

치과 영상용 삽입형 초소형 X선 튜브의 가능성 연구

조성호^{***}, 김소영^{*}, 안소현^{*}, 임수미^{*}, 이레나^{***}

이화여자대학교 목동병원 방사선 종양학과^{*}, 이화여자대학교 의과연구소^{**}, 이화여자대학교 목동병원 영상의학과^{***}

Feasibility study of insertable miniature x-ray source for dental imaging

Sungho Cho^{***}, Soyeong Kim^{*}, Sohyun An^{**}, Soomee Lim^{***}, Rena Lee^{***}

Radiation Oncology Ewha Womans University Mokdong Hospital^{*}, Medical Research Institute Ewha Womans University^{**},
Radiology Ewha Womans University Mokdong Hospital^{***}

요 약

기존 구내 치근단 촬영용 장치는 환자 피폭선량, 촬영시 고통 등의 문제점을 지니고 있다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위한 신개념의 삽입형 초소형 X선 시스템의 가능성을 검증하였다. 먼저 초소형 X선 튜브에 사용될 콜리메이터와 필터를 설계하기 위하여 Geant4를 이용하여 최적의 콜리메이터 두께와 필터 두께를 결정하였으며 CdTe 검출기와 PX4 모듈을 이용하여 결정된 두께에서의 X선 스펙트럼을 확인하였다. 또한 기존 상용화된 치근단 촬영장치와 XOFT사의 초소형 X선 튜브를 이용하여 제작된 치아 팬텀에 대한 영상을 획득하였다. 그 결과 제안된 신개념의 삽입형 초소형 X선 시스템은 기존 시스템과 유사한 영상의 질을 나타내었다. 이는 향후 치근단 촬영용 장치를 비롯하여 다양한 응용부위에 활용할 수 있음을 나타낸다.

중심단어 : 치과 영상, 초소형 X선 튜브, 삽입형, 필터, 콜리메이터

Abstract

Conventional periphery radiography system has a various problem such as patient dose and the pain of X-ray examination. In this paper, to solve these problems, we suggested insertional miniature x-ray system and we verified the feasibility of this system. First, we performed the Geant4 x-ray simulation to design x-ray collimator and filter to use miniature x-ray tube and we decided optimized thickness of filter and collimator. Also, we measured x-ray spectrum using CdTe detector and PX4 module to verify simulation results. Also, we acquired teeth image of fabricated phantom using conventional dental x-ray and prosed miniature x-ray system. As a results, our system has good image quality as compared to those of conventional systems. Our evaluation of the proposed system indicates that it can be potentially very useful for dental imaging.

Key Words : Dental Imaging, miniature x-ray tube, insertable, filter, collimator

I. 서론

1. 초소형 X선 튜브

1895년 뢰트겐의 고에너지 음극선관을 이용한 음극선의 성질에 대한 연구로부터 X선이 발견된 이후 현재 사용되고 있는 X선관은 1913년 콜리지가 고안한 "Hot filament" X선관이다. X선관은 기본적으로 음극과 양극으로 구성되어 있으며 선팅장계수가 같으면서 용융점과 X선 흡수가 낮은 유리로 둘러싸여 있고 금속으로 만들어진 용기속에 들어있다. 또한 X선관 내부는 진공 상태로 되어 있는데 이는 전자의 이동 속도를 감소시키지 않도록 하여 효율적으로 X선을 발생시키고 필라멘트의 산화를 방지하여 X선관의 수명을 연장하기 위한 것이다^[1]. 이처럼 많은 제약 및 복잡한 구조로 인해 X선 튜브를 작게 제작하는 것은 매우 어려운 기술로 인식되어 왔다. 그러나 최근에는 이러한 X선 튜브를 작게 제작하여 다양한 부위에 적용하고자 기술이 보고되고 있다^[2]. 표 1은 이러한 초소형 X선 튜브의 개발 현황을 요약한 것이다^[2-7]. 이러한 초소형 X선 튜브는 표1에서 보는 바와 같이 X선관의 직경이 1cm 이하로 매우 작은 크기로 제작되고 있으나, 작은 단면적의 타겟으로 인해 현재 최대 전류가 300 μ A로 기존 X선 튜브와 비교하면 매우 작은 전류로 주로 방사선 치료용을 주 타겟으로 하여 X선관을 물이나 다양한 장치를 이용한 냉각장치를 부착하여 사용되고 있다. 이처럼 현재까지 개발된 초소형 X선관 장치는 영상용 장치가 아닌 수술중 방사선 치료장치(IORT)로 사용이 국한되어 있는 상황이다.

표 1. 초소형 X선 튜브의 개발현황

Table 1. Current state of miniature x-ray tube

	Xoft Inc. (2006)	Intrabeam (1996)	Adv. X-ray (2007)
전자선원	텅스텐 필라멘트 (열전자)	텅스텐 필라멘트 (열전자)	텅스텐 필라멘트 (열전자)
관전압, 관전류	50kV, 300 μ A	50kV, 40 μ A	30W
발생	15Gy/min (1cm, H ₂ O)	1Gy/min (10cm H ₂ O)	2Gy/min (1cm, H ₂ O)
X선량률	길이: 250mm	길이: 100mm	길이: 80mm
X선관 크기	지름: 5.4mm	지름: 3mm	지름: 2.2mm
X선 타겟	Be 1mm	Au/Be	Al alloy Mo target
구성	W target	0.5 μ m/0.5mm,	

2. 치과 장치용 초소형 X선 튜브

초소형 X선 튜브를 이용한 치과용 X선 장치는 본 연구팀에서 최초로 제안한 방식으로 장치의 개략도는 그림 1에서 보는 바와 같이 강내 삽입 가능한 초소형 기존 장치에 비해 피폭선량 저감, 환자의 고통 제거 등 많은 이점을 지니고 있다^[8]. 본 연구에서는 이러한 초소형 X선 튜브를 이용한 치과용 X선 장치 제작을 위해 기존 XOFT사에서 사용하고 있는 방사선 치료용 X선 튜브를 영상용으로 개조하기 위한 특성 평가 연구를 통하여 치과 장치용 초소형 X선 튜브의 가능성을 검증하고자 한다.

II. 연구대상 및 방법

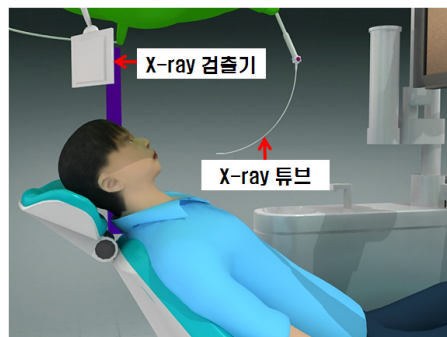


그림 1. 신개념 치근단 촬영장치의 개략도

Fig. 1. Schematic diagram of periapical radiography with new concept

1. 콜리메이터 및 필터 설계

방사선 치료용으로 사용되는 XOFT사 X선 튜브는 그림 2에서 보는 바와 같이 최대 50 kVp의 연속에너지를 나타냄으로 영상용으로 사용하기 위해서는 저에너지 X선을 제거하는 것이 바람직하다. 현재 임상에서 사용하고 있는 치과용 X선 장치는 이러한 저에너지 X선을 제거하기 위해서 2.1mm 알루미늄을 사용하고 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 저에너지 제거를 위한 필터 설계를 위해 GATE 8.0을 이용하여 Al filter 두께에 따른 X선 스펙트럼 분석을 수행하였으며^[9], 이를 통해 최적의 X선 필터 두께를 결정하고자 하였다. 이러한 실험 과정은 아래와 같다.

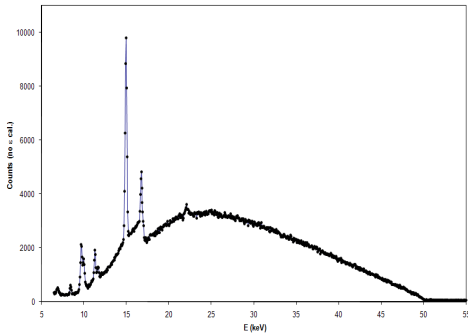


그림 2. 초소형 X선 튜브의 스펙트럼
Fig. 2. The X-ray spectrum of miniature x-ray tube

1.1. X선 스펙트럼 입력파일 생성

시뮬레이션을 위한 X선 스펙트럼 입력 파일 생성을 위해 XOFT사에서 제공하는 스펙트럼을 이용하여 GATE 8.0 사용을 위한 입력 파일을 생성하였다.

1.2. Geometry 설계

콜리메이터 재질 및 필터 두께에 따른 스펙트럼 및 플루언스(flucence) 분석을 위해 그림 3에 보는 바와 같이 반원 모양의 콜리메이터를 설계하였다. 콜리메이터의 open angle은 충분한 FOV 확보를 위해 60°로 설계하였으며, X선원과 콜리메이터간의 거리는 1mm, 콜리메이터 재질로는 구리와 스테인리스 스틸 두 가지 물질에 대한 플루언스와 AI 두께에 따른 스펙트럼의 변화를 Ge 검출기를 통하여 분석하였다. 또한 설계된 콜리메이터와 필터에서 발생하는 산란선의 분포를 추적(tracking)하여 분포여부를 관찰하였다.

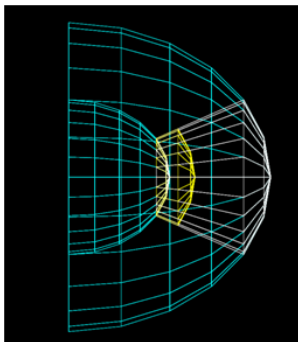


그림 3. 콜리메이터와 필터의 기하학적 모형
Fig. 3. The geometry of collimator and filter

1.3. 스펙트로미터를 이용한 실험

시뮬레이션으로 수행한 AI 두께에 따른 스펙트럼의 변화의 정확성을 검증하기 위하여 스펙트로미터를 이용하여 측정하였다. 사용된 검출기는 Amptek 사의 CdTe 검출기와 PX4 모듈을 이용하였다. CdTe 검출기는 상온에서도 비교적 정확한 스펙트럼 측정이 가능한 검출기이므로, 본 장치를 이용하여 실제 측정된 스펙트럼과 시뮬레이션 결과를 비교, 분석하였다.

2. X-ray 콘트롤러(Controller) 구성

방사선 치료용으로 설계된 초소형 X선 튜브는 XOFT사의 Axxent 장비와의 연결을 통해 구동이 가능하다. 본 연구에서는 이러한 초소형 X선 튜브를 간단히 동작할 수 있도록 고전압발생기와 X선 구동을 위한 제어회로를 구축하였다. X선 제어회로는 Tube의 On/Off 시간, filament current, kVp 제어가 가능하도록 GUI 기반의 구동장치를 구성하였다. 그림 4는 초소형 X선 튜브를 구동하기 위해 제작된 GUI를 나타낸다.

3. 치아 팬텀 제작

초소형 X선 튜브 모듈에 설계된 콜리메이터, 필터를 이용한 영상 획득을 위하여 치아 팬텀을 제작하였다. 제작된 팬텀은 실제 이대목동병원 치과에서 본 실험을 위하여 수집된 치아를 이용하였다. 그림 5는 제작된 팬텀을 보여준다. 인체 구강과 같은 구조의 팬텀 제작을 위하여 치아 뒤에 인체 등가물질인 볼러스를 부착하여 실제 영상에서 나타나는 영향을 관측하고자 하였다.

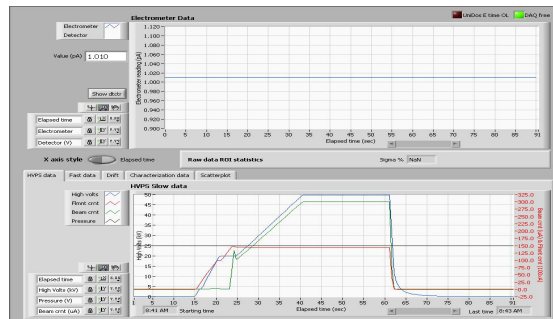


그림 4. 제작된 GUI
Fig. 4 Fabricated GUI



그림 5. 제작된 치아 팬텀
Fig. 5. Fabricated teeth phantom

4. 영상획득

콜리메이터, 필터의 최적화 및 팬텀 제작을 통해 초소형 X선 튜브를 이용한 영상 획득 실험을 수행하였다. 먼저 기존 치과에서 사용하고 있는 X선 촬영장치 [Trophy X선 튜브 & Kodak 검출기]를 이용하여 획득한 영상[70kVp, 8mA, 0.02s]과 XOFT사의 초소형 X선 튜브와 Vatech사 검출기[50Kvp, 0.1mA, 0.5s]를 이용하여 획득한 영상을 비교 분석하고자 하였다. 표2는 사용된 X선 튜브와 검출기의 성능을 나타낸다.

표 2. 검출기와 튜브의 성능

Table 2. The Specification of detector and x-ray tube

	X-선 튜브		X-선 검출기		
	Trophy사	XOFT사	-	Kodak	Vatech
Voltage (Kvp)	70 (고정)	~55	pixel pitch	18.5	35
current	8mA (고정)	~0.3mA	Conversion material	CsI	CsI
exposure time	0.02s	사용자 조절	Active Area(cm)	2 X 3	2 X 3
focal spot	0.7mm	X			

III. 결과 및 고찰

1. 콜리메이터 필터 실험 결과

표 3는 콜리메이터 재질 및 두께에 따른 X선 투과율을 보여준다. 1mm Cu 필터 적용 시 X선 관전압 50kVp에서 0.476% 투과율로 측정되었으며 스테인리스

-스틸의 경우 2mm의 두께를 사용할 경우 0.17%의 투과율을 나타낸다. 특히 2mm Cu 필터 적용시 0.021% 투과율을 나타내어 2mm Cu 만으로도 충분히 X선 차폐가 가능함을 확인할 수 있었다.

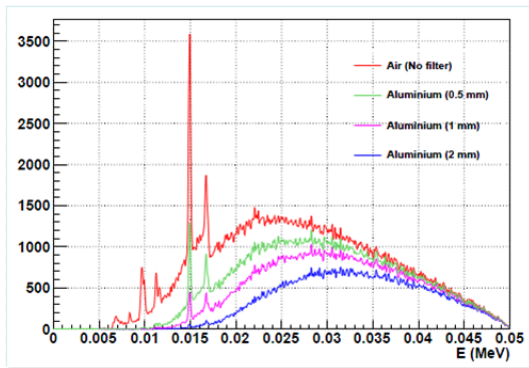
표 3. 구리와 스테인리스 스틸의 두께에 따른 투과율
Table 3. Transmission rate of Cu and Stainless-steel according to thickness

Collimator thickness [mm]	transmission rate	
	Cu	Stainless-steel
1	0.476	1.62
2	0.021	0.17
3	0.001	0.023
4	0.0001	0.0038
5	0.000006	0.0007

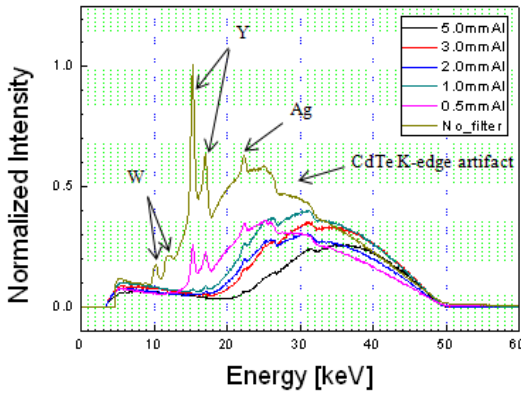
그림 6(a)는 알루미늄 두께에 따른 X선 스펙트럼의 변화를 나타낸다. XOFT사의 초소형 X선 튜브의 경우 10Kv 근처에서 특성 X선 피크가 나타나지만 알루미늄 2mm 필터를 사용할 경우 이러한 피크가 제거됨을 확인하였으며 20Kv 이하의 저에너지가 제거됨을 확인할 수 있었다. 시뮬레이션 결과를 검증하기 위하여 스펙트로미터를 이용하여 측정한 그림 6(b)에서도 나타나듯이 시뮬레이션 결과와 실험결과가 일치함을 확인하였으며 CdTe 검출기 사용으로 인한 K-edge artifact 또한 확인하였다^[10-11]. 이러한 저에너지 X선은 환자의 피폭선량에 큰 영향을 미치므로 의료영상 영역에서는 매우 중요하다. 본 실험을 통해 2mm Al 필터를 사용할 경우 20Kv 이하의 저에너지를 완벽히 제거할 수 있음을 확인할 수 있었다.

그림 7은 설계된 콜리메이터와 필터의 영향으로 인해 나타나는 산란선의 분포를 나타낸다. 초소형 X선 튜브의 선질 개선을 위해 제작된 콜리메이터와 필터가 실제 영상에서 얼마나 많은 산란선을 발생하며 영향을 미치는지를 관측하였다. 그림 7(a)는 XOFT 튜브에 2mm Al 필터와 콜리메이터를 사용하였을 때 나타난 스펙트럼을 보여준다. 그림 7(a)의 스펙트럼 또한 2mm Al 필터 적용에 의한 저에너지 영역의 제거 효과를 나타내고 있다. 그림 (b)는 이러한 지오메트리에서 나타난 primary 포톤과 scatter의 분포를 보여준다. 그림에서 나타난 스펙트럼 형성은 대부분이 primary 포톤

에 의한 것이며 아래쪽에 필터와 콜리메이터에 의한 산란선이 아주 조금 분포하지만 이는 에너지 스펙트럼에 영향을 주지 못한다. 그림 (c)는 (b)에서 나타난 아주 작은 부위의 산란선을 확대하여 이러한 산란선이 몇 번째의 산란을 거치는가를 확인한 것이다. 그래프에서 보여지듯이 산란선은 대부분 1st order 산란선이며, 아주 작게 2nd, 3rd 산란선이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 따라서 선질 개선을 위해 설계, 제작된 콜리메이터와 필터는 산란선의 영향은 주지 않으면서도 영상용 튜브에 적합하게 제작됨을 확인할 수 있었다.



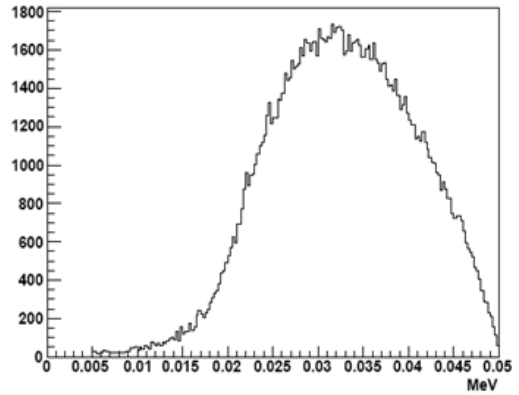
(a)



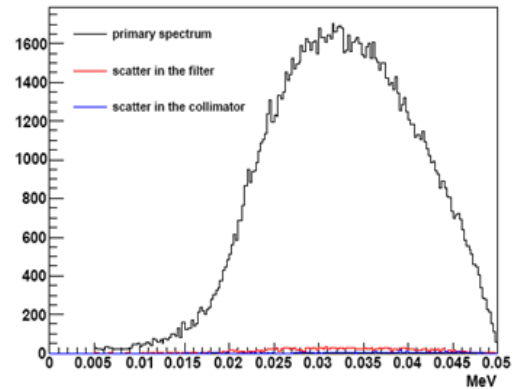
(b)

그림 6. 알루미늄 두께에 따른 X선 스펙트럼
(a) 시뮬레이션 결과 (b) 실험결과

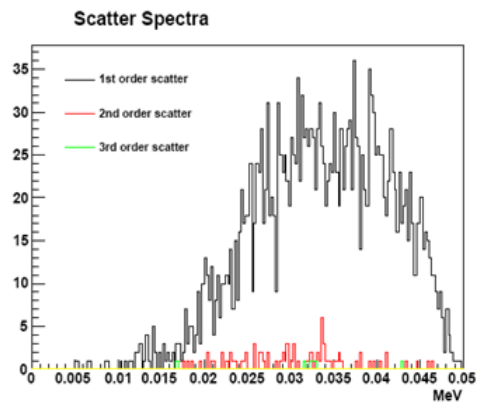
Fig. 6. X-ray spectrum according to Al thickness
(a) simulation result (b) experiment result



(a)



(b)



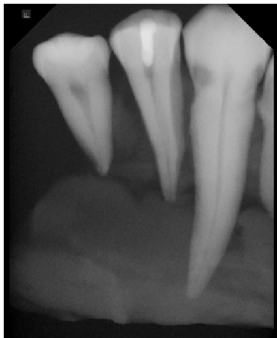
(c)

그림 7. 일차선 및 산란선의 분포

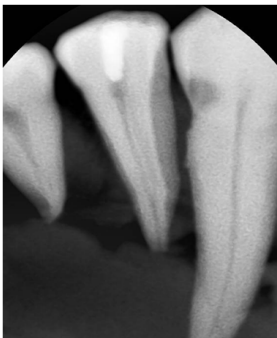
(a) 2mm Al 필터를 가진 X선 튜브의 스펙트럼
(b) 일차선 및 산란선 스펙트럼 (c) 산란선 스펙트럼
Fig. 7. The distribution of primary and scatter X-ray
(a) X-ray spectrum with 2mm Al filter
(b) Primary and Scatter spectra (c) scatter spectra

2. 영상 획득

그림 8은 제작된 팬텀을 이용한 획득한 영상이다. 제작된 팬텀의 기존 상용화된 치과영상용 장치와 XOFT사 튜브를 이용한 획득 영상 모두 우수한 영상의 질을 나타내고 있다. XOFT 튜브를 이용할 경우 전체적인 영상이 거칠게 나타나는 하나 두 영상 모두 실제 치아에서 법랑질, 상아질 및 중양부위의 치수강이 정확히 나타남을 확인 할 수 있다. XOFT 튜브와 바텍 검출기를 사용할 경우 전체적인 영상이 거칠게 나타나는 이유는 사용된 검출기의 픽셀 크기에 의한 것으로 판단된다. 기존 임상에서 사용하고 있는 코닥 검출기는 픽셀 크기가 18.5 μm 임에 반해 바텍 검출기는 35 μm 의 비교적 큰 픽셀 크기를 가짐에 따라 영상이 다소 거칠게 표현되었다.



(a)



(b)

그림 8. 획득된 팬텀 영상 (a) 트로피 튜브와 코닥검출기를 이용한 획득한 팬텀 영상 (b) XOFT 튜브와 바텍 검출기를 이용하여 획득한 팬텀 영상

Fig. 8. Acquired phantom image (a) Phantom image using Trophy tube & kodak detector (b) Phantom image using XOFT tube & Vatech detector

IV. 결론

본 논문에서는 치과 영상용 삽입형 초소형 X선 튜브의 가능성을 검증하기 위하여 초소형 X선 튜브에 적합한 콜리메이터 및 필터 수행에 대한 연구, 산란선 추적, 치아 팬텀을 이용한 영상획득에 관한 연구를 수행하였다. Geant 4를 이용한 시뮬레이션 결과 콜리메이터 물질로 구리 2mm가 적합함을 확인하였고, 필터 물질로는 Al 2mm가 최적의 저에너지 제거 특성을 나타냄을 확인하였다. 또한 필터나 콜리메이터 사용으로 인한 산란선의 영향을 트레이킹을 통하여 추적한 결과 산란선의 영향이 없음을 확인하였다. CdTe 검출기를 이용한 스펙트럼 측정 결과는 시뮬레이션 결과와 일치하였으며, 제작된 팬텀의 기존 상용화된 치과영상용 장치와 XOFT사 튜브를 이용한 획득 영상 모두 우수한 영상의 질을 나타내었다. 제안된 신개념 치과용 촬영 장치의 초소형 X선 튜브는 향후 치과 촬영장치에 새롭게 적용될 수 있음과 동시에 새로운 가능성을 확인할 수 있었다.

감사의 글

본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업(10035527)과 한국연구재단 중견연구자지원사업(2009-0085999) 및 일반연구자지원사업(2010-0010286)으로 수행되었기에 이에 감사드립니다.

참고문헌

- [1] B. C. Kang , "Oral and maxillofacial radiology", forth edition, , Narae Pbulishing, Inc., pp.1-23, 2008.
- [2] A. Haga, S. Senda, Y. Sakai, Y. Mizuta, S. Kita, and F. Okuyama, "A Miniature X-ray tube", Appl. Phys. Lett. Vol. 84, pp.2208, 2004.
- [3] D J Eaton and S Duck, "Dosimetry measurements with an intra-operative x-ray device", Phys. Med. Biol. Vol. 55, pp.N359-369, 2010.
- [4] A. Reyes-Mena, Charles Jensen, Erik Bard, D. Clark Turner and K. G. Erdmann, "MINIATURE X-RAY TUBES UTILIZING CARBON-NANOTUBE BASED COLD CATHODES", International Centre for Diffraction Data 2005, Advances in X-ray Analysis, Vol. 48, pp.204-209, 2005.

- [5] A. Reyes-Mena, Melany Moras, Charles Jensen, Steven D. Liddiard, and D. Clark Turner, "CHARACTERIZATION TECHNIQUES FOR MINIATURE LOW POWER X-RAY TUBES", International Centre for Diffraction Data 2005, Advances in X-ray Analysis, Vol. 47, pp.85-89, 2004.
- [6] S. Heo, A. Ihsan and S. Cho, "Development of super miniature x-ray tube for brachytherapy using carbon nanotube field emitters", Brachytherapy, Vol 8, No 2, pp.149, 2009.
- [7] D. Liu, E. Poon, M. Bazalova, B. Reniers, M. Evans, T. Rusch and F. Verhaegen, Phys. Med. Biol. Vol. 53, pp.61-75, 2008.
- [8] S.H. Cho, D.Y. Kim, K.W. Baek, and R.N. Lee, "Introduction of Dental X-ray imaging with new concept - intra oral x-ray tube", J. Ins. Elec. Eng. Kor, Vol. 48, No. 4, pp.94-101, 2011.
- [9] <http://www.opengatecollaboration.org/>
- [10] S. Miyajima, K. Imagawa and M. Matsumoto, "CdZnTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy", Med. Phys., Vol. 29, No. 7, pp.1421-1429, 2002.
- [11] S. Miyajima, "Thin CdTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy", Med. Phys. Vol. 30, No. 5, pp.771-777, 2003.