행하였으며, 이를 통해 BaFBr:Eu<sup>2+</sup> 형광체에 대해 가장 타당성을 가지는 것으로 평가되는 형광발생 모델에 대해 고찰하였다. 또한, 설정된 물리적 해석 모델을 바탕으로 image plate의 성능을 최적화하기 위한 성능 변수 인자들의 특성을 평가하고자 하였으며, 이를 위해 소자내에서의 광전달 특성을 해석할 수 있는 확산 모델을 제시하였다. 또한, 광 확산 모델에서의 다양한 성능 변수 인자들의 적용을 통한 수치 해석적 평가 결과, 이들 인자의 적절한 설정을 통해 박막 storage phosphor film의 최적 발광 환경의 설정이 가능함을 확인하였다. 이상과 같은 연구 결과에 따라, 형광소자의 발광에 대한 기본적인 메커니즘 해석 방법론의 도출을 위한 본 연구의 1차 적인 목표는 적절히 달성되었다고 판단된다.

현재, 의료계와 결정학 분야에서는 x-ray storage phosphor를 이용한 radiography 시스템을 상용화하여 적용하고 있으며, 특히 의료계의 x-ray 진단 분야에서는 기존의 film/screen system이 image plate system으로 대체되어 가는 추세이다. 결정학 분야에서는 단백질 결정의 해석 분야에 집중적인 연구가 진행중이며, 기존의 AgBr film을 image plate가 대체해 나가고 있다. 또한, image plate는 기존의 활용 분야 외에도 다양한 적용 가능성을 가지고 있다. 따라서, 본 연구에서 수행한 RPL 소자의 형광발생 메커니즘에 대한 연구 결과는 향후 image plate 시스템의 개발 및 산업계 적용을 위한 기반 기술로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

## 제 5 장 연구개발결과의 활용계획

본 연구에서는 박막 RPL 필름에서의 레이저에 의한 형광발생을 계산하기 위한 computer code를 개발하고자 하며, 이를 통해 최적의 판독 조건을 제시하고자 한다. 또한, 도출된 이론적인 최적 판독조건에 대한 실험적인 검증을 통해 IP 시스템의 국내 개발 가능성을 제시하고자 한다. 이러한 본 연구의 최종 목적 달성을 위해 1차 년도에는 이를 위한 기반 연구로서, 박막 PL 소자의 물리적인 특성 분석 연구와 레이저 조사에 따른 형광 발생 메커니즘 해석 방법론의 설정연구를 진행하였다. 본 연구의 2차 년도에는 1차 년도에서 도출된 RPL 소자에서의 판독 Laser에 의한 형광발생 및 광전달 모델을 기초로 실질적인 최적 판독 조건을 도출할 예정이며, phosphor crystal을 이용하는 Laser 판독 장치를 구성하여 실험적으로 판독 성능 관련 변수들을 검증하고자 한다. 또한, 이러한 형광소자의 Laser 판독 시스템의 구성 및 판독 실험을 통해 획득되는 자료를 토대로 이 시스템의 원자력 분야에 대한 적용 방안을 제시하고자 한다.

본 연구의 내용과 관련된 IP 시스템의 활용 분야는 매우 다양하며 X-ray 관련 산업에 대한 대체 효과도 상당할 것으로 기대된다. 본 연구의 내용과 관련된 IP 시스템의 특징을 기존의 X선 시스템과 비교한다면 다음과 같이 요약할 수 있다.

- (1) 기존의 X-선 film에 비해 방사선에 대한 감도(感度)가 100배 이상 높다.
- (2) 위치 분해능은 고 분해능시스템에서는  $25\mu\text{m} \times 25\mu\text{m}$ 이며, Radiography적인 사용법에서는 X선 필름과 거의 동등하다.
- (3) 방사선의 조사선량에 대한 선형 응답을 나타내는 범위가 3.5~4자리가 되며 매우 넓다.
- (4) 레이저빔에 의하여 고속 판독(2,3분간)이 됨으로 습식현상 조작

이 필요 없다.

(5) 위치 정보와 방사선강도 정보를 디지털로 메모리 하였기 때문에 컴퓨터 조작에 의하여 특정강도 범위의 강조조작(強調操作), Back-ground적 강도의 차인 조작(差引操作), 색표시 등이 가능하다.

(6) 의료용 X선 필름과 같은 넓은 면적의 IP도 있다.

(7) 한번 사용한 IP의 잠상(潛像)을 지우고 1,000회 이상 반복하여 측정이 가능하다.

또한 Laser를 이용한 형광물질의 미세 판독 기술은 원자력 분야에서도 원자력 현미경등 다양한 분야에 활용되고 있으며, 특히 개인방사선선량계 분야로의 적용이 활발해 지고 있다. 더욱이 미국의 TMI 사고의 결말해석 결과에 따르면 일반적으로 개인피폭관리용으로 사용되고 있는 TL 선량계의 베타선 혼합선장에 대한 선량평가법을 개선해야 할 필요성이 대두되었으며 이의 개선을 위한 연구가 개인선량평가체계의 주된 연구주제가 되어 왔다. 현재 정확한 피부선량 재현을 위한 최신의 방법론으로 Laser를 이용한 형광물질의 미세가열 기술이 주목받고 있으며 이에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다.

이상과 같이 Laser를 이용한 형광물질의 미세가열 기술의 활용 분야가 다양하므로 본 연구의 결과는 향후 여러 방향으로의 접목을 통해 다양한 장비의 개발을 위한 기초자료로 활용될 수 있을 것이다. 현재, 의료계와 결정학 분야에서는 x-ray storage phosphor를 이용한 radiography 시스템을 상용화하여 적용하고 있으며, 특히 의료계의 x-ray 진단 분야에서는 기존의 film/screen system이 image plate system으로 대체되어 가는 추세이다. 결정학 분야에서는 단백질 결정의 해석 분야에 집중적인 연구가 진행중이며, 기존의 AgBr film을 image plate가 대체해 나가고 있다. 그림 10에서 보는 바와 같이 image plate는 기존의 활용 분야 외에도 다양한 적용 가능성을 가지고

있다. 따라서, 본 연구에서 수행한 RPL 소자의 형광발생 메커니즘에 대한 연구 결과는 향후 image plate 시스템의 개발 및 산업계 적용을 위한 기반 기술로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

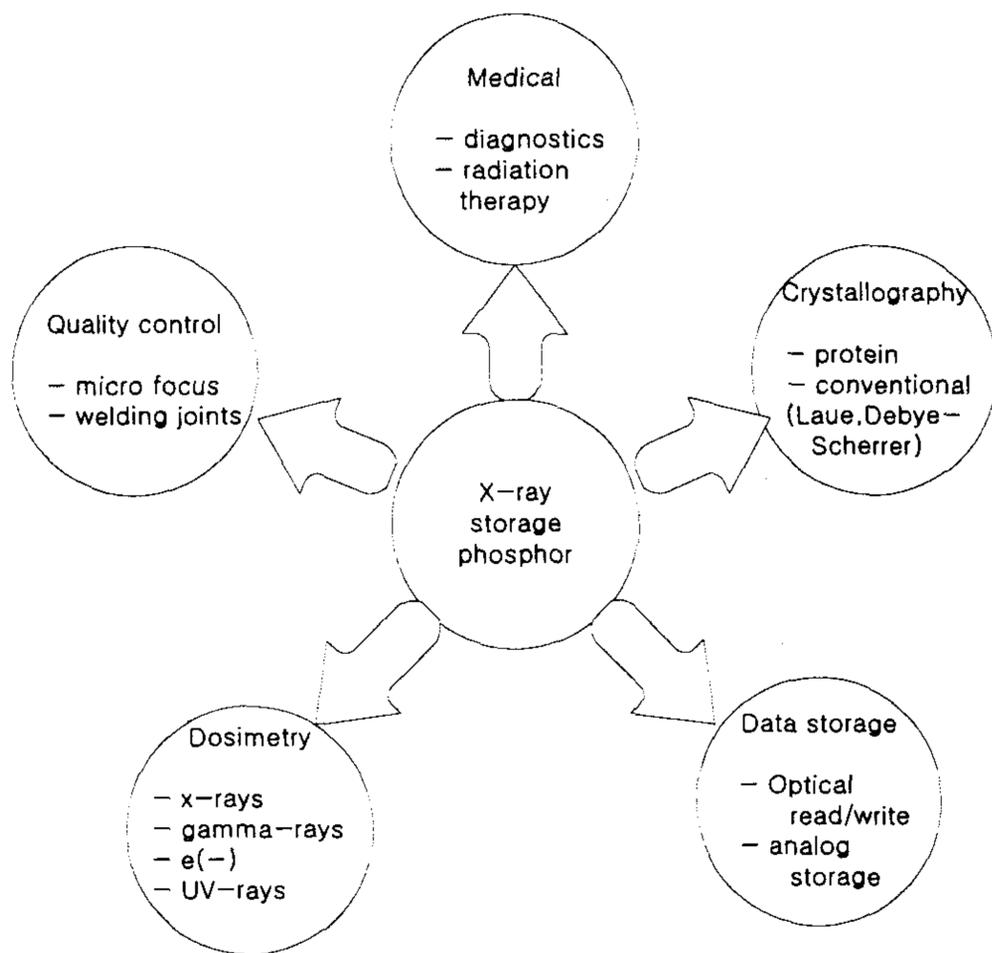


그림 5-1. Present and future applications of X-ray storage phosphors.

## 제 6 장 참고 문헌

- 1) D. Ramsden, et al., "Gamma-ray imaging system for the nuclear environment," Nuclear Energy, Vol35, No5, 1996.
- 2) Sonoda, M., Tadano, J., Miyahara, J., Kato, H., "Computed Radiography Utilizing Scanning Laser Stimulated Luminescence," Radiology Vol. 148,(1983)
- 3) H. von Seggern, "X-ray Imaging with Photostimulable Phosphors," Nucl. Inst. Met. Phys. Res., A322, 1992.
- 4) Tapiovara, M. J., Wagner, R. F., "SNR and Noise Measurements for Medical Imaging : I. A Practical Approach Based on Statistical Decision Theory ," Physics in Medical and Biology, Vol. 38, Pt. I,(Jan., 1993)
- 5) Ross, A., "A Unified Approach to the Performance of Photographic Film Television Pick-up Tubes and Human Eye," Journal Society Motion Picture Telephotograph Engineering Vol. 47,(1946)
- 6) Harold Elford, J, The Physics of Radiology 4th Ed, (Springfield, IL:Charles C. Thomas, 1983), Chapter 16.
- 7) Oppenheim, A. V., Willsky, A. S. Signals and Systems (Englewood Cliffs : Prentice-Hall, Inc., 1983)
- 8) J. Miyahara, K. Takahashi, Y. Amemiya, N. Kamiya and Y. Satow, "A New Type of X-ray Detector Utilizing Laser Stimulated Luminescence", Nuclear Instrument and Method in Physics Research, A246(1986)
- 9) F. Seitz, Trans. Faraday Soc., Vol35, No74(1939).
- 10) K. Takahashi, et al., "X-ray Imaging by means of the Photostimulable Phosphor," J. Lumin. 31&32, 266(1984)
- 11) J. Miyahara, et al., "A new type of X-ray area detector utilizing laser stimulated luminescence," Nucl. Inst.&Met. in Phys. Res., A246(1986)
- 12) T Hangleiter, et. al., "Temperature dependence of the photosimulated luminescence of x-irradiated BaFBr:Eu<sup>2+</sup>", J. Phys.: Condens. Matter 2 (1990) 6837-6846.
- 13) H. von Seggern, et al., "Physical model of photostimulated

- luminescence of X-선 irradiated BaFBr:Eu<sup>2+</sup>," J. App. Phys., Vol64, No3, 1988
- 14) M. Thoms, et al., "Spatial correlation and photostimulability of defect centers in the X-ray storage phosphor BaFBr:Eu<sup>2+</sup>," Phys. Rev. B, Vol44, No17, 1991
  - 15) Y. Iwabachi, et al., "Mechanism of photostimulated luminescence process in BaFBr:Eu<sup>2+</sup> phosphors," Jpn. J. Appl. Phys. Vol33(1994)
  - 16) Y. Zhang, "Photoacoustic spectra of BaFBr:Eu<sup>2+</sup> phosphors," Chem. Phys. 219(1997)
  - 17) A. R. Lubinsky, et al., "storage phosphor system for computed radiography: screen optics," Proc. SPIE 626, 120-132(1986)
  - 18) K. Klingerbeck, et al., " Radiographic Imaging with storage phosphors: Image Quality," Siemens Forsch. Entwicklungsber. 16, 192-198(1987)
  - 19) A. R. Lubinsky, et al., "storage phosphor system for computed radiography: optical effects and detective quantum efficiency," Proc. SPIE 767, 167-177(1987)
  - 20) J. Briesmeister and J. Hendricks, "MCNP4, Monte Carlo Neutron and Photon Transport Code System," CCC-200A Version 4, LANL, 1991.
  - 21) 하정우 등., "열형광선량계에 의한 실효선량당량 평가기술 및 알고리즘 개발," KRC-90N-J03, 한국전력공사기술연구원, 1992.
  - 22) International Commission on Radiological Units and Measurements, "Radiation Quantities and Units," ICRU Report 33, Washington, D.C., 1980.
  - 23) J.H. Hubbel, "Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficient from 1 KeV to 20 MeV," Int. J. Appl. Rad. Isot., 33, 1269(1982).
  - 24) E. Storm and H. I. Israel, "Photon Cross Section from 1KeV to 100 MeV for Elements Z=1 to Z=100," Nuclear Data Tables, A7, 565(1970).
  - 25) R. F. Nelson and A. B. Chilton, " Low-Energy Photon Dose Deposition in Tissue Slab and Spherical Phantoms, "NUREG/ CR-3425, 1983.
  - 26) International Commission on Radiological Protection, "Data for Use in Protection Against External Radiation," ICRP Publication 51, Pergamon Press, Oxford, 1987.