

# 적절한 디지털 영상취득을 위한 구내 방사선 촬영장치의 요구성 연구

연세대학교 원주의과대학 치과학교실<sup>1</sup>, (주)메디코텍<sup>2</sup>  
이승원<sup>1</sup>, 김영수<sup>2</sup>, 주성대<sup>1</sup>, 강승훈<sup>1</sup>

## ABSTRACT

### A study of required characteristics of standard dental X-ray source for the acquisition of optimum digital image

Yi, Seung-Won, D.D.S, L.D.S, Odont.Dr.

Department of Dentistry, Wonju Medical College Yonsei University

This study was performed to find the required characteristics of a standard dental X-ray source with which the right digital image for diagnosis can be acquired through the CCD or CMOS-based direct radiation detector (digital X-ray sensor).

For the experiment, two types of X-ray source were used, namely half-wave rectified and inverter circuit for making high voltage. And the characteristics of each X-ray source were described for analyzing the current type that is directly interrelated with X-ray beam types. For the measurement of radiation, silicon-based dosimeter was used.

From this experiment, radiation dose was very different to the types of X-ray source. Half-wave rectified X-ray generator radiated the flux 8 and 16 times more than the inverted type in every array of condition of kVp from 50 to 70 and mAs from 0.1 to 2. X-ray sensor based on CCD and CMOS can not show any images to define the pair line of mammography phantom but when it used with the inverter type it can show the right image to differentiate the pair line in mammography phantom.

For the dry skull, the right images to define the dental caries and periodontal defect lesion around teeth and periapical area can be provided at the array condition of mAs from 0.05 to 0.25 at the kVp from 60 to 70 at all dentition when it was used with inverted type of X-ray source.

Therefore, the right images can be acquired through digital X-ray sensor at the condition of combined system of inverter X-ray source.

2002년도 보건복지부 벤처 및 중소기업기술개발지원 연구개발사업의 지원하에 시행 (02-PJ1-PG11-VN01-SV06-0002)

## I. 서론

디지털 영상의 장점에도 불구하고 디지털 방사선 센서와 방사선 선원 그리고 이를 지원하는 시스템들이 각기 단독장비로 개발 생산되어 전산화를 위해 통합될 때 많은 문제점들이 야기됨으로써 치과 영역에서 디지털 장비의 확산에 큰 걸림돌이 되고 있다. 즉 아날로그 환경에서의 방사선 발생장치의 방사선량이 현재 상용화된 방사선 센서에 최적화되어 있지 않아 고가의 방사선 센서를 열화시켜 사용자들에게 상당한 경제적 부담을 가중시키고 있다. 또한 치과병원 전산화에 걸림돌이 되는 전산 시스템과 소프트웨어의 사용상의 문제점으로 시스템의 안정에 저해를 줌으로써 사용자들에게 거부감으로 작용하고 있다.

디지털 방사선 센서는 고집적화된 전자부품으로 구성되어 있고 이를 보호하고 영상신호를 얻기 위해 방사선 섬광체가 부착되어 있지만, 기존 방사선 발생장치에서 발생하는 방사선의 양적 및 질적 문제점으로 인하여 획득된 영상은 영상 판독에 영향을 줄 수 있는 질적 차이가 발생될 뿐만 아니라 방사선 센서의 전자부품들이 방사선에 노출, 열화되어 고가 장비의 수명을 단축시키고 있다. 또한 디지털 방사선 센서에 최적의 X선 선량에 맞추어야

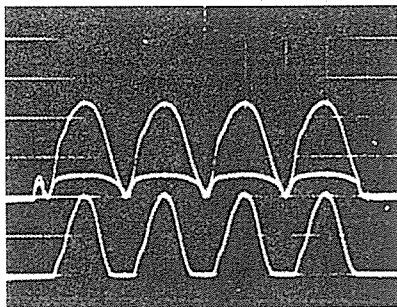
환자에게 최소한의 방사선 노출을 유도할 수 있고, 센서의 내구성과 영상의 질적인 진단능을 유지할 수 있다. 그러므로 방사선 센서에 최적의 방사선을 조사할 수 있는 방사선 장비의 개발은 시급한 상황이다.

그러므로, 이러한 방사선 장비의 개발에 필요한 다양한 방사선 장비에 대한 기술적 사양을 확인하고 그 개선점을 확인하는 것은 디지털화의 추세에 많은 임상가들에게 도움을 줄 수 있을 것이다. 또한, 최적의 영상을 얻기 위하여 표준화되어 있지 않은 주변장치 즉 현재 시판되는 구강 내 X선 영상 획득용 센서(Direct Radiator Detector : DRD), 인터페이스 보드, DICOM encoder 및 viewer들의 조건에 대한 연구가 절실한 상태이다. 본 연구의 목적은 기존 상용화된 디지털 방사선 센서에 최적화된 방사선 장비의 기술적 사양의 설정과 진단에 필요한 정보를 제공하는 영상을 얻는데 필요한 발생장치의 특성을 조사하는데 있다.

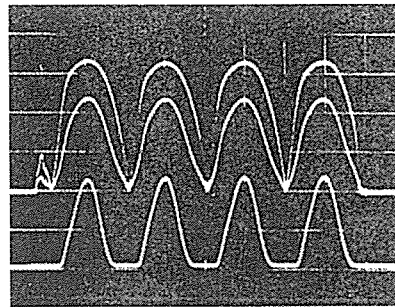
## II. 연구 방법

### 1. 구내 방사선촬영 장치의 사양

사용된 방사선 발생장치는 두 가지로 X선 발생을 위해서 전원에서의 교류를 가지고 높은 전압의



(a) 100KVp, 100mA



(b) 100KVp, 500mA

그림 1. 단상 2 peak형 장치의 관전압, 관전류, 형파 파형(AI 10mm)

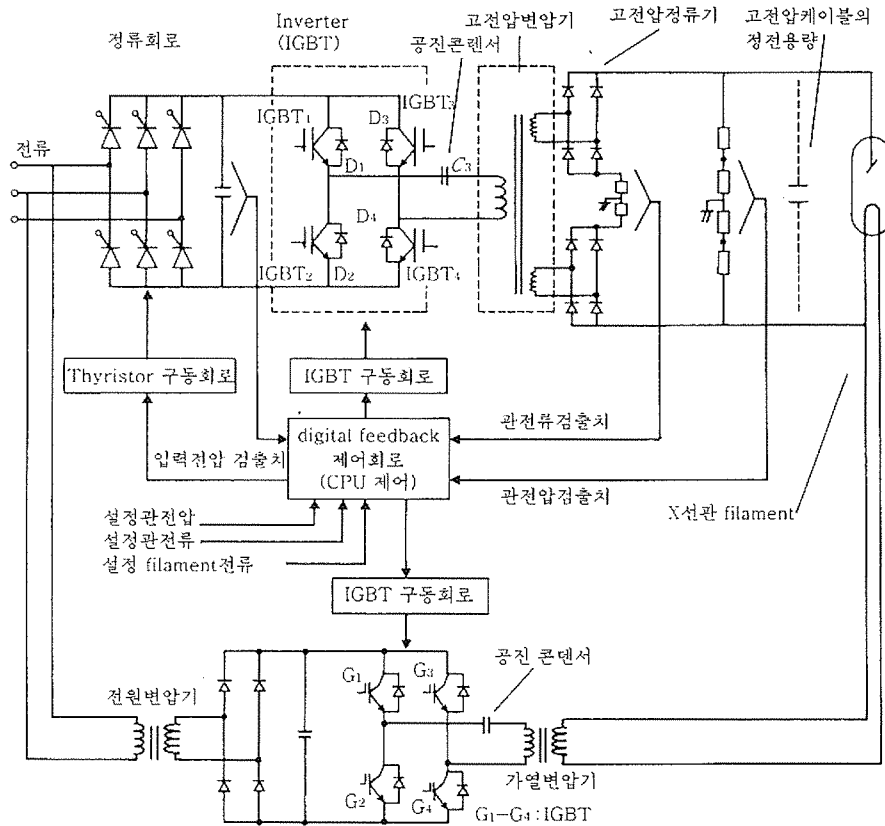


그림 2. 인버터 방식의 X선 발생기 구성도

직류로 전환하는 회로와 고전압을 얻는 방식으로 분류하여 정류(rectification) 방식과 역 변환(inverter) 방식으로 나눌 수 있는데 이 두 종류의 발생장치를 이용하였다. 정류형 장비의 파형은 (그림 1)과 같다.

또 다른 장비인 단상 전원을 이용하여 인버터 및 정류를 하여 X선을 발생시키는 인버터 방식 X선 발생기의 구성은 (그림 2)와 같다.

(그림 2)에서 보면 관전압의 제어는 넓은 부하범위에 대응하기 위하여 thyristor로 구성되는 정류회로에서 인버터의 직류전원전압을 대략 조정하여 다음의 인버터 회로에서 관전압 feedback 자동제어를

행하고 안정화하는 방식이다.

관전압은 병렬로 접속된 콘덴서와 저항으로 구성된 분압기에서 검출하고, 설정치와 비교하여 두 가지를 일치하도록 인버터의 위상 차를 피드백 제어한다.

(그림 3)은 인버터 방식의 X선 발생기의 관전압, 관전류의 파형을 나타낸다.

주회로의 인버터 주파수는 20KHz, 가열회로의 인버터 주파수는 15KHz, 관전압 70KVp, 관전류 10mA의 10KW 출력시의 파형이다. 관전압 리플 백분율은 약 3%이하, 상승 시간은 0.6mS으로 거의 정전압에 가까운 파형이다.

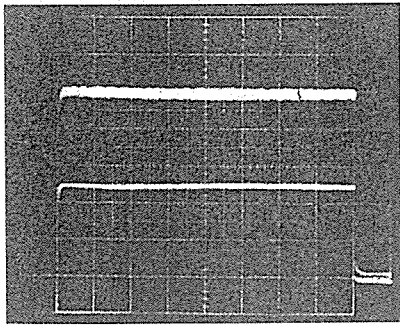


그림 3. 인버터 방식 X선 발생기의 관 전압, 관전류 파형 (70KVp, 10mA)



그림 4. 반도체형 선량계

## 2. 선량측정

선량을 기준으로 영상의 질적 향상과 환자에게 최소의 조사량 하에서 적절한 조정을 하기 위하여 구강 방사선 장비에서 정확한 방사선량을 측정하는 것은 가장 중요한 작업이라고 할 수 있다.

이를 위하여 본 연구에서 면적 선량계를 사용하였는데 단 이를 측정하기 위하여 그 위치에 상관성이 없는 반도체형을 사용하여 선량을 측정하였다(그림 4).

이것은 주로 X선 투시 장치에 부착하여 투시할 때 환자의 피폭선량을 측정하는 것으로 시작과 종료 시에 결과를 얻을 수 있어 큰 어려움 없이 환자의 피폭에 관한 정보를 얻을 수 있으며 이것이 면적 선량계의 최대장점이다.

선량계로 측정한 측정치는 면적 선량으로 피검자 피폭량을 확인할 수 있다. 면적 선량계의 원리를 살펴보기 위해 X-선관의 초점에서 조리개의 입체각에 n개의 X-선광자가 방출된 경우를 생각해 보기로 한다. 한 위치의 선추에서의 단면적을 S라고 하면 이 위치에서의 X-선 플렌스  $\Phi$ 는 n/S로 나타내며 선량 X는  $\Phi$ 에 비례 한다.

$$X = k\Phi = kn/S$$

여기에서 k는 비례상수이다. 위치 1에서의 면적 선량은  $XS = kn$ 이 되며 거리에는 의존하지 않는다. 원추 1에 선량계를 설치하고 2의 위치를 피사체의 표면 위치라고 하면, 1의 위치에서 측정된 면적 선량은 피사체의 표면 면적 선량이라고 할 수 있다. 면적 선량에서 산란선은 포함하지 않으며, 선량은 공기 카마(Gy)를 나타내며, 면적 선량은  $Gy.cm^2$ 로 나타낸다.

면적 선량계의 원리에서 보는 바와 같이 면적 선량계에 조리개 장치의 산란선과 환자로부터 산란선이 들어가면, 선량계의 지시치는 환자의 면적 선량을 나타내지 않게 된다. 면적 선량계와 환자 사이에 X선의 흡수체가 있는 경우에는 흡수의 보정을 필요로 한다. 그러나 현 연구에서는 구강방사선 발생장비의 구조상 이러한 예가 없기 때문에 특별한 보정없이 바로 사용 가능하였다.

## 3. 실험방법

CMOS형과 CCD형을 이용하여 건조 하악골을 촬영하였다(그림 5). 먼저 자체 정류형의 방사선 촬영장치와 조정 개발된 인버터 방식 방사선 촬영장치를 각각 이용하여 방사선 선량을 측정하고 각 선량별 영상을 획득하였다.

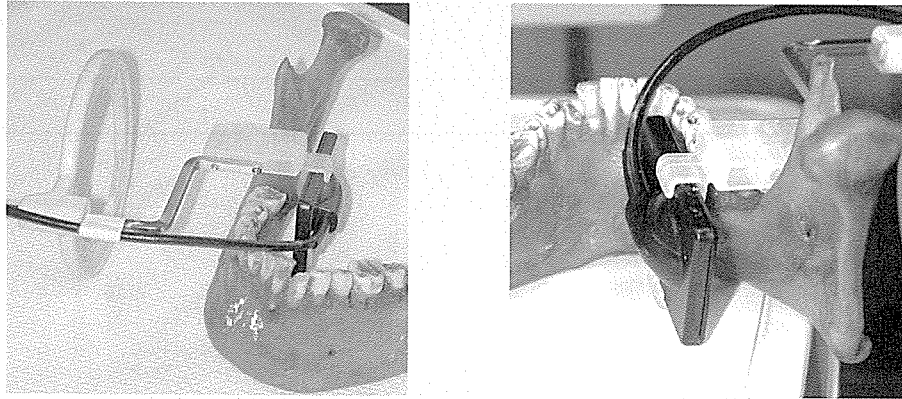


그림 5. CMOS형 DRD (direct radiation detector)를 이용하여 건조 하악골의 선량별 방사선 영상을 획득한다.

### III. 결 과

#### 1. 구내 방사선촬영장치별 선량

방사선 디지털 센서(DRD)는 영상 획득 시 기존의 아날로그 필름에 비해 10% 정도의 노출에서 반응할 수 있을 정도로 방사선량이 민감하지만 영상 소자 내 다양한 전자소자의 한계 방사선 이상에 열화 될 수 있다.

기존의 단상 정류 방식의 X-선 발생기의 선량은 방사선 디지털 센서(DRD)의 전자소자의 한계 방사선량의 20내지 25배에 달하였다. 다양한 선량 조정자중 kVp와 mAs를 조정하여 다양한 방사선 선량 레벨을 발생시킬 수 있다. 그러나 기존의 촬영장치는 반파정류회로를 기반으로 제작되어 60kVp에 고정되어 인버터형에 비해 8~16배의 선량을 발생시켰다(표 1).

(표 2)는 인버터 방식 회로를 기반으로 한 방사

선 촬영장치를 기준으로 노출시간과 관전류, 그리고 관전압을 변수로 측정된 선량이다. 이 장치에서 선량 및 관전압 등의 조절 변수들과 제시된 관전압 관전류 및 시간들은 오차 1%이내이다.

디지털 센서를 이용하여 디지털 영상을 얻기 위한 선량은 기존의 필름용 방사선 촬영장치에 비해 10내지 12kVp 정도 상당히 낮은 범위와 노출시간이 상당히 짧게 주어도 반응하여 좋은 영상을 얻을 수 있다.

이와 같이 다양한 선량 조정자중 kVp와 mAs를 조정하여 다양한 방사선 선량 레벨을 발생시킨다.

#### 2. 인버터 방식 치과용 방사선 촬영장치의 CMOS형 디지털 방사선 센서 촬영 영상관계

##### i. Mammography phantom

방사선 발생장치 내에 방사선량을 DRD와 동기

표 1. half rectified circuit기반의 치과용 촬영 장치의 방사선 선량 (단위:  $\mu\text{G}$ ):SOD: 50cm

노출시간(초)	0.2	0.4	0.6	0.8	1	1.2	1.5	2
m ( $\mu\text{G}$ )	208.3	578.0	915.3	1345.0	1665.6	1996.4	2766.4	3339.2
$\pm$ SD	$\pm$ 1.13	$\pm$ 43.33	$\pm$ 8.62	$\pm$ 107.9	$\pm$ 10.16	$\pm$ 11.59	$\pm$ 177.04	$\pm$ 25.91

표 2. 인버터 방식 치과용 방사선 촬영장치의 방사선 선량(단위:  $\mu\text{G}$ ): SOD; 50cm, 관전류: 10A

kVp	mAs	0.1	0.2	0.4	0.6	0.8	1	1.2	1.5	2
50		13.2	28.0	52.3	95.0	126.4	163.6	194.3	253.6	334.1
53		15.0	30.7	64.0	107.5	140.6	183.3	217.0	274.4	369.2
56		17.4	36.2	72.0	118.6	156.2	193.5	240.2	303.8	398.7
60		19.7	37.4	79.9	132.9	175.4	216.6	269.2	341.9	395.8
63		20.6	42.7	86.7	143.4	192.6	235.4	290.7	367.4	492.5
65		22.1	44.3	91.2	151.8	198.5	258.6	304.7	386.9	518.9
68		24.6	47.6	99.4	163.3	214.4	277.8	327.1	404.8	545.4
70		25.2	51.6	104.0	172.5	225.7	290.8	343.9	435.3	582.4

화 하기 위하여 현재로써는 기본 방사선량의 1/10에서 1/20까지 실제 가장 고화질의 이미지를 얻을 수 있는 촬영시간의 디지털화, 촬영 시 전압의 조정 다이얼의 디지털화를 통하여 치과용 팬텀을 이용하여 확인하였다.

기존의 반파정류회로로 제작된 방사선 발생장치로는 영상확인이 불가능하였다.

(그림 6)은 CMOS 제작한 시스템으로 Mammography line pair 팬텀을 70 kVp/10mAs의 조사 조건에서 0.07초 동안 실험한 영상의 결과이다. 그리고 이 영상을 확대하여 (그림 7)에 나타내었다.

(그림 6)와 (그림 7)의 line pair 팬텀 영상실험 결과 제작한 시스템은 현재 치과 진단 방사선 시스템의 공간해상도 목표치 10 lp/mm 정도의 영상을

얻을 수 있음을 알 수 있다.

사용자가 다양한 관전압과 관전류 및 노출시간을 조정하여 질환의 진단에 적절한 촬영을 하기 때문에 건조 하악 골에 인위적으로 골 결손을 만들어 촬영하여 질환 별 진단 역치를 측정하는 연구가 지속적으로 이루어져야 하고 진단능 향상을 위한 영상처리 필터의 역할에 대한 연구도 병행되어야 보다 지속적으로 DRD의 정밀화에 도움이 될 수 있을 것이다.

ii. 건조 두개골 영상 결과

건조 두개골의 X선 촬영조건은 다음과 같다.

실험 결과 조사시간 변화에 따라 영상의 해상도 변화가 생기므로 관전압의 선택에 주의를 기울여 촬영하였다.

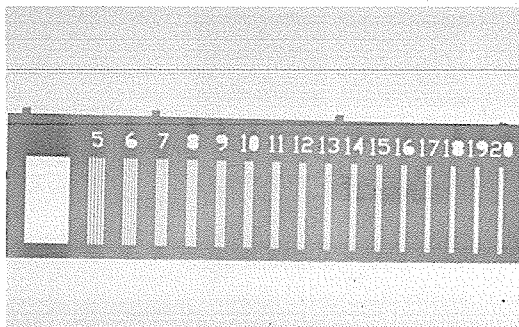


그림 6. Line pair 팬텀 영상 결과

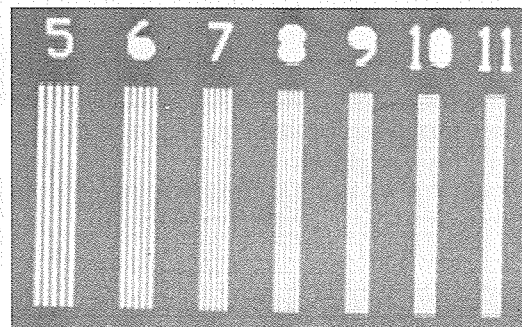


그림 7. 결과 확대 영상

표 3. 노출시간-관전류, 관전압 별 최적 영상 범위-전치부

	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.08	0.10	0.12	0.16	0.20	0.25	0.32	0.40	0.50	0.60	0.80	1.00
70K					**	**	**	**	**									
66K						**	**	**	**	**								
63K							**	**	**	**	**							
60K								**	**	**	**	**						

이와 같은 조건 변화에 대한 처리로 취득된 촬영 영상은 (그림 8)과 같으며 진단 가능한 영상은 (그림 8)을 기준으로 하여 (표 3)과 같다.

구치부에서는 신체의 부위별 두께의 차이로 인하여 (표 3)의 전치부보다 2단계 많은 선량이 필요하다.

#### IV. 총괄 및 토론

디지털센서에 적용되는 치과용 X선 발생장치는 X선관에 인가(印加)하는 관전압이 50~70 kVp의 범위이고, 입상시간이 고속이며 맥동이 없는 파형

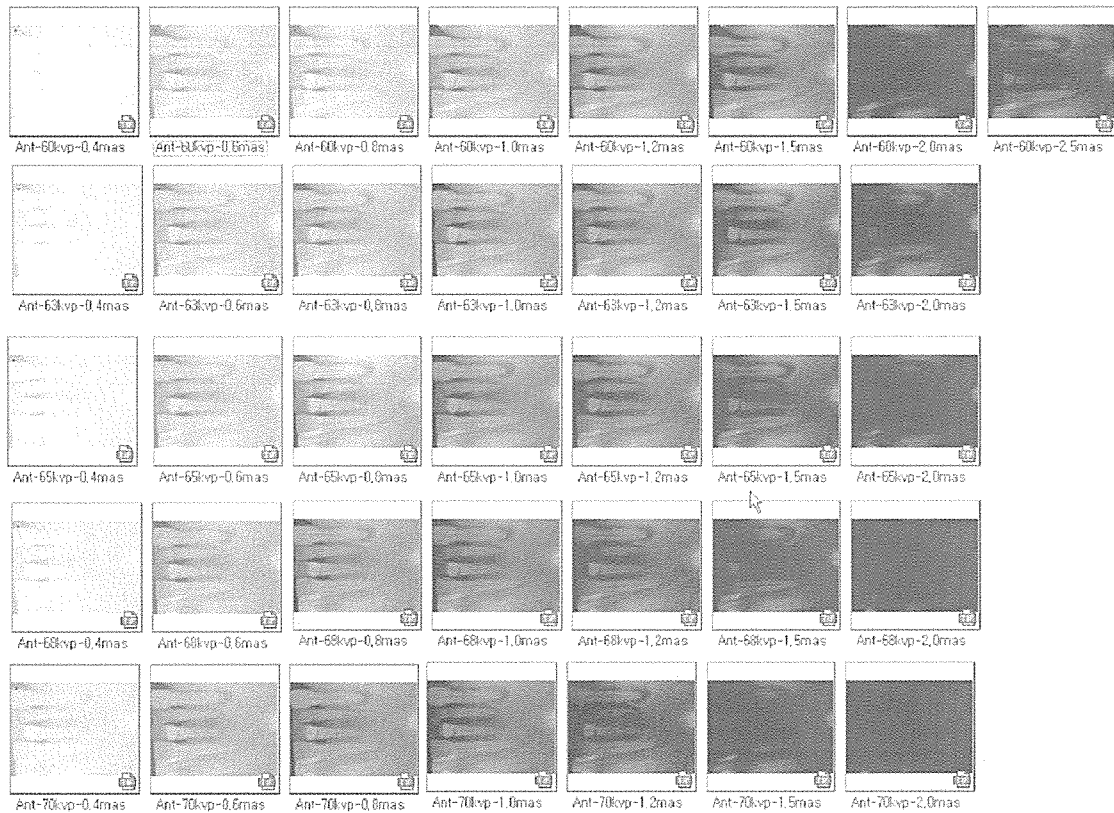


그림 8. 다양한 관전압과 노출시간에 따른 건조 두개골의 하악전치부 영상



그림 9. 다양한 관전압과 노출시간에 따른 건조 두개골의 하악구치부 영상

표 4. 노출시간-관전류, 관전압 별 최적 영상 범위-구치부

	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.08	0.10	0.12	0.16	0.20	0.25	0.32	0.40	0.50	0.60	0.80	1.00
70K					**	**	**	**	**									
66K						**	**	**	**	**								
63K							**	**	**	**	**							
60K								**	**	**	**	**						

이어야 한다.

또한, X선관에 흐르는 관전류는 0.5~10mA의 범위가 필요하고 X선의 조사 시간은 조사 시 연속, 촬영 시에는 최단 1ms부터 5s 정도까지 조정 가능해야 한다.

이 요구에 대하여 콘덴서 방식의 X선 발생장치는 대전류 생성에 문제가 있으며, 단상 2 peak형은

단시간 촬영에 문제가 있고, 12 peak형은 삼상 전 원설비가 필요하다는 것과 소형화에 난점이 있어 이들 방식으로는 현재 이상의 정확도(accuracy), 재현성 및 기능 향상이 어렵다.

인버터 방식은 이러한 과제를 해결하기 위해서 개발된 것으로 기본 원리는 단상 또는 삼상의 상용 전원전압을 정류하여 직류전압으로 변환하고 이 직



류전압을 인버터 회로에 의하여 상용전압보다도 높은 주파수의 교류로 변환하여 고전압 변압기로 승압하고 다시 정류하여 직류의 고전압을 X선관에 인가하는 전력변환방식에 근거하고 있다.

인버터 방식의 특징은 아래 표 5와 같이 단상전원으로 12 peak형 X선 고전압장치와 동등이상의 X선 출력 및 소형으로 높은 정확도와 재현성의 X선 고전압장치의 사용이 가능해진다는 점이다(표 6).

이 같은 특징을 가진 인버터 방식의 X선 고전압

표 5. 인버터 방식 고전압 X선 발생장치의 특징

항 목	특 징
고 효율	관전압맥동의 저감에 의해서 X선량이 증대하여 X선 발생효율이 향상
고정도, 재현성	관전압의 고속 feedback에 의해서 전원이나 부하 변동에 대하여 안정화되고, 정도 및 재현성이 향상
소형화	고전압변압기 철심의 단면적이 저감에 의해 큰 폭의 소형화가 가능

표 6. 인버터 방식 고전압 X선 발생장치의 장점

기계 구조적 측면	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 소형, 경량 (단상 대비 1/2 ~ 1/4)</li> <li>• 삼상 12 Pulse 대비 저 비용(경제적)</li> <li>• 설치 및 사용이 용이</li> <li>• 접촉 부위가 적어 고장률이 아주 낮다</li> <li>• X선관의 수명이 연장된다</li> <li>• AEC* 장치가 용이하고, 정확한 노출 제어가 가능하며 대전류에서 조사시간 극소화가 가능하다</li> <li>• 전원으로 단상, 삼상, battery 등이 모두 적용 가능하다.</li> </ul>
진단 기술적 측면	<ul style="list-style-type: none"> <li>• mAs당 mR값의 증가 즉 출력선량의 증가로 단시간 촬영이 가능하여 환자의 움직임이나, 움직이는 장기 촬영 시 영상을 더욱 개선할 수 있고, 재촬영률을 대폭 감소시킬 수 있다.</li> <li>• 리플이 적고, 단시간 촬영이 가능하여 X선관의 target각도를 작은 쪽으로 선택할 수 있고, 궁극적으로는 환자의 하악체와 같이 두꺼운 부위 촬영 시 영상이 더욱 개선된다.</li> <li>• 손쉬운 AEC* 장치으로 균일한 진단 영상을 얻을 수 있다.</li> </ul>

\*: 자동 조사량 조절장치 (Automatic Exposure Control)

발생장치는 power(전력, 전자기기), electronics(전자, 반도체)와 이것을 연결하는 control(제어)의 3가지 기본기술과 더불어 전력전자기술 및 주변기술이 진보되어 inverter 주파수가 당초의 수백 Hz에서 현재는 수십 KHz 이상의 것까지 개발되어 모든 분야에 적용되고 있다.

구강표준 방사선 촬영장비에도 방사선 촬영용 디지털 센서를 이용하는 경우 수광 소자의 특성에 맞추어 방사선의 질적 및 선량 변화가 가능한 고주파 인버터 장비가 필요하며, 이것으로 관전압과 관전류를 영상촬영 목적과 피사체의 상태에 따라 변화를 줄 수 있다. 관전류는 50~70kVp, 관전류는 2~10mA의 범위 내에서 조정 가능하다.

특히 관전압의 조정으로 관심영역(area of interest)의 영상특성에 따라 적절한 대조도와 뛰어난 선예도를 제공한다. 특히 피사체의 크기나 두께 등에 따라 촬영조건을 저장함으로써 구치부, 소구치부, 전치부, 교익, 치근관용 촬영 등 촬영 대상과 목적에 따라 최적의 촬영조건을 설정하고 이를 저장하는 것이 가능하다.

또한 디지털 방사선의 특성 즉 CCD와 CMOS로 구성된 센서의 특성에 따라 촬영조건의 설정이 가능하다.

인버터형은 직류와 같은 전류의 형태에 의해 에너지 손실을 최소화함으로써 필요한 방사선량을 25%이상 줄일 수 있다.

즉, 주요한 방사선 수율(radiation yield)에 의한 선량감소와 함께 방사선의 투과성이 증가됨으로써 촬영시간을 줄일 수 있다. 또한 안정된 전위(constant potential) 기술로 대조비를 증강시키고 재현성과 함께 전류의 부동성(line fluctuation)을 감소시킬 수 있다.

이와 같이 본 연구에서 이용된 시스템에 의해 획득된 디지털 영상은 사용된 수광 소자에 따라 다양한 영상의 질적 차이를 보이고 있기 때문에 기존의 방사선 영상 촬영 장치의 특성에 따라 센서가 선정되어야 함을 보여주고 있다.

치아 교합면 및 치아 우식증을 진단하는 데는 무리가 없을 정도의 해상도를 나타내기 위해서는 다양한 스펙트럼의 관전압이 제공되어야 하고 일정한 전압 하에 다양한 노출시간을 설정하여 정확한 선량에 따라 일체화시킬 필요가 있다.

또한 센서의 특성에 따라 DICOM 엔코더내에 내장된 다양한 영상 처리 필터를 이용하여, 대조도 강조 및 색상 전환 등의 필터를 사용하면 더욱 향상된 영상을 얻을 수 있을 것으로 생각되며 이에 대한 연구가 지속되어야 할 것이다.

## V. 결 론

1. 진단에 적합한 디지털영상을 획득하기 위하여 방사선 센서에 적합한 선량을 제어할 수 있는 미세조정이 가능한 인버터 방식 X선 발생기의 사용이 필요하다.

2. 기존의 표준방사선장비로는 과선량으로 인하여 방사선 센서의 열화가능성이 있으며 진단 가능한 영상을 얻기 어렵기 때문에, 이에 인버터 방식의 치과용 방사선 발생장치의 사용이 요구된다.

## 참 고 문 헌

1. Knoll GF, Radiation detection and measurement, 3rd edition, WILEY, 1999
2. Bushong SC, Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection, Mosby 7th edition 2001.
3. Psul P. CCDs Reduce Radiation Exposure at the Dentist's Office, Laurin Publishing Co. Inc, 1994.
4. John W & Castis, BS, Sensitivity of Radiographic Screens to Scattered Radiation and Its Relationship to Image Contrast. Radiation Physics, 1977.
5. J.M. Boone, Spectral modeling and compilation of quantum influence in radiography and mammography, Proc. SPIE, 3336, PP. 592-601, 1998.
6. Dobbins JT, Ergun DL, Rutz L. etc "DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices", Med. Phys. 22, pp. 1581-1543, 1995.
7. Attix FH, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, Wiley-Interscience 1986.
8. Beutel J, Kundel HL, Handbook of Medical Imaging, Volume 1, Physics and Psychophysics, SPIE PRESS, 1998, p229~253.