

논문 2011-48SC-4-13

신개념 치과용 X-선 영상장치 소개 - 강내형 X-선 튜브

(Introduction of Dental X-ray Imaging with New Concept - intra Oral x-ray Tube)

조 성 호*, 김 동 영*, 백 광 우**, 이 레 나**

(Sungho Cho, Dongyoung Kim, Kwangwoo Baek, and Rena Lee)

요 약

구내 치근단 촬영을 위한 수 많은 영상 장치가 활발히 연구되고 있으나, 현재까지의 X 선 장치는 강내형 센서 기반의 촬영 장치를 사용함으로써 환자의 고통, 피폭선량 등 많은 문제점이 있어왔다. 본 연구에서는 이러한 여러 문제점들을 해결할 수 있을 뿐만 아니라 이 분야에 새로운 변화를 가져올 수 있는 신개념의 치근단 촬영장치인 강내형 X-선 튜브를 사용한 치과용 영상 시스템을 소개한다. 이 신개념 치근단 X 선 촬영 시스템은 초소형 열전자 또는 냉전자 기반의 초소형 X-선 튜브, CMOS 기반의 검출기 및 이에 상응하는 자동 위치제어 및 시스템 제어장치를 포함한 몸체 부분으로 구성된다. 제안한 신개념 촬영 장치의 가능성을 알아보기 위하여 XOFT사의 초소형 X-선 튜브를 이용하여 시스템을 구축하였으며 이러한 시스템의 성능 평가를 콜리메이터 유무에 따라 평가하였다. 또한 기존 시스템과 신개념 영상장치를 모두 이용하여 동일 치아 영상을 획득한 후 비교 분석 함으로서 제안된 시스템이 보다 우수한 영상 획득 및 분석이 가능함을 보여 주었으며 이러한 결과는 치근단 X 선 촬영장치 분야에 새로운 변화를 가져올 수 있을 것으로 사료된다.

Abstract

Various kinds of medical imaging devices have been studied to develop periapical radiography. However, there are some problems such as high x-ray exposure rate and pains for patients because of the problems caused by intra-oral sensor based radiography system. In this study, a new concept of periapical radiography, intra oral X-ray tube and detector system, is introduced to solve these problems. This system is made up of miniature X-ray tube based on subminiature thermal electron or cold electron, CMOS based detector, and a body including automatic position and system control devices. In order to confirm the possibility of proposed new concept to periapical radiography, miniature x-ray tube from XOFT corporation is used to develop new x-ray system, and the performance evaluation of this system is performed according to collimator. Also, dental images are compared after acquiring both images from existing system versus new concept of system. As a result, new concept of system showed excellent image. Thus, it is considered that new concept of system will have a significant effect on medical imaging technology.

Keywords : periapical radiography, intra oral x-ray tube, detector, MTF

I. 서 론

1987년 필름을 사용하지 않은 디지털 치과 방사선 영

* 정회원, ** 정회원-교신저자, 이대목동병원 방사선종양학과

(Radiation Oncology, Ewha Womans University Mokdong Hospital)

** 정회원, 아주대학교 의과대학 치과학교실
(Dept. of Dentistry, School of Medicine, Ajou University)

※ 본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업(10035495)과 한국연구재단 중견연구지원사업(2009- 0085999) 및 일 반연구지원사업(2010-0010286)으로 수행되었음.

접수일자: 2011년3월16일, 수정완료일: 2011년5월12일

상 장치가 시장에 처음으로 소개되었다^[1]. 이러한 디지털 치과 방사선 영상 장치는 필름 저장을 위한 공간 문제 해결, PACS 연동, 현상액 미사용으로 인한 환경오염 문제 해결을 비롯하여 특히 기존 필름 방식의 영상과 비교하여 우수한 영상을 제공할 수 있는 이점으로 인해 급격히 발전해왔다.^[2~7] 이러한 디지털 치과용 방사선 장치는 현재 치근단 촬영 장치, 파노라마, 세팔로마, 콘빔형 전산화단층촬영장치(Cone Beam Computed Tomography) 등 다양한 기술로 발전되어왔으며, 이 중 치근단 촬영 장치는 기존의 필름 대신에 디지털 센서를 도입함으로써 현재 많은 장비가 개발 판매되고 있다.

표 1. 상용화된 치과용 강내형 센서

Table 1. Commercialized dental intra oral sensor.

Vendor	Product Name	Pixel Size (μm)	Technology	Measured spatial resolution (lp/mm)
Schick Technologies	CDR	40 × 40	CMOS	9
	CDR Wireless	40 × 40	CMOS	9
Cygnus Technologies	CygnusRay MPS	22 × 22	CCD	8
Provision Dental supplies	Dexis	40 × 40	CCD	11
Planmeca	Dixi 2 v3	19 × 19	CCD	11
Owandy/Julie RadioVision	DSX 730 - USB	21 × 21	CCD	13
	DSX 730 - Evolution	21 × 21	CCD	9
GE/Instrumentarium Imaging	Sigma	39 × 39	CCD	11
(Sirona)	Sidexis	39 × 39	CCD	10
Eastman Kodak	RVG-ui	19.5 × 19.5	CCD	12
	RVG 6000	18.5 × 18.5	CMOS	20
	RVG 5000	18.5 × 18.5	CMOS	14
Integra Medical	ViperRay	22.5 × 22.5	CCD	7
Gendex	Visualix HDI	22 × 22	CCD	11
Visident	Visident RSV	22 × 22	CCD	6
Gendex	DenOptix	Scan Pitch	PIP	11
Air Techniques Inc	ScanX	Scan Pitch	PIP	9



그림 1. 강내형 X-선 시스템
Fig. 1. Intra oral X-ray system.

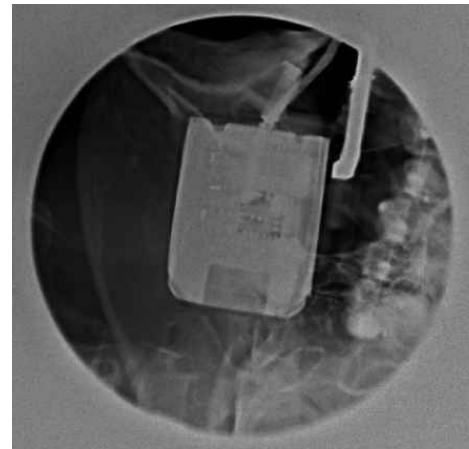


그림 2. 구내치근단촬영의 센서와 조사부위
Fig. 2. The Intra oral sensor and exposure region of periapical radiography.

표 1은 상용화된 치과용 강내형 센서(Intra-oral sensor)의 규격을 보여준다.

이러한 치근단 촬영장치는 그림 1에서 보는 바와 같이 CCD 또는 CMOS 형태의 X-선 센서를 입안에 삽입하고 외부에서 X-선 튜브를 영상을 얻고자 하는 곳에 위치하여 촬영하는 방식을 취하고 있다. 하지만 이러한 강내형 센서 방식은 외부에서 X-선을 조사하고 입안에 X-선 센서를 삽입함에 따라 다음과 같은 문제점이 존재한다.

첫째, X-선의 투과성으로 인해 원치 않는 부위가 조사될 뿐 아니라 실제 촬영부위보다 더 큰 부위를 조사

함에 따라 환자의 피폭선량을 증가시키는 단점이 있다.

그림 2는 실제 치아 영상 촬영시 IP(Image Plate)를 이용하여 치근단 촬영시 환자의 목 뒤에 위치한 IP에서 획득한 영상이다. 그림 2에 나타난 바와 같이 실제 강내형 센서보다 더 큰 부위를 조사함에 따라 병변부위가 아닌 다른 부위에도 방사선이 피폭될 뿐 아니라 X-선의 투과성으로 인해 두개골, 갑상선 등 원치 않는 부위에도 X-선이 조사된다. 또한 치근단 촬영의 경우 최근 2010년 식품의약품안전청 연구용역사업 연구결과 보고서에 따르면 치근단 촬영조건이 병원마다 매우 다양하게 이루어지고 있으며, 이러한 촬영조건하에서 환자의

표 2. 치근단 촬영시 측정된 환자선량
Table 2. The measured patient dose of periapical radiography.

	Dose(mGy)	DAP(mGy-cm ²)
최소값	0.21	5.5
최대값	10.98	304.2
평균값	2.11	59.4
환자선량 권고량	3.07	87.4

피폭선량은 0.2mGy~10mGy로 환자선량 권고량인 3.07mGy를 초과하는 조건으로 수 많은 병원에서 사용되고 있는 등 환자의 피폭선량면에서 아주 심각한 문제를 지니고 있다.^[9] 표 2는 전국 126개의 의료기관에서 치근단 촬영시 측정된 환자선량을 보여준다.^[9]

둘째, X-선 센서를 입안에 직접 삽입함에 따라 일정한 시간을 요구하는 X-선 촬영시 환자가 이를 이겨내지 못하고 구토를 하는 등 영상촬영 그 자체에 많은 문제점을 노출하고 있다. 이러한 환자의 고통은 특히 대구치 촬영 시 목젓과 X-선 센서가 매우 근접해지는 관계로 더욱 심하게 나타나 촬영 시 많은 제약이 있으며, 어린이의 경우 이런 문제점은 더욱 심각하다.

한편, 1895년 뢰트겐에 의해 X-선이 발견된 이후 다양한 X-선 튜브가 개발, 판매되고 있다.^[10~11] 이러한 X-선 튜브는 대형의 고용량 X-선 튜브 개발로 이루어지다 최근에는 portable 방식의 다양한 X-선 튜브가 개발되고 있으며^[12,13], 몇 년전 부터는 초소형 X-선 튜브에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다.^[14~15] 이러한 초소형 X-선 튜브는 다양한 응용분야에 걸쳐 여러 가지 형태로 제작되고 있으며, 기존의 열전자 기반의 방식에서 냉음극 방식으로 개발이 활발히 진행되고 있다.^[15~16]

본 연구에서는 기존 치근단 촬영장치에서 나타난 문제점을 근본적으로 해결하기 위하여 현재 그 연구가 활발히 이루어지고 있는 초소형의 X-선 튜브를 이용하여 새로운 개념의 강내형 X-선 튜브 시스템에 대한 소개를 하고자 한다.

II. 본 론

1. 신개념 치근단 촬영장치

그림 3은 앞서 언급한 치근단 촬영장치의 문제점을 해결할 수 있는 신개념 치근단 촬영장치인 강내형 X-



그림 3. 신개념 치근단 촬영장치의 개략도
Fig. 3. Schematic diagram of periapical radiography with new concept.



그림 4. 신개념 치근단 촬영장치의 X-선 콜리메이터
Fig. 4. X-ray collimator of periapical radiography with new concept.

선 튜브 시스템의 개략도를 보여준다. 이 시스템은 초소형 X-선 튜브, CMOS 또는 CCD 기반의 검출기, X-선 튜브와 검출기의 위치제어를 비롯한 다양한 시스템 제어장치를 포함한 몸체 부분으로 구성된다. X-선 튜브는 열전자 또는 CNT(Carbon Nano Tube) 기반의 초소형 X-선 튜브로 제작가능하며 튜브의 직경은 2cm 미만으로 입안에 삽입하기 위하여 유연성을 가지는 초소형 X-선 튜브이다. X-선 검출기는 CMOS 기반의 검출기로서 픽셀 크기는 대략 50 μ m 이내이며 10 × 10cm 정도의 크기를 가짐으로 한 번에 여러개의 치아 촬영이 가능한 검출기로 구성된다.

치근단 촬영시 먼저 초소형의 X-선 튜브가 입안으로 삽입되며 촬영하고자 하는 부위에 따라 그림 4에서 나타난 바와 같이 X-선 튜브 외부의 콜리메이터가 회전하여 X-선 출력방향을 제어하며 이때 콜리메이터 회전에 따른 움직임은 CMOS 검출기가 감지하여 X-선 출

력방향과 직각이 되는 부분에 위치하게 된다. 이후 X-선틀 조사하여 원하는 부위의 치아 영상 획득이 가능하게 된다. 이러한 시스템은 몇 개의 원하는 특정 치아의 촬영 뿐 아니라 X-선 튜브 외부의 콜리메이터가 순차적으로 회전함에 따라 검출기도 이에 동기를 맞추어 연속적으로 촬영이 가능하게 함으로서 안면부 전체 촬영도 가능하게 됨으로서, 파노라마 영상도 가능하게 할 수 있다.

III. 실험

제안된 X-선 촬영장치의 구현 검증 및 Feasibility 검증을 위해서 현재까지 진단용 초소형 X-선 튜브가 개발되지 않은 관계로 XOFT 社의 방사선 치료용 장비인 Axxent를 이용하여 이를 검증하였다. XOFT 社의 Axxent는 IORT (Intra-operative radiation therapy)를 비롯하여 근접치료(Brachytherapy), 피부암 치료를 위해 새롭게 제작된 장비로 2009년 미국 식품의약품 안전청의 승인을 얻어 현재 미국에서는 수 많은 병원에서 임상에서 사용되고 있으며, 국내는 현재 이화여자대학교 목동병원에서 국내 최초로 도입한 장비이다[그림 5]. XOFT 社의 Axxent 장비는 몸체, X-선 튜브, Well chamber, controller 등으로 구성되어 있으나 본 연구에서는 초소형의 X-선 튜브를 이용한 intra-oral x-선 튜브의 가능성을 검증하기 위하여 초소형의 X-선 튜브를

이용하여 치아 영상을 획득하고자 하였다. 이러한 XOFT 社의 Axxent 장비는 방사선 치료용으로 설계, 제작됨으로서 X-선 튜브의 선질(beam quality)에 대한 QA(Quality Assurance) 부분을 매번 거쳐야 하는 불편함이 있지만 향후 이러한 불편함을 제거하기 위하여 영상용 X-선 튜브 및 컨트롤러, 고전압 인가장치를 따로 설계 제작할 것이다. 그림 6은 Axxent에서 방출되는 X-선 튜브의 스펙트럼을 보여준다.

신개념 삽입형 치과용 X-선 영상 획득을 위해 그림 7과 같은 시스템을 구축하였다. 먼저 XOFT 社의 초소형 X-선 튜브, CMOS 검출기를 이용하여 신개념 삽입형 촬영장치 검증을 위한 영상을 획득하였으며 이때 콜리메이터 유무에 따른 영상을 획득하여 평가하였다. 사용된 콜리메이터 구멍의 크기는 2.1mm이며, 검출기는 Rad-icon사의 CMOS(shad-o-snap)를 이용하였으며 X-선 튜브와 CMOS와의 거리는 50mm로 설정하였다.

CMOS의 Pixel pitch는 50 μ m, Integration time은 500 ms로 조절하였으며 치아 및 Test pattern 에 대한

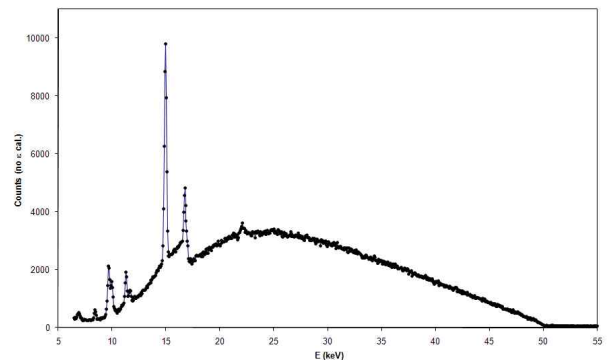


그림 6. Axxent 장비의 X-ray spectrum
Fig. 6. The X-ray spectrum of Axxent controller.

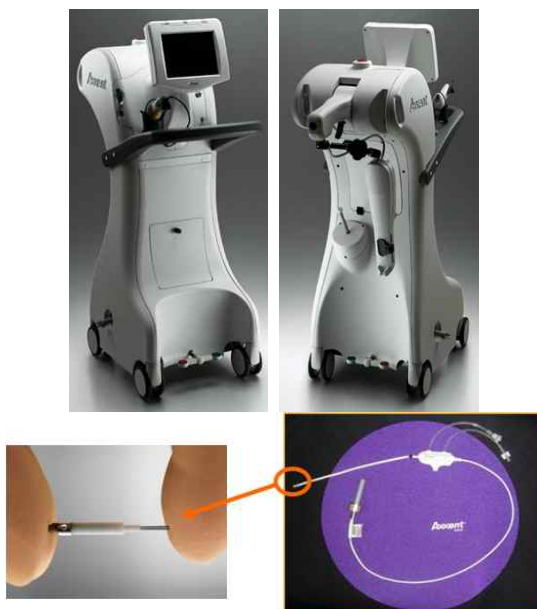


그림 5. Axxent 장비 및 초소형 X-선 튜브
Fig. 5. Axxent controller and miniature x-ray tube.

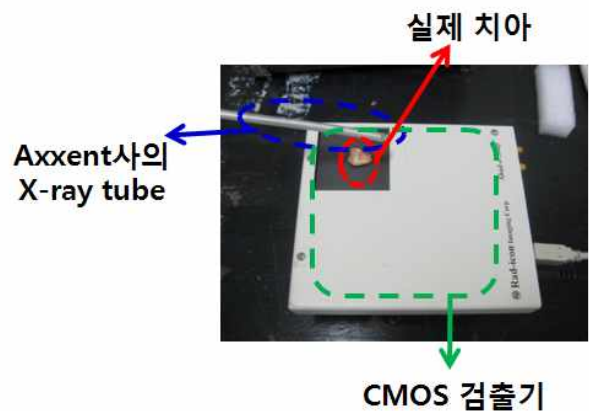


그림 7. 실험 장치도
Fig. 7. The experimental set-up.

영상을 획득하였다. 현재 치근단 촬영을 위해 사용되는 X-선 에너지는 60-70Kvp, 1-8mA, 0.02-0.5s로 병원마다 장치의 특성에 맞게 다양하게 사용되고 있으나 현실시험에서 에너지는 Axxent에서 최대로 출력될 수 있는 50KvP, 0.3mA로 고정하고 검출기 Integration time을 500ms로 하여 임상에서 사용하고 있는 조건과 비슷한 조건으로 설정하였다. 또한 획득한 Test pattern 영상에 대한 MTF(Modulation Transfer Function) 값을 평가하기 위하여 Test pattern 각 라인의 신호파형을 분석한 후 아래 수식을 이용하여 MTF 값을 도출하였다.

$$MTF = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad (1)$$

L_{max} : line pair에서 최대 signal 값

L_{min} : line pair에서 최소 signal 값

또한 이렇게 획득한 영상된 신개념 삽입형 촬영장치와의 비교를 위해 기존 치근단 촬영장치(Trophy社 CCX)와 검출기(Kodak社 RVG 6500)를 이용하여 70Kvp, 8mA, 0.02s의 조사조건에서 치아 영상을 획득하여 비교하였다.

IV. 결과 및 분석

그림 8은 기존 치과용 강내형 센서와 X-선 튜브를 이용한 치아 획득 영상과 신개념 삽입형 촬영장치 구축을 통해 획득한 치아 영상이다. 그림 8에서 보는 바와 같이 기존 치과용 장치에서 획득한 사진에 비해 신개념 삽입형 촬영장치의 경우 치아 중간에 gray scale 저하, background에서 노이즈 증가로 인해 영상의 질이 기존 X-선 촬영장치보다 좋지 못하다. 이러한 문제는 크게 아래와 같이 세 가지의 이유를 들 수 있다. 첫째, 현 시스템에서 사용한 CMOS(Rad icon社)의 픽셀 크기는 50 μ m, 강내형 센서(Kodak社) X-선 촬영장치의 경우 18.5 μ m로 물리적 픽셀 크기의 차이로 영상이 좋지 못할 뿐 아니라 시험에 사용한 CMOS 검출기의 신호 레벨이 최적화 되지 못하였기 때문이다.

둘째, 기존 치과용 X-선 튜브의 경우 60, 70 Kvp의 높은 양극 전압과 타겟물질로 텅스텐을 사용한 반면 현 시스템에서 X-선 튜브는 방사선 치료용으로 제작된 초소형 X-선 튜브로 양극 전압은 50Kvp, 타겟물질은

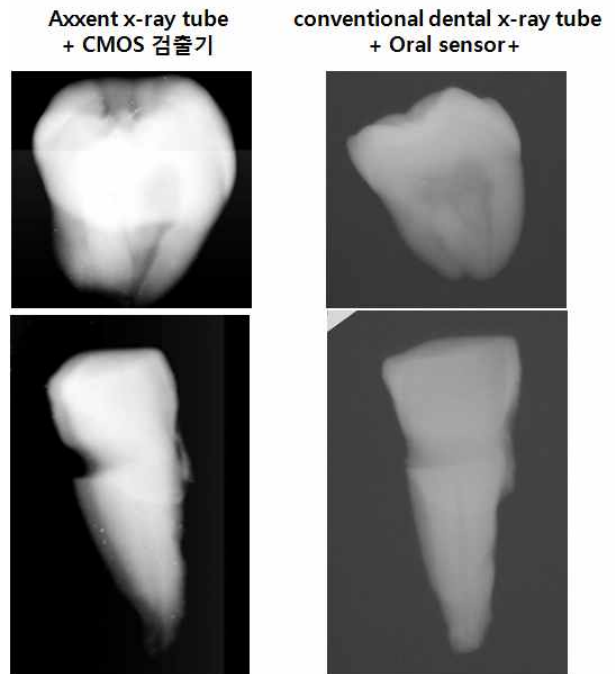
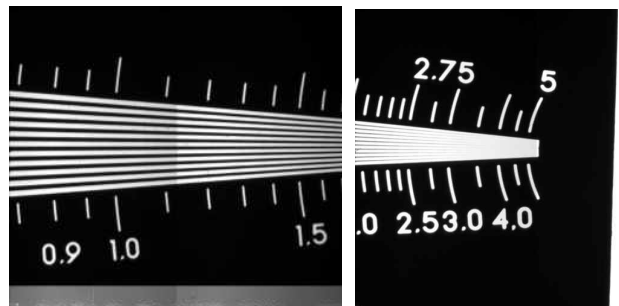
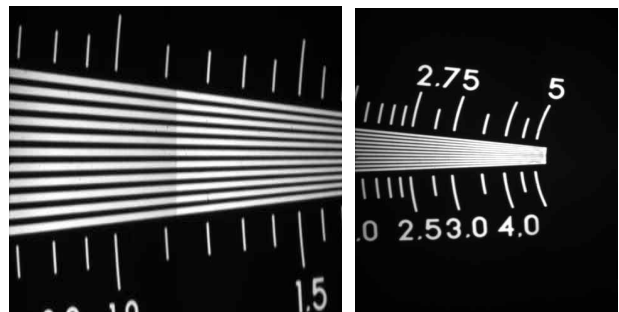


그림 8. 신개념 삽입형 촬영장치와 치과용 X-선을 이용하여 획득한 치아 영상

Fig. 8. The dental image using insertional X-ray system with new concept and conventional dental X-ray.



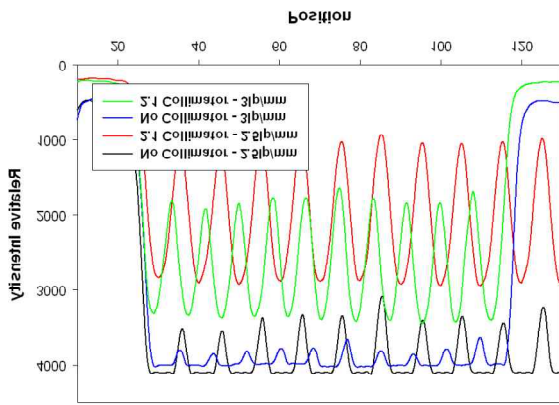
(a) 콜리메이터 없이 촬영한 Test pattern



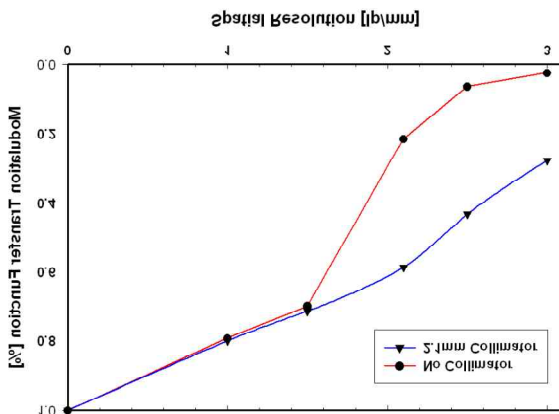
(b) 2.1mm 콜리메이터 사용한 Test pattern

그림 9. 콜리메이터에 따른 테스트 패턴 영상

Fig. 9. The test pattern image according to collimator.



(a) 콜리메이터에 따른 signal profile



(b) 콜리메이터에 따른 MTF 그래프

그림 10. Collimator에 따른 signal profile & MTF
Fig. 10. The signal profile and MTF according to collimator

AlN, Yttrium 등으로 제작되었다. 따라서 X-선 스펙트럼에서도 알 수 있듯이 기존 튜브에 비해 특성 X-선이 낮은 영역에서 나타날 뿐 아니라 발생된 X-선 스펙트럼 중 20KeV 아래 영역이 전체 광자의 30%이상을 차지하는 등 저에너지 영역의 광자가 많으므로 X-선 투과성 저하 및 산란선으로 인해 영상의 질이 저하 될 수 있다.

마지막으로, 현 시스템의 X-선 튜브는 투과형 타켓으로 기존 치과용 X-선 튜브의 경우 0.4~1mm 이내로 매우 작은 focal spot을 가지지만 투과형 타켓의 경우 focal spot이 존재하지 않음으로서 콜리메이터에 따른 X-선 beam의 penumbra가 나타나게 되며 이는 영상의 질을 저하시키게 된다.

그림 9 (a)는 Rad-icon 社의 CMOS 검출기와 Axxent X-선 튜브를 이용하여 콜리메이터 없이 획득

한 Test pattern의 사진이며 (b)의 경우 2.1mm 콜리메이터를 이용하여 획득한 Test pattern 사진이다. 영상에서 보는 바와 같이 2.5 lp/mm이상에서 콜리메이터 유무에 따른 Test pattern의 구별이 확연히 차이가 나는 것을 알 수가 있으며 전체적인 영상이 콜리메이터를 사용했을 때 더욱 좋아짐을 확인 할 수 있다. 그림 10(a)는 이러한 Test pattern 영상에 대한 signal profile을 2.5 lp/mm와 3 lp/mm에서 분석한 그래프이며, 그림 10(b)는 콜리메이터 유무에 따른 MTF 그래프이다. 그림 10(b)에 나타나듯이 저해상도에서는 콜리메이터 유무에 상관없이 높은 MTF 값을 나타내고 있지만 1.5 lp/mm 이상에서는 콜리메이터를 사용하지 않았을 때 급격한 MTF의 저하를 보여준다.

이는 XOFT 튜브의 경우 방사선 치료용으로 튜브의 focal spot이 존재하지 않은 투과형 타켓으로 X-선 beam의 방향성이 치과용 튜브보다 떨어지게 되며, 이러한 방사형 분포는 영상에서 penumbra를 크게 만들어 영상에서 blurring이 나타나게 되어 전체적인 영상의 질이 떨어지게 된다. 반면에 콜리메이터를 사용할 경우 이러한 빔의 방사형 분포를 콜리메이터가 일정한 방향성을 만들어 줌으로서 해상도에서 급격한 저하를 방지하기 때문이다. 하지만 이러한 두 시스템 모두 투과형 타켓으로 인한 빔의 penumbra가 크게 나타남으로 향후 이러한 문제는 X-선 beam path에 대한 연구, 산란선에 대한 연구, 검출기의 최적화 및 그리드에 대한 연구를 통해 해결 할 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 논문에서는 기존 강내형 센서 기반의 촬영장치를 사용함에 따라 환자의 고통, 피폭선량 등의 문제점을 해결할 수 있는 신개념 치근단 촬영장치인 강내형 X-선 튜브 및 검출 시스템에 대한 소개 및 기초연구를 수행하였다. 제안한 시스템의 가능성 검증을 위해 치아 영상을 획득하여 기존 치과촬영용 시스템과 비교하였다. 또한 실험 시스템에서의 영상 화질 개선을 확인하기 위해 콜리메이터 사용을 통해 X-선 Beam의 방향성을 모사함으로써 영상 화질의 급격한 개선이 이루어질 수 있음을 확인하였으며 이러한 화질개선은 고주파수로 갈수록 그 결과가 뚜렷이 나남을 확인 하였다. 또한 획득한 치아 영상은 기존 시스템보다 영상의 질이 다소 저하된 영상이 획득되었지만 향후 검출기 및 콜리메이

터 최적화등 시스템 최적화를 통해 영상 개선이 가능함을 확인할 수 있었다. 제안한 신개념 치과용 촬영장치는 향후 치과 촬영장치에 새롭게 적용될 수 있음과 동시에 새로운 가능성을 확인할 수 있었다.

감사의 글

본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업(10035495)과 한국연구재단 중견연구자지원사업(2009-0085999) 및 일반연구자지원사업(2010-0010286)으로 수행되었기에 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] Nelvig P, Wing K and Welander U. "Sens-A-Ray: a new system for direct digital intraoral radiography", *ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHOL.*, vol 74, no 6, pp. 818-823, Dec, 1992.
- [2] Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen L and Mouyen F, "Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth: a comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs and radiovisiography", *ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHOL.*, vol 72, no 5, pp. 621-626, Nov, 1991.
- [3] Shearer AC, Homer K and Wilson NH. "Radiovisiography for imaging root canals: an in vitro comparison with conventional radiography", *Quint Int.*, vol 21, no 10, pp. 789-794, Oct, 1990.
- [4] Furkart A J, Dove SB, McDavid WD, Nummikoski P and Matteson S. "Direct digital radiography for detection of periodontal bone lesions", *ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHOL.*, vol 74, no 5, pp. 652-660, Nov, 1992.
- [5] C. Fröjd, J. Andersson, R. Bates, M. Heuken, R. Irsigler, C.S. Petersson, V. O'Shea, K. Smith, H. Stamatakis and U. Welander, "New sensors for dental X-ray imaging", *Nucl. Instr. and Meth. A*, vol 434, no 1, pp. 18-23, Nov, 1994.
- [6] H. Cho, S. Choi, J. Kim, Y. Koo, T. Kim, C. Ro, B. Lee, S. Kim and H. Kim, "Performance evaluation of a digital intraoral imaging device based on the CMOS photosensor array coupled with an integrated X-ray conversion fiber-optic faceplate", *Nucl. Instr. and Meth. A*, vol 579, no 1, pp. 330-333, Aug, 2007.
- [7] M.A. Abdalla, C. Fröjd and C.S. Petersson, "A CMOS APS for dental X-ray imaging using scintillating sensors", *Nucl. Instr. and Meth. A*, vol 460, no 1, pp. 197-203, Mar, 2001.
- [8] 안용학, 채옥삼, "지식기반 다중 템플릿을 이용한 치과용 디지털 X-ray 영상에서의 미세변화 검출에 관한 연구", 대한전자공학회논문지 제47권 SP편 제3호, 70-80쪽, 2010년.
- [9] 김은경, "치과 X선 검사에서의 환자선량 권고량 마련을 위한 연구", 식품의약품안전청 용역연구개발과제, pp. 32, 2009.
- [10] Th. Meinschad, C. Strel, P. Wobruschek and Ch. Eisenmenger-Sittner, "Construction of a windowless Si-anode X-ray tube for a more efficient excitation of low Z elements on Si-wafer surfaces in total reflection fluorescence analysis", *Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy*, Vol 58, no 12, pp. 2069-2077, Dec, 2003.
- [11] A. Miceli, R. Thierry, M. Bettuzzi, A. Flisch, J. Hofmann, U. Sennhauser and F. Casali, "Comparison of simulated and measured spectra of an industrial 450 kV X-ray tube", *Nucl. Instr. and Meth. A*, Volume 580, no 1, pp. 123-126, Sep, 2007.
- [12] P. Pittayapat, C. Oliveira-Santos, P. Thevissen, K. Michielsen, N. Bergans, G. Willems, D. Debruyckere and R. Jacobs, "Image quality assessment and medical physics evaluation of different portable dental X-ray units", *Forensic Science International*, vol 201, no 1-3, pp. 112-117, Sep, 2010.
- [13] E. Sato, Y. Hayashi, R. Germer, E. Tanaka, H. Mori, T. Kawai, T. Ichimaru, S. Sato, K. Takayama and H. Ido, "Portable X-ray generator utilizing a cerium-target radiation tube for angiography", *J. Electron Spec. Pheno.*, vol 137, pp. 699-704, Jul, 2004.
- [14] R. Carolina, R. Pelle and H. Klas, "Diamond membrane based structures for miniature X-ray sources", *Diamond and Related Materials*, vol 11, no 1, pp. 1-7, Jan, 2002.
- [15] 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, Apr, 2009.
- [16] A.S. Baturin, A.I. Trufanov, N.N. Chadaev and E.P. Sheshin, "Field emission gun for X-ray tubes", *Nucl. Instr. and Meth. A*, vol 558, no 1, pp. 253-255, Mar, 2006.

저 자 소 개



조 성 호(정회원)
2003년 인제대학교 의용공학과
학사 졸업.
2005년 인제대학교 의용공학과
석사 졸업.
2009년 인제대학교 의용공학과
박사 졸업.

2011년 현재 이대목동병원
방사선종양학과 연구교수
<주관심분야 : 의공학, 방사선종양학, 영상센서>



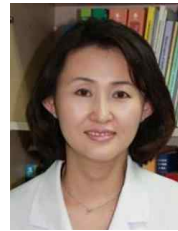
백 광 우(정회원)
1978년 서울대학교 치과대학
학사 졸업.
1987년 일리노이 대학교 치과대학
석사 졸업.
1999년 서울대학교 치과대학
박사 졸업.

2011년 현재 아주대학교 의과대학
치과학교실 주임교수
<주관심분야 : 소아치과학, 장애인치과학, 수면치
료학, 예방치의학>



김 동 영(정회원)
1989년 고려대학교 물리학과
학사 졸업.
1991년 고려대학교 물리학과
석사 졸업.
1997년 고려대학교 물리학과
박사 졸업.

2011년 현재 이화여자대학교
의과학연구소 연구교수
<주관심분야 : 의공학, 방사선종양학, 영상처리>



이 레 나(정회원)
1990년 강원대학교 물리학과
학사 졸업.
1994년 MIT 원자핵공학과
석사 졸업.
1998년 MIT 원자핵공학과
박사 졸업.

2011년 현재 이대목동병원
방사선종양학과 교수
<주관심분야 : 의공학, 방사선종양학, 영상센서,
영상처리>