2000 추계학술발표회 논문집
한국 원자력학회

광학적으로 결합된 간접 방식 구내 치과용 X선 영상센서의 특성개선 연구

Study on the Improvement of Indirect Intra-Oral X-ray Image Sensor Characteristics with Optically Coupled

김태우, 정진범, 황주호

경희대학교
경기도 용인시 기흥읍 서천 1리

요약

간접 방식의 구내 치과용 디지털 X선 영상센서를 개발하기 위해 각 구성요소에 대한 특성 분석 및 형광물질 두께 최적화와 광 섬유판(Fiber Optic Plate)과 CCD(Charge Coupled Device)의 결합 특성 연구를 수행하였다. 형광물질 두께 최적화에서 X선 흡수와 빛 확산을 모사하기 위해 몬테칼로 방법의 코드를 적용하였다. 일반 CCD 카메라로 구성된 Prototype X선 영상센서는 한계 해상도 10 lp/mm인 X선 영상을 거의 실시간으로 획득하였다. 획득 영상의 분석으로 광 섬유판과 CCD의 미 정렬과 광 접착제의 선택이 해상도 손실의 가장 큰 원인임을 확인하였다. 앞으로 정렬장치의 구성과 모사된 형광물질의 최적 두께 적용으로 더욱 향상된 X선 영상을 획득할 것이다.

Abstract

Characteristic Study on digital x-ray sensor components was performed to develop intra-oral digital x-ray image sensor using indirect method. Parametric analysis was carried out to optimize a phosphor thickness and FOP coupling to CCD. Monte Carlo method was applied to analyze the x-ray absorption and light diffusion in phosphor layer. Real time x-ray image was feasible in prototype x-ray image sensor using general CCD camera within the limit of resolution, 10 lp/mm. It was shown that the large resolution degradation in x-ray image was caused by miss alignment of FOP to CCD and optical adhesive selection. Advanced x-ray image will be realized by applying alignment device and phosphor thickness, which are optimized in this study.

1. 서론

1895년 독일의 렌트겐에 의하여 발견된 X선은 물체를 투과하고 필름을 감광시키는 특성으로 오래전부터 산업분야와 의학분야에서 이용되어왔다. 특히 의학적인 분야에서 X선은 인체 내부의 이상 부위를 진단하는 수단과 인체의 병을 치료하는 수단으로 발전해왔다[1].

이와 같은 X선의 의학적인 이용은 인간에게 직접 X선을 사용하기 때문에 다른 분야의 이용보다 X선 사용에 세심한 주위가 요구된다. 그러므로 가능한 저 선량을 사용하여 진단이나 치료의 목적을 달성해야한다. 필름을 이용한 X선 진단에서는 필름에 대한 X선의 낮은 감도로 필름을 감광시키기 위해서는 많은 X선 조사가 요구되므로 X선 조사선량을 줄일 수 있는 디지털 X선 센서가 등장하였다.

디지털 X선 센서의 경우 형광물질 사용 여부에 따라 크게 직접 방식과 간접 방식으로 나누어진다. 형광물질을 사용하는 것은 간접 방법으로 피사체를 투과한 X선은 형광물질과 반응하여 빛 광자로 변환되며 이 빛 광자는 디지털 영상소자에 의해서 전기적인 신호로 변환되어 영상으로 표현된다. 직접 방식은 형광물질을 사용하지 않고 피사체를 투과한 X선 영상 신호를 직접적으로 X선에 감도가 좋은 영상소자가 전기적인 신호로 변환하여 영상을 표현한다[1].

본 연구논문에서는 디지털 X선 영상센서의 원리에서 간접 방식인 가시광선용 CCD를 이용한 구내 치과 임상용 디지털 X선 영상 센서의 특성개선 연구를 수행하였다. 다른 적용과는 달리 구내 치과용은 일단 사람의 구강 속에 센서가 들어가므로 센서의 크기에 제한을 받는다. 따라서 흔히 사용되는 렌즈 대신에 형광물질과 CCD 사이에 약 2.5 ~ 3 mm 두께의 광섬유 판(Fiber Optic Plate)을 사용하여 영상정보를 전달한다[2]. 본 연구 논문은 치과 임상용 디지털 X선 영상 센서에 주로 사용되는 형광물질, 광섬유 판, CCD의 결합으로 X선 영상 센서를 구성하여 각 요소의 결합 특성개선 및 분석을 하였다.

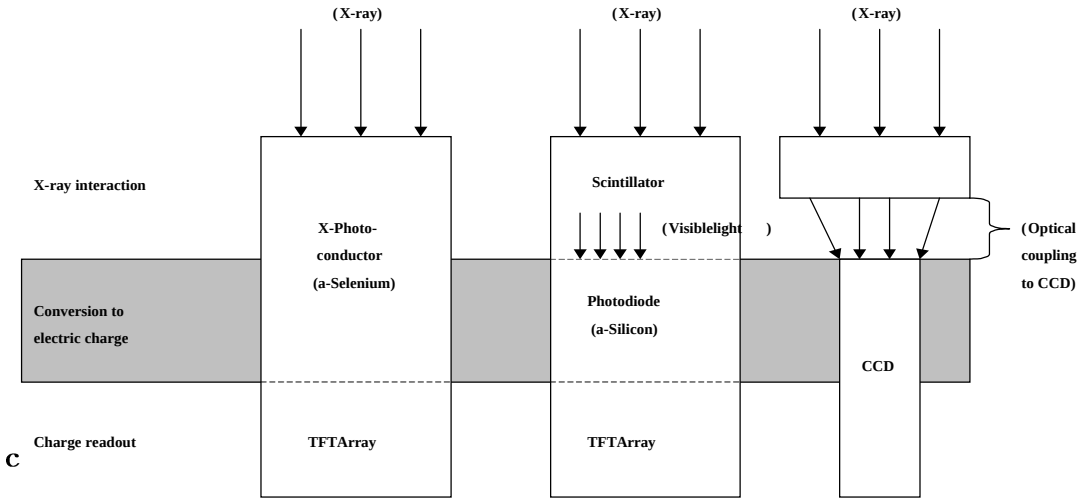
간접 방식 X선 영상 센서의 주요성분 결합에서 일반적으로 형광물질의 두께는 획득 영상의 해상도와 X선 효율에 큰 영향을 주고 또한 형광물질과 반응하지 않은 X선이 직접적으로 영상소자와 반응하여 획득 영상에서의 잡음이 되는 것은 광섬유 판이 차폐를 한다. 광섬유 판은 잘못된 결합은 CCD 영상소자의 결합에 있어서 영상 손실의 원인이 된다[3],[4].

본 연구의 형광물질 최적두께 결정에서 형광물질의 X선 흡수율 및 흡수분포는 MCNP 코드를 이용하였고 이 코드의 결과를 DETECTOR97 몬테칼로 코드의 입력문으로 사용하여 형광물질내에서 빛 광자의 수송을 모사하였다. 빛 광자의 생성은 형광물질내에 흡수된 X선 에너지에 비례한다고 가정하였다. 또한 형광물질과 광섬유 판을 구입하여 Prototype X선 영상 센서를 구성으로 영상을 획득 분석하여 주요 구성 성분의 결합특성을 향상시켰다.

2. 디지털 X선 영상센서

디지털 X선 시스템의 종류는 형광물질의 사용 유무에 따라 <그림 1>과 같이 간접 방식과 직접 방식으로 구분할 수 있다. 형광물질을 이용한 방식은 간접 방식이고 이용하지 않은 방식은 직접 방식이다.

간접 방식은 형광물질과 영상 소자의 결합으로 이루어진 센서이며 그 사이에 광학계가 사용된 것도 있다. 간접 방식은 형광물질이 입사하는 X선을 가시광선으로 변환하여 이것을 영상소자의 광다이오드를 이용하여 전기적인 신호로 검출하는 방식이다[1],[5]. 전체 센서의 MTF가 형광물질에 의해서 제한을 받으므로 형광물질 이상의 높은 해상도를 얻는데 한계성을 가지며 광다이오드에 의해 전기적인 신호로 변환되므로 변환효율도 상대적으로 낮다. 직접방식은 X선을 잘 흡수할 수 있도록 광전도층을 두껍게 형성하였으며 X선에 강한 영상 소자를 사용하였다. 이것은 형광물질을 이용하는 간접 방식에 비하여 MTF에 제한을 주는 형광물질이 없으므로 해상도 면에서 우수하다. 또한 이것은 효과적인 광 수집을 위하여 고전압 인가가 요구된다. 현재 상용화 된 디지털 치과용 X선 시스템에서는 CCD와 CMOS 방식의 간접 방식과 직접 방식이 모두 나와있다. 간접 방식으로는 Trophy의 RVG 등 다수이며, 직접 방식으로는 Schick의 CDR 등이 있다[5].

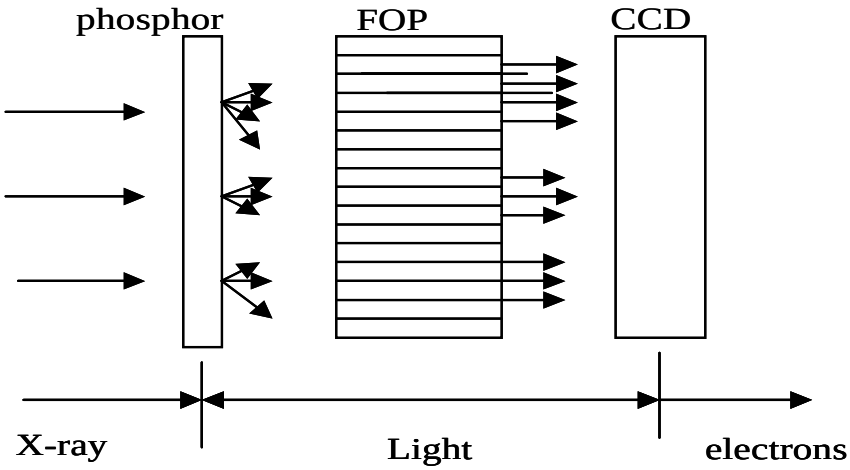


< 그림 1> 디지털 시스템의 계측 방식

3. 구내 치과용 디지털 X선 센서의 구성

과학 기술 및 컴퓨터의 급속한 발달에 따른 인간 수명의 연장으로 방사선 촬영횟수 증가로 인간 개인의 증가된 피폭선량, 세계적인 환경 친화 요구 등과 다양한 이유 및 세계적인 변화에 더불어 진단 방사선 영상 분야에서도 디지털 방사선 시스템 출현하였고 지금까지 그 분야가 널리 활용되고 있다.

구내 치과 방사선 부분에서 디지털 시스템은 1989년 영상 소자인 CCD(Charge Couple Device)를 이용한 Radio-Visio-Graphy(RVG)가 소개된 이후로 다양한 디지털 X선 센서들이 개발되었고 그 후 1994년 PSP(Phosphor Storage Plate)를 이용한 Computed Radiography(CR)인 Soradex사의 Digora가 시판되었다. 또한 최근까지 시판되고 있는 구내 치과용 디지털 X선 센서의 대부분은 CCD(Charge Coupled Device)를 이용한 것이다[2],[8]. <그림 2>와 같이 구내 치과용 디지털 X선 센서는 대부분 형광물질을 이용하여 방사선 영상을 획득하는 형광물질, CCD의 구조이며 그 사이에 광학적으로 빛 신호를 전달하는 광섬유판을 가지는 간접 방법을 취하고 있다[6].



<그림 2> 간접 방식의 치과용 디지털 X-ray 영상 센서 단순도

4. 형광물질 최적화

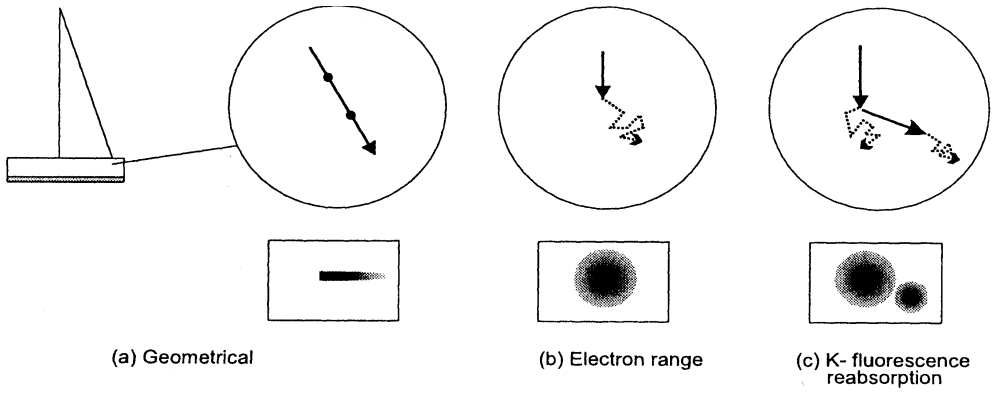
4.1 형광물질

4.1.1 형광체내에서의 빛 광자의 확산

형광물질을 이용하는 X선 영상은 형광물질의 특징에 따라 획득 영상의 질에 아주 큰 차이가 난다. 형광물질에서 해상도에 영향을 주는 중요한 변수는 형광물질의 종류, 형광물질의 구성입자의 크기, 형광체층의 두께 균질도, 구성입자 크기의 균질도, 형광물질의 두께 등이 있다. 형광물질과 반응한 입사 X선은 거의 반응 지점에서 흡수가 되어 등방향으로 방출되며 두께에 따라 확산도 커진다. 이와 같은 두께에 따른 형광물질에서 빛 광자의 확산은 아래의 점 확산함수(Point Spread Function)로 나타낼 수 있다[7].

$$P(Z)=\int_{-Y}^{Y}\int_{-X}^{X}\frac{N_{opt}}{4\pi}\times\frac{z}{(x^2+y^2+z^2)^{3/2}}dxdy \qquad (1)$$

여기서 P(Z)는 점 확산함수, Nopt는 x,y,z에서 생성된 빛 광자량, X,Y는 샘플 간격, x,y,z는 선원 위치를 나타낸다. <그림 3>같이 일부가 광전자, 오제전자 등의 전자 비정에 의한 주위 흡수나 형광물질 k-edge 이상의 입사 에너지에 의한 특성 X선이 발생으로 주위에 재 흡수되는 효과로 해상도 저하의 요인이 된다.

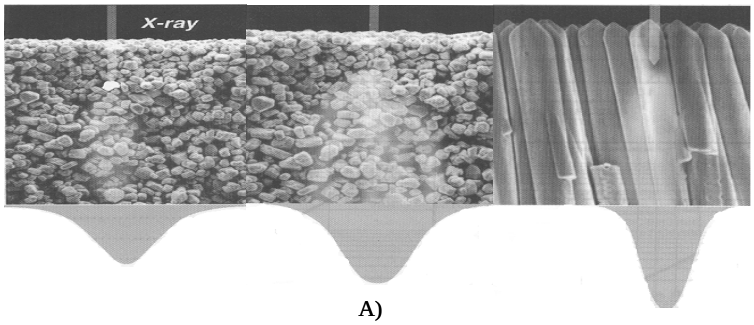


<그림 3> 형광체에서 고유 확산의 원인

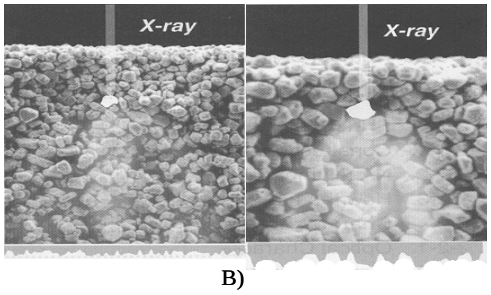
가장 대표적으로 진단 방사선에 사용되는 형광물질은 희토류계인 Gd_2O_2S:Tb 미세 분말형과 기둥형 구조를 가진 CsI:Tl이다. 두 물질은 X선 흡수율과 변환효율들이 서로 비슷하다. 그러나 CsI:Tl은 광섬유판과 같이 내부에서 발생된 빛을 가이드하여 두께를 더 증가해도 확산이 적다. 단점은 구하기가 어렵고 각 기둥형 구조의 정확한 양생이 어렵다. 또한 수증기에 약해 특별한 보호 장치가 요구된다. 따라서 본 연구에서는 Gd_2O_2S:Tb 형광물질을 적용한 X선 영상 센서에 대한 연구를 수행하였다. <표 1> 주요 형광물질의 물리적인 특징을 나타내며 여기서 Γ는 형광체 내에 흡수된 X선 에너지(keV)당 방출되는 빛 광자의 수이고 W는 빛 광자 하나를 생산하기 위해 요구되는 X선 흡수량을 나타내고 있다. 이 값들은 CCD의 광다이오드 개구율, CCD의 분광감도, 형광물질내에서 빛 광자의 이탈 확률 등을 100 %로 하여

계산된 값이므로 이런 값들의 변동에 따라 Γ치와 W는 변한다[1].

<그림 4>는 Gd_2O_2S:Tb와 CsI:Tl의 빛 확산 및 방출 특성을 나타내고 있으며 기둥형 구조에서 빛 확산이 좋고 입자가 큰 미세 분말에서 빛 광량이 많으나 확산도는 큰 것으로 나타나고 있다[3]. <그림 5> 필름*스크린 시스템을 이용해 촬영한 손을 찍을 영상에서 형광물질에 따른 해상도 저하를 나타낸다. 여기서 고감도는 두꺼운 형광 스크린을 나타내고 저감도는 얇은 형광 스크린을 나타내며 형광물질 부재의 경우에 가장 해상도가 좋고 피폭선량이 많다.



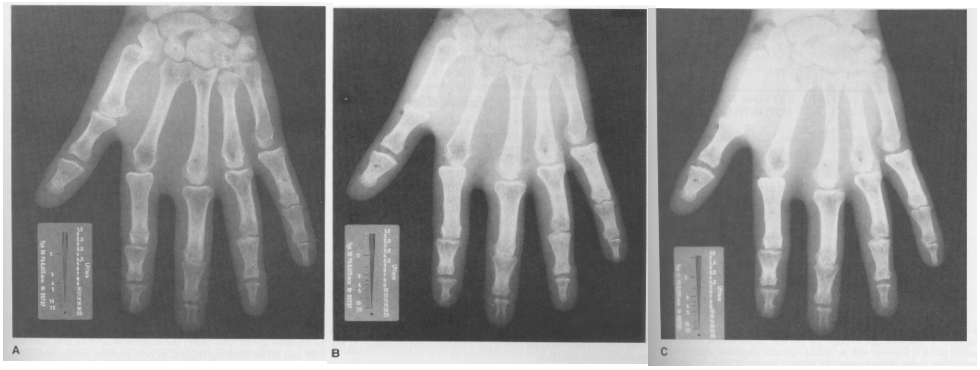
A)



B)

A) 미세분말 입자(GOS)와 기둥형 입자구조 (CsI:Tl)를 가진 형광체의 방출 광량과 광의 확산도 비교

B) 미세분말 입자구조 형광체(GOS) 입자 크기에 따른 발생 광의 분포.



형광물질 부재	저감도 형광물질	고감도 형광물질
128 mAs, >12 lp/mm,	10 mAs, >7 lp/mm,	1.33 mAs, <5 lp/mm,

<그림 5> Gd_2O_2S:Tb 형광물질 사용에 따른 해상도 저하

<표 1> 일반적인 진단 X선용 형광물질의 물리적인 특성[1]

Type	Z	K-edge (keV)	ρ (g/cm³)	λ (nm)	Index of refraction	W (eV)	Γ (light /keV)
CaWO4	74	69.5	6.06	480±100	2.25	33	30
Gd2O2S:Tb	64	50.2	7.34	550±20	2.3	17	60
CsI:Na	55/35	36/33	4.51	415±50	1.84	25	40
CsI:T1	55/35	36/33	4.51	560±80	1.79	18	55

4.1.2 에너지 흡수효율

형광물질내에 입사된 X선은 반응지점에서 특성 X선과 전자의 이동에 의해 양자 계측효율(Quantum Detection Efficiency)과 에너지 흡수효율(Energy Absorption Efficiency)의 차이가 생긴다. X선 계측 물질은 X선의 정보신호를 저장하기 위해서 입사되는 X선과의 반응이 반드시 요구된다. 즉, 계측물질과 반응하지 않은 X선의 정보는 버려진다. 의료 방사선 영상에서 모든 X선 계측기의 설계 목표는 공간 해상도와 같은 주어진 다른 성능 변수에 관련해서 계측물질에서의 X선 흡수효율을 최대화하는 것이다. 아래의 주어진 식은 양자계측효율을 나타낸다[1].

$$QDE=\frac{\int_{E=0}^{E_{max}}\Phi(E)(1-e^{-\mu(E)x})dE}{\int_{E=0}^{E_{max}}\Phi(E)dE} \quad (2)$$

여기서 x는 계측물질의 두께이고 μ(E)는 계측물질의 선형 감쇠계수이다. Φ(E)는 X선 스펙트럼(플루언스/에너지당)이다. 그러나 QDE는 계측물질에 의해서 감쇠된 입사 X선 광자의 단순 비율이다. 직접 또는 간접 X선 계측기에서 영상신호는 X선 광자의 수가 아니라 계측기에 흡수된 전체적인 에너지 흡수에 관련이 있다. 다음의 식은 X선 계측기에서의 에너지 흡수 효율를 나타낸다.

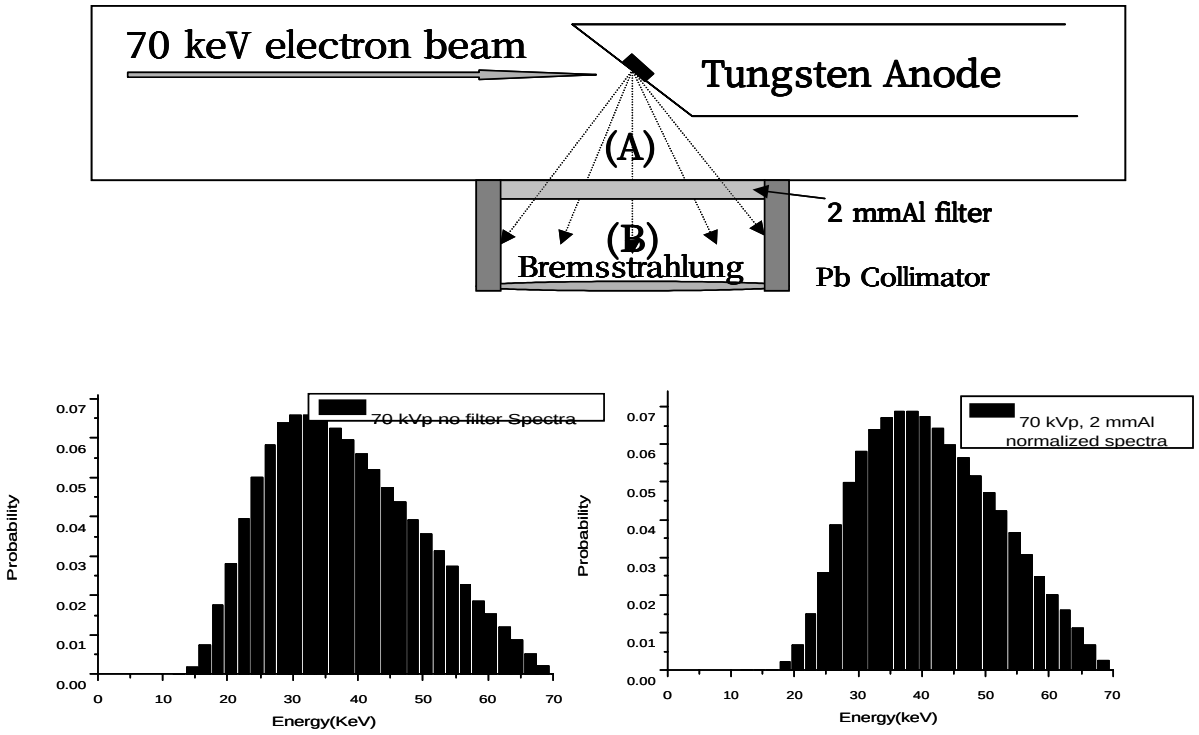
$$EAE=\frac{\int_{E=0}^{E_{max}}\Phi(E)E(\frac{\mu_{en}(E)}{\mu(E)})(1-e^{-\mu(E)x})dE}{\int_{E=0}^{E_{max}}\Phi(E)EdE} \quad (3)$$

윗 식의 분모는 단위 면적당 X선 계측기에 입사된 에너지의 단순량이다. 또한 윗 식의 분자에서 $(1-e^{-\mu(E)x})$는 계측기에서 감쇠된 X선 광자의 비율이며 감쇠 된 X선 광자 당 계측기에 흡수된 에너지의 량은 분자의 E(μ_{en}(E)/μ(E))로 정의된다. 따라서 QDE와 EAE는 차이가 난다. 이 원인은 앞에서도 언급한 바와 같이 k-edge 이상의 에너지가 입사되면 특성 X선(형광 X선)에 관련된 에너지는 계측 물질에서 재 방출되기 때문이다. 그러나 본 모사는 40 keV의 에너지를 k-edge가 50.22 keV인 Gd2O2S:Tb에 대한 에너지 흡수를 모사하므로 특성 X선에 의한 영향을 고려하지 않았다.

4.2 Monte Carlo 코드 형광물질 모사

4.2.1 X선 스펙트럼

일반적으로 구내 치과 임상용으로 사용되는 X선의 강도는 관전압 60~70 kVp, 관전류 8~10 mA이며 낮은 에너지의 X선을 제거하여 피검사자의 피폭을 줄이기 위해서 Al 필터의 두께는 1.5~2.5 mm 정도로 사용되고 있다[1],[6]. 본 연구에서는 실제 70 kVp, 2 mmAl 텅스텐 양극에서의 X선 에너지는 연속 스펙트럼이나 그것의 평균에너지인 단일 에너지 40 keV를 이용하여 모사를 수행하였다. 차후 연속 에너지를 이용한 모사와 비교가 요구된다. 연속 에너지는 70 kVp no filter에 대한 X선 스펙트럼은 "Handbook of Medical Imaging"에서 값을 취하였고 이것을 MCNP 코드를 이용하여 2 mmAl 필터 지난 후의 스펙트럼을 모사 하였다. <그림 7>은 70 kVp에 대한 스펙트럼을 나타낸다. 여기서 2 mm Al 통과 후 스펙트럼 Hardening을 볼 수 있다. 2 mmAl 통과후의 평균 에너지는 40 keV이다.



<그림 7> 텅스텐 양극 70 kVp X선 스펙트럼

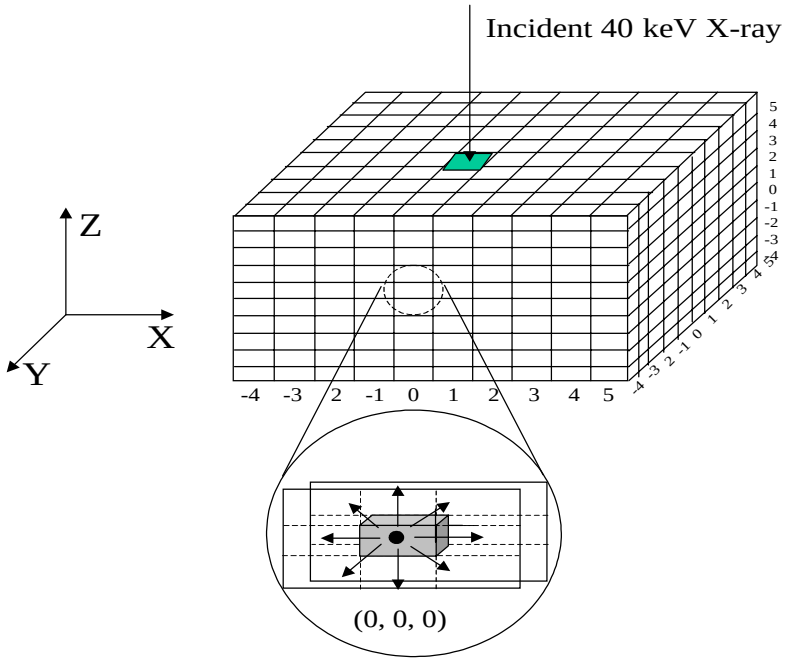
4.2.2 모사 방법(Simulation Method)

일반적으로 사용되는 치과용 X선의 관전압은 60 kVp~70 kVp이다. 본 모사에서는 X선 관전압이 70 kVp이고 초점과 형광물질과의 거리는 20.5 cm이며, 형광물질 크기는 5000 um × 4000 um, 두께는 10 um~120 um으로 간격은 10 um씩 두께에 따른 X선 흡수분포 및 흡수율을 모사하였다. 실제 관전압 70 kVp의 X선 장치의 스펙트럼은 <그림 7>과 같은 연속 스펙트럼이다. 그러나 본 연구의 모사에서는 평균에너지(average energy)인 40 keV 단일 에너지에 대하여 모사를 수행하였다.

본 모사는 GOS(Gd_2O_2S:Tb) 형광물질의 두께를 증가시키면서 X선 흡수분포를 MCNP 코드를 통해 계

산하였으며 형광물질의 기하학적 형상은 <그림 8>과 같이 직육면체에서 X선 흡수 분포를 계산하기 위해서 크기가 5000 um×4000 um× 3 um 단위 셀로 나누어 각 단위셀에 흡수된 X선의 에너지를 계산하였다. 또한 X선의 선원은 형광물질의 중심에 있는 단위 셀의 중앙에 수직으로 입사된다고 가정하였다.

통계적인 오차를 줄이기 위해서 MCNP 코드의 이력수를 4,000,000번으로 하였다. 또한 MCNP 모사 결과를 빛 수송을 모사하는 몬테칼로 코드인 Detector 97코드의 입력문에 적용하여 흡수지점에서의 빛의 확산을 계산하였다. 단위 셀에 흡수된 X선 에너지는 그 셀의 중앙에서 빛이 생성하여 4π 방향으로 방출된다고 가정하였다. 모사에서 형광 X선과 산란 전자의 비정에 의해서 그 주위 지점에서도 약간의 빛이 생성되나 중앙 단위 셀에 비하여 극히 적으므로 무시하였다. 또한 실제 형광체 Gd_2O_2S:Tb는 미세 분말 형태이나 본 모사의 형광물질의 기하학적 형태는 균질한 물질로 표현하였다. 그러나 형광체 내부에서 발생 빛의 AD(평균흡수거리)는 400 um, SD(평균산란거리)는 25 μm으로 적용하여 미세 분말에서 빛의 흡수와 산란의 모사가 가능하다. 형광물질 Gd_2O_2S:Tb 굴절율은 2.3으로 적용하였다. Detector 97 코드를 이용하여 계산된 확산 값으로 X축에 대한 PSF(Point Spread Function)만 계산하였고 축에 대해서는 확산이 대칭(symmetry)하다고 가정하였다. 또한 PSF(Point Spread Function)의 퓨리어 변환으로 공간 해상도에 따른 MTF(Modulation Transfer Function)를 관찰하였다[9],[14].

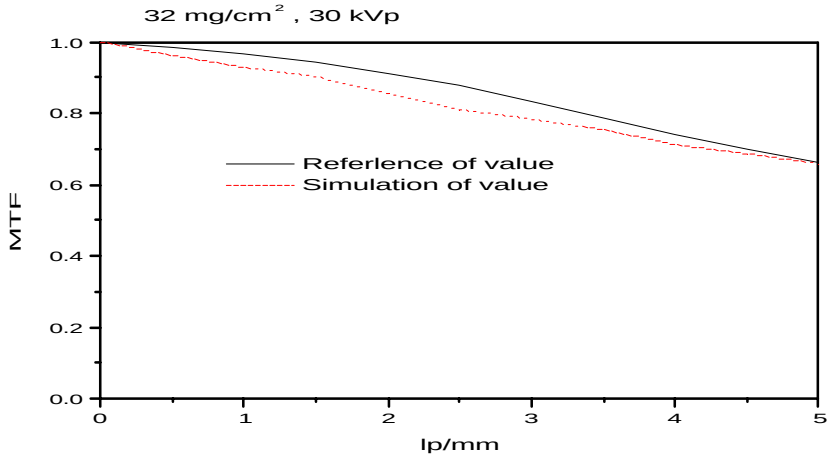


<그림 8> 형광물질의 모사 Geometry

4.2.3 모사의 벤치마크

MCNP 코드 및 DETECTOR97 코드를 이용한 X선 흡수율과 빛 확산도의 모사의 정확성을 확인하기 위해서 참고문헌의 값과 비교하였다. MCNP 코드를 이용한 X선 흡수의 경우 Handbook of Medical Imaging"과 비교하여 일치하였으며, DETECTOR97을 이용한 PSF의 퓨리어 변환인 MTF값은 1998년도 Elsevier Science Ltd. 논문집 D. CAVORUS, I. KANDARAKIS, G. S. PANAYITAKIS에서 " An Investigation of the Imaging Characteristics of the Y2O2 S:Eu3+ Phosphor for Application in X-ray

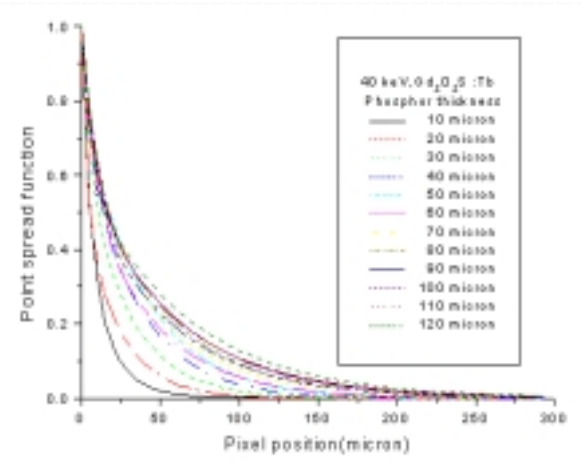
Detectors of Digital Mammography"의 Gd2O2S:Tb 32 mg/cm2, 30 kVp에 대한 MTF와 <그림 9> 같이 비교하여 거의 일치하였다. 여기서 저 해상도에서 값의 차이는 본 모사에서 가정에 의한 것이므로 모사의 정확성을 확인 할 수 있었다[1],[14].



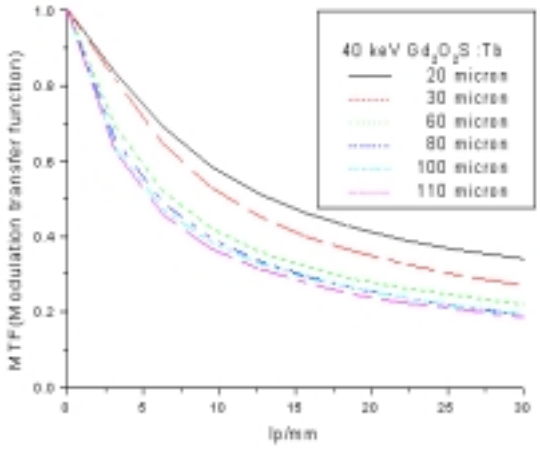
<그림 9> MTF 벤치마크

4.2.4 모사 결과

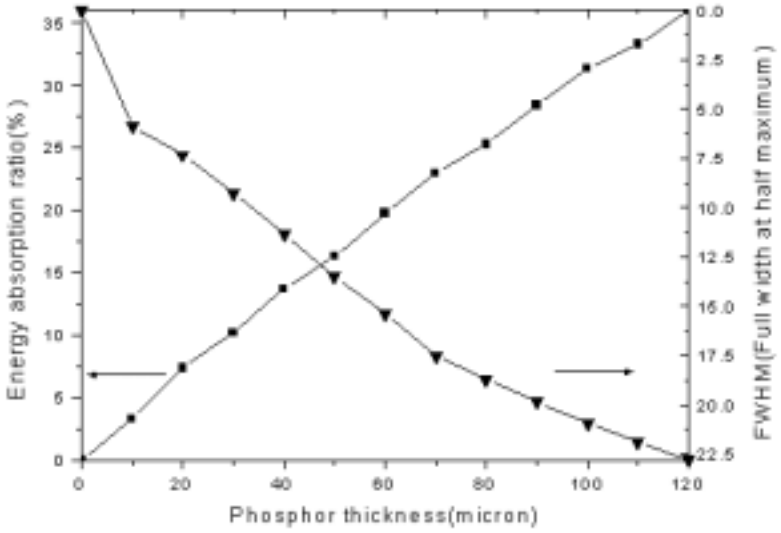
본 모사에서 Gd_2O_2S:Tb 형광물질의 두께 10 um ~ 120 um 까지 40 keV X선 에너지에 따른 X선 흡수율은 각각 3.3 %, 7.35 %, 10.15 %, 13.68 %, 16.3 %, 19.76 %, 22.95 %, 25.25 %, 28.37 %, 31.34 %, 33.27 %, 36 %로 나타났으며, 두께 따른 빛 광자의 확산함수의 반치폭(FWHM)은 각각 5.9 um, 7.33 um, 9.25 um, 11.34 um, 13.51 um, 15.36 um, 17.51 um, 18.72 um, 19.84 um, 20.93 um, 21.86 um, 22.78 um으로 나타났다. <그림 10>은 40 keV X선에 대한 Gd_2O_2S:Tb 형광물질의 두께에 따른 확산함수를 나타내고 있다. <그림 11>은 각 두께에 대한 확산 함수를 퓨리어 변환하여 MTF를 나타낸 결과이다. 모사의 결과를 바탕으로 X선 효율과 해상도 형광물질의 두께는 <그림 12>와 같이 약 48 um(X선 흡수율 15 %, 확산함수 반치폭 12 um)으로 나타났다. 그러나 최적화 두께는 X선 흡수나 해상도 요구에 따라 변환 될 수 있다.



<그림 10> 두께에 따른 형광물질의 PSF



<그림 11> 형광물질의 MTF



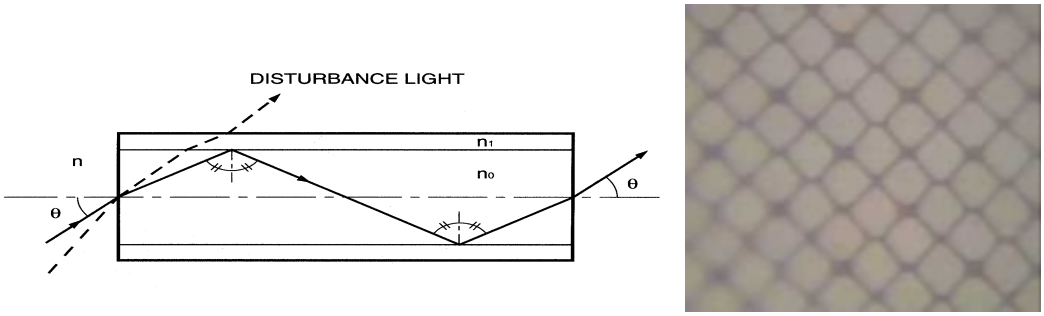
<그림 12> X선 흡수와 해상도를 고려한 최적화 두께

5. 광섬유 판과 CCD의 결합

5.1 광섬유(Fiber Optic)의 특징

광섬유 판은 <그림 13>과 같은 단일 광섬유 수십만 가닥을 열압축하여 영상 전달을 위한 매체로 사용되고 있다. 특히 형광물질을 이용한 X선 광학에서 렌즈보다 전달효율이 뛰어나기 때문에 많이 사용되고 있다. 광섬유의 빛 광자 전송 원리는 중심을 이루는 Core와 Core의 주변을 둘러싼 Cladding의 굴절율 차이로 입사된 빛 광자를 Core를 통한 내부 전반사하여 광 신호를 전달한다. 일반적으로 Core 물질은 SiO_2에 고원자번호 물질을 첨가한 것이고 Cladding은 SiO_2이다[11][12]. 그런 제작사마다 고원자번호의 종류를 다소 차이가 있다. 일반적인 경우 Core는 굴절율이 1.6~1.8 정도이고 Cladding은 굴절율이 1.4~1.6 사이를 사용한다. 앞에서 언급한 간접방식의 X선 영상센서에 사용시 형광물질과 반응하지 않고 직접적으로 영상소자에 입사되는 X선을 광섬유 판을 이용하여 약 70 % 정도를 차폐할 수 있다. <그림 14>에서는 EEV사의 광섬유 판 감쇠 계수를 나타낸다.

EEV사의 광섬유 판의 경우는 Core 물질은 SiO_2:LaReAgNb이며 밀도는 5.80 g/cm^{3}이고 Cladding 물질은 SiO_2B:La이며 밀도는 2.20 g/cm^{3}이다[12]. 즉 광섬유 판은 형광물질과 반응하지 않은 직접적인 X선에 기인한 화이트 잡음(White noise)를 감소시키며 CCD의 수명을 연장시키는 작용을 한다. 또한 입사한 빛을 가이드하여 확산을 방지한다.

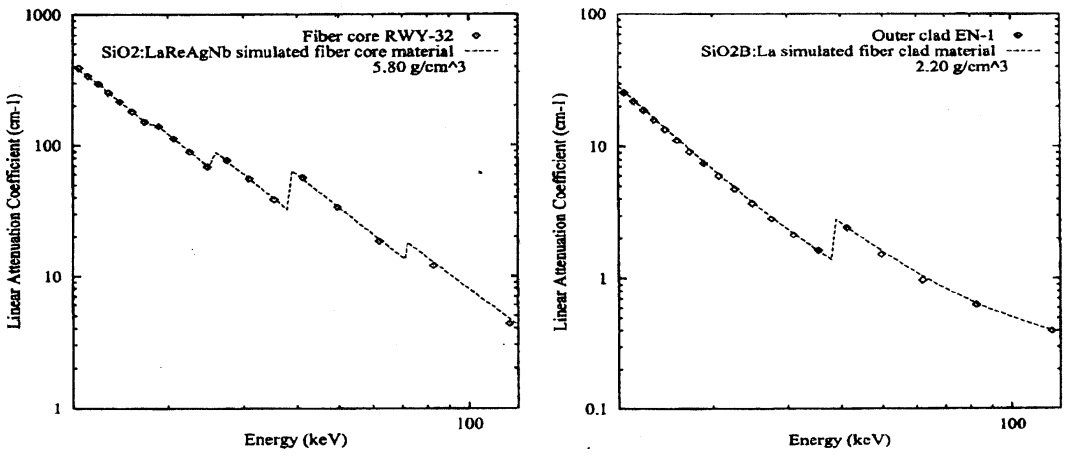


<그림 13> 단일 광섬유와 광섬유 판

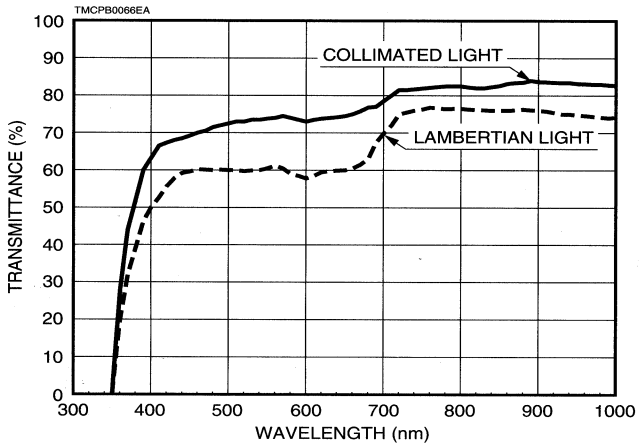
또한 광섬유 시스템의 중요한 특징은 넓은 범위의 각으로 입사한 광을 모을 수 있다는 점이다. 이것은 개구수(NA)로 나타낸다. 개구수(Numerical Aperture)를 정의하는 식은 광섬유를 포함한 모든 수광 시스템에 사용될 수 있다. <그림 13>에서와 같이 θ를 회전하면 수광 원뿔이 생기는데 이 원뿔각 밖으로 입사한 광선은 광섬유를 따라 전파하지 못하고 감쇠하게 된다. Core와 Cladding은 서로 굴절율이 다르기 때문에 그 경계 표면에서 반사가 일어난다. 그리고 최대 수광각(critical angle)이라는 것이 있어 그 최대수광각 안에 들어오지 않으면 core를 관통하여 나가 버린다. 광섬유의 최대수광각 안으로 입사한 각은 광섬유를 나갈때도 같은 각으로 나간다. 일단 수광각안으로 입사된 광은 <그림 15>은 Hamamatsu 사의 광섬유 판에 대한 입사 빛의 파장에 따른 전달율을 나타내고 있다. 제작사마다 전달율이 다를 수도 있다. 다음은 개구수를 정의한 식이다[10].

$$NA = n\sin\theta = \sqrt{n_0^2 - n_1^2} \qquad (4)$$

NA = 개구수, n = 공기의 굴절율(n=1), n_0 = core의 굴절율, n_1 = clad의 굴절율 θ = 최대 수광각



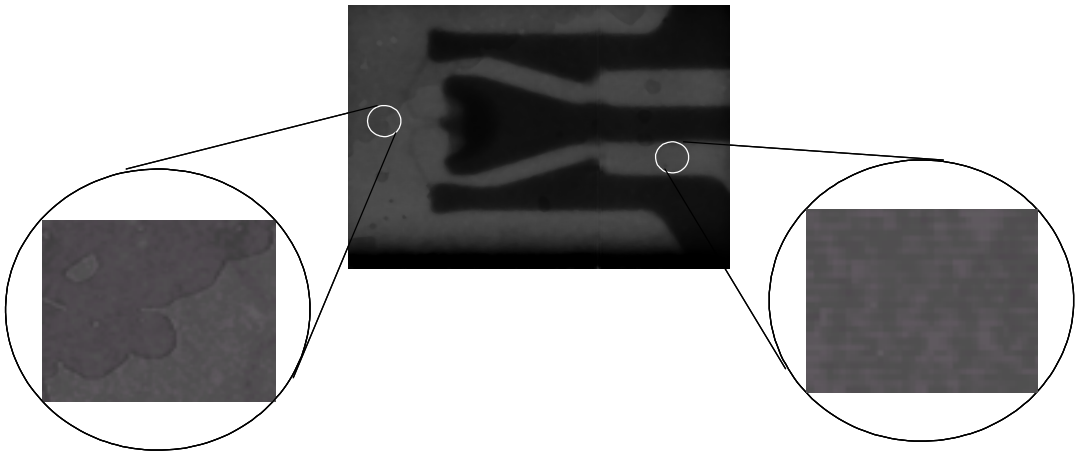
<그림 14> Core와 Cladding에서 에너지에 따른 X선의 감쇠



<그림 15> 광 파장에 따른 광섬유에서 광 투과율

5.2 광 섬유판 결합이 영상에 미치는 영향

광섬유 판은 단일 광섬유가 결합된 것이므로 각각의 광섬유가 빛 광자를 전달한다. 보통 CCD와의 결합에서 픽셀의 정렬의 불일치로 인하여 획득영상에 “Moire Stripes" 생성으로 아주 큰 해상도 저하를 가져온다. 또한 광학용 접착제를 사용한 결합시 결합면의 공기 유입으로 획득영상의 해상도를 저하시킬 수도 있다. <그림 16>는 단위 픽셀 9.6 um * 7.5 um인 CCD와 단일 광섬유 직경 6 um인 광섬유 판의 결에서 미정렬로 생긴 Moire Stripes 현상과 점도가 높은 광 접착제 사용시 공기유입으로 공기자국을 나타내고 있다. 이러 미정렬로 인한 현상은 CCD에 마이크로 렌즈를 사용하여 향상 시킬 수 있다.



A) 공기 유입 B) Moire Stripes

<그림 16> 광섬유판 결합으로 인한 해상도 손실

이와 같이 광섬유 판과 CCD의 광학적인 결합시 주의 사항은 다음과 같다.

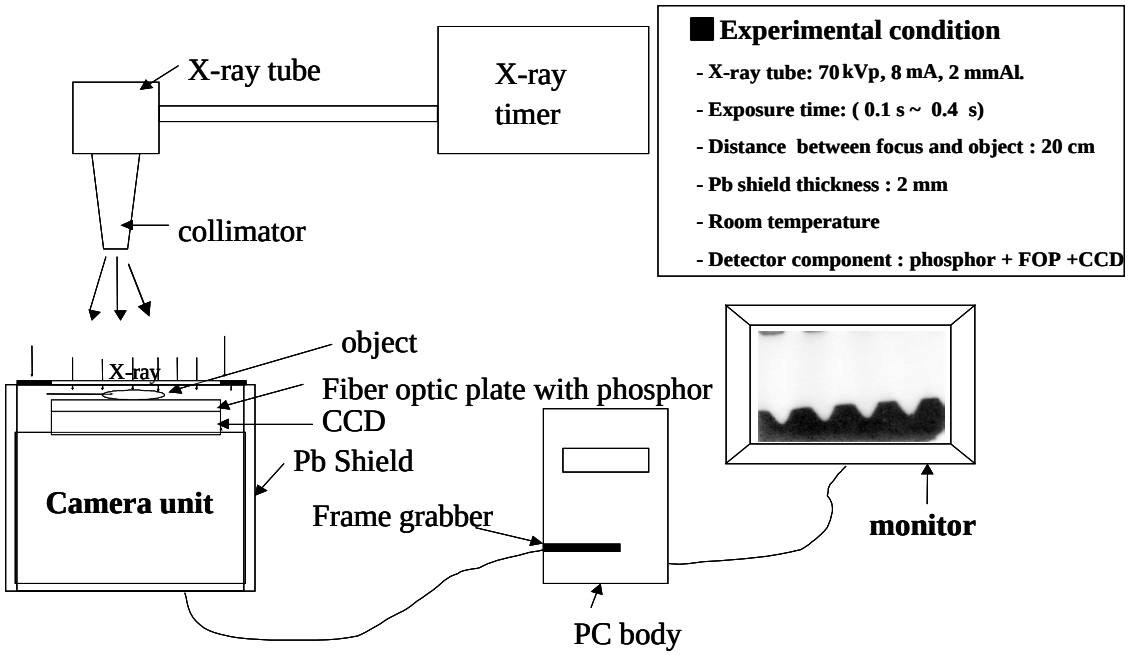
1) 광학용 접착제의 점성은 가능한 100 Cp(centipoise) 이하가 되어야 한다.
2) FOP와 접착제의 굴절율이 같거나 비슷해야 한다.
3) 광학용 접착제의 두께를 가능한 CCD 단위 픽셀의 1/2 보다 작고 균일하게 유지 해야한다.
4) FOP의 단일 광섬유와 CCD의 단위 픽셀의 정렬은 필수적이다. 만약 약간의 잘못된 정렬이 있으면 최종 결과 영상에 상당히 심각한 “Moire stripes" 현상이 생성된다.
5) CCD은 가동중에 열이 생성되므로 이러한 열에 의해 CCD를 구성하는 실리콘과 FOP의 사이에 열평창율을 고려한 접착이 요구된다.
6) 접착시 CCD와 FOP 사이의 결합면은 깨끗해야 한다.
7) 접착시 CCD 유효픽셀 주위의 bonding wire를 건드리지 않게 주의해야 한다.

6. Prototype X선 영상 시스템

6.1 X선 센서의 구조 및 특성

삼성 전자의 저가 모델인 1/3 인치 가시광선용 흑백 동영상 CCD 카메라, Gd2O2S:Tb 형광물질, 광섬유판을 이용하여 <그림 17>과 같이 Prototype X선 영상센서를 구성하였다. 실제적으로 치과용으로 쓰이기 위해서는 사람의 구강내에 들어가므로 센서 두께는 6 mm 이하가 되어야 한다.

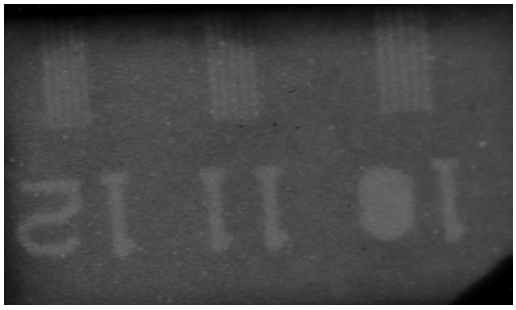
센서 구성요소의 특징에서 카메라는 interline transfer CCD를 사용하며 주사 방식은 2:1 lnterlace이다. CCD의 포토다이오드 Fill Factor는 25 % 정도이고 분광감도는 파장 545 nm에서 약 50 % 정도로 가장 좋으며 화소수는 23만 화소이며 단위 픽셀의 크기는 9.6*7.5 um이다. 형광물질 Gd_2O_2S:Tb는 영국 Applied Scin. 제품이며 미세 분말은 평균적으로 직경이 4 um이며 두께는 25 mg/cm^2 이다. 광섬유 판은 Schott사의 제품이며 Core와 Cladding은 7:3의 비율이며 두께는 3 mm이다. 광 섬유판과 CCD의 결합은 Loctite사 혐기성 광 접착제 No.366을 이용하였다. 영상의 실시간 캡쳐를 위하여 Data Trans.사의 DT3152 frame grabber을 사용하여 영상을 획득하였다. X선 발생기는 Trophy사의 IRIX708로 70 kVp, 8 mA, 2 mmAl이다. 컴퓨터 시스템은 펜티엄 프로 200 MHz를 이용하였으며 캡쳐 S/W는 비주얼 C로 프로그래밍하여 사용하였다.



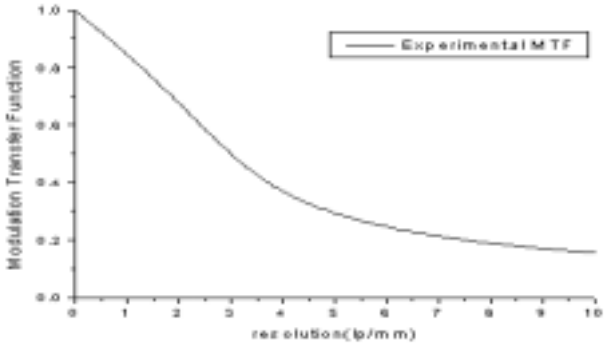
<그림 17> Prototype X선 영상센서의 단순도

6.2 영상 실험 및 결과

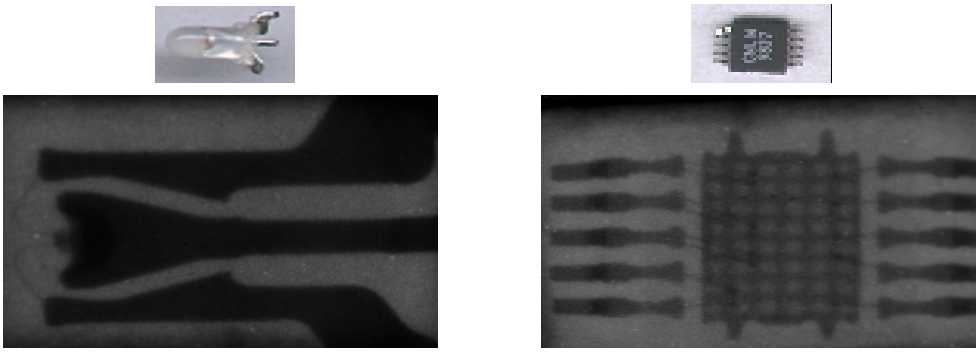
구성한 X선 영상 센서는 유효 면적이 5 mm* 4 mm인 한계로 치아와 같은 대조를 나타내는 적당한 크기의 물체를 영상 실험을 하였다. 각 실험의 조사시간은 0.1 ~0.2 초로 하였다. 본 센서를 이용한 영상 실험을 <그림 18>의 해상력 펜텀 영상과 <그림 19>의 Edge Method를 이용한 획득 영상의 MTF에서 본 시스템의 한계 해상도가 약 10 lp/mm 정도임을 확인하였다.



<그림 18> 해상력 펜톰 영상



<그림 19> 실험 센서의 MTF



a) Light emit diode　　b) micro chip

<그림 20>Prototype X선 영상 센서로 획득 영상

<그림 20>는 광 다이오드(LED)와 마이크로 칩 영상이며 조사시간은 각각 0.1초, 0.2 초이다. 영상 위쪽의 검은 부분은 미정렬로 인한 공백의 유효 픽셀 부분이다. 본 연구의 Prototype 시스템을 이용하여 영상을 획득한 결과 한계 해상도는 10 lp/mm로 나타났다. 또한 결과 영상에서의 흰 반점과 같은 양자잡음, 형광체의 구조적 결합, 광섬유 판의 미정렬로 인한 Moire Stripes 등의 해상도 저하 요인을 발견하였다. 이와 같이 현 상용화된 치과용 디지털 X선 센서의 한계 해상도는 10 lp/mm ~ 12 lp/mm 이므로 한계 해상도에서는 본 연구에서 구현한 센서가 비슷하나 잡음면에서 많은 차이가 있다. 이와 같은 해상도 저하 요인 중 미정렬에 의한 현상은 앞에서 언급한 고려조건을 이용한 정렬장치의 구성으로 해결이 가능하며 낮은 대조도는 영상향상 알고리즘, 최적형광 두께의 적용, CCD 픽셀의 마이크로 렌즈 사용으로 향상이 가능하다. 이에 대한 문제는 센서의 각 성분 결합을 재구성하여 앞으로 해결해야 될 과제이다.

7. 결론 및 고찰

본 연구논문에서는 간접 방식의 구내 치과용 디지털 X선 영상센서 개발시 획득영상의 해상도에 가장 중요한 인자인 형광물질 두께, FOP와 CCD의 결합 향상에 대한 연구를 수행하였다. 본 연구에서 형광물질은 일반 CCD 분광감도에 적당하며 X선 효율이 좋은 Gd_2O_2S:Tb를 선택하여 모사를 수행하였다. 모사에서 Gd_2O_2S:Tb의 다양한 두께 10 um ~ 120 um에 대한 X선 흡수율과 확산함수(Point Spread

Function)를 고려한 최적의 두께를 48 micron(X선 흡수율 15 %, 확산함수 반치폭 12 um)으로 결정하였다. 그러나 본 모사의 결과는 X선 효율이나 해상도에서 어디에 비중을 두느냐에 따라 그 최적 두께가 달라질 수 있다. 본 연구에서는 X선 효율과 해상도의 같은 비중을 두어 최적두께를 제시하였다.

간접 방식의 구내 치과용 디지털 X선 영상센서 구조와 같은 Prototype X선 영상센서의 구현으로 약 10 lp/mm의 해상도를 가지는 영상을 실시간 획득하였다. 획득 영상에서 해상도는 FOP의 잘못된 결합으로 Air bubble와 Moire Stripes로 심각한 손실을 보였다. 이와 같은 손실의 원인은 FOP와 CCD의 결합에서 각 픽셀간 미정렬과 고점도의 광 접착제 사용임을 확인하였다. 본 연구논문에서 FOP 결합에서 생기는 해상도 손실에 대한 방지책으로 단일 광섬유와 CCD의 단위 픽셀의 일대일 정렬이 가장 중요함을 확인하였다. 이외에 빛 광자의 효율을 위해 FOP와 CCD의 결합 두께는 CCD 픽셀 간격의 1/2 이하가 요구되며 점도가 낮은 광 접착제를 사용해야한다.

앞으로 모사로 계산된 최적 두께와 FOP와 CCD의 정렬장치를 구성하여 향상된 영상의 획득이 요구되며 또한 실제 70 kVp 연속 스펙트럼의 적용으로 모사를 수행하여 현 결과와 비교 분석이 필요하다.

참고 문헌

[1] Jacob Beutel, Harold L. Kundel, " Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics", SPIE PRESS, 1998, p229~253.

[2] Priv. Doz. Dr, " Evaluation of the new RadioVisioGraphy system image quality", Oral Surg Oral Surg Med. Oral Pathol, Vol 72, 1991, p627~631.

[3] Hamamatsu, "FOS for Digital X-ray imaging", Hamamatsu. Cat. No. TMCP9003E01, 1997.

[4] Psul P. "CCDs Reduce Radiation Exposure at the Dentist's",Laurin Publishing Co.,Inc, 1994.

[5] Istvan Nadey, Stephen Ross,"Charge-coupled-devece/fiberoptic taper array X-ray detector for protein crystallographyl.", SPIE Vol.3019, 1997.

[6] Andrew D A Maidment, Martin J Yaffe, "Analysis of signal propagation in optically coupled detectors for digital mammography: I. phosphor screens", phys. Mde. Biol. vol 40, 1995, p877.

[7] Ho Kying Kim, Gyuseong Cho, "Monte Carlo studies of metal/phosphor screen in therapeutic X-ray imaging" Nucl. Instru. and Meth. in Phy. Res. A 422. 1999, p 713~717.

[8] Hans-Goran Grondahl, "An Image Plate System for Digital Intra-oral Radiography." Dental Radiography, 1996.

[9] A Workman and DS Brettle, "Physical performance measures of radiographic imaging systems" Dentomaxillofacial Radiology, Vol 26, 1997, p 139~146.

[10] SHANNON and WYANT, "Fiber Optics" Applied optics and optical engineering, Vol 4, p1-29.

[11] Glenn F.Knoll, "Radiation Detection and Measurement Third Edition", Wiley, 2000.

[12] Michael J. Flynn, "Quantum Noise in Digital X-ray Image Detectors whith Optically Coupled Scintillators.", IEEE Trans.Nucl. Scie.,vol.43, No.4 1996.

[13] G.F.Knoll, " Detector a Program for Modeling Optical Properies of Scintillator ", TRIUMF,1996.

[14] Robert K. Swank, "Absorpiton and noise in x-ray phosphors.", General Electric Corporate Research and Development, 1973.