

고정밀도의 단상전파정류형 X선 장치의 제작 및 평가

한동균¹, 정재은², 최준구³, 성렬훈⁴, 고신관^{1*}

¹을지대학교 방사선학과, ²삼육의료원 의공학팀,

³극동대학교 방사선학과, ⁴대원대학 방사선과

Evaluation and Experimental Production of Single-Phase Full-wave Rectification Type for X-ray Equipment of High Precision

Dong-Kyoon Han¹, Jae-Eun Jung², Jun-Gu Choi³, Youl-Hun-Seoun⁴ and Shin-Gwan Ko^{1*}

¹Department of Radiological science, Eulji University

²Department of Biomedical Engineering, SahmYook Medical Center

³Department of Radiological science, FarEast University

⁴Department of Radiological science, DaeWon College University

요 약 1950년대 진단용 X선 장치의 국산화가 이루어졌으며, 1960년 초부터 진단용 X선 장치의 수요가 급격히 증가함에 따라 생산업체의 증가로 의료기기 시장의 많은 발전을 가져왔다. 진단용 X선 장치는 방사선에 대한 인체의 위험 요소인 피폭문제가 있기 때문에 보건복지가족부가 제조, 설치기준을 제정하고 있으며, 이를 기본으로 하여 KS A 4019, KS A 4021, KS A 4022 등에 의해 정밀한 제작이 이루어지고 있다. 진단용 X선 발생장치는 단상 전파 정류형과 삼상 전파 정류형이 대부분이나, 1980년대 이후 인버터식 X선 발생장치로 대부분 전환되기 시작하였다. 인버터식 X선 발생장치는 단상 전파정류형 X선 발생장치에 비해 1.5~1.8배의 높은 출력과 단시간 제어가 정확하지만, 가격이 비싸기 때문에 개인병원에서는 단상전파정류형 X선 장치를 선호하고 있어 단상 전파정류형 X선 장치의 성능개선이 요구된다. 이에 본 연구자들은 단상 전파정류형 X선 발생장치의 제어장치, 고전압 변압기, 필라멘트 가열변압기, 정류회로, 고압케이블 등 기기의 구성요소를 제작하고 진단용 X선 발생장치의 성능평가를 시험하였으며, 그 결과 국내 규정인 진단용 방사선 발생장치의 안전관리 규칙에 적합한 기준을 얻을 수 있었다.

Abstract Diagnosis X-ray equipment localized at 1950's but it is developed suddenly at 1960's with demand together. Manufacture of Diagnostic X-ray equipment is controlled by the KS regulation and the Ministry of Health and Welfare because of hazardous element etc. exposure by radiation. Most of diagnostic X-ray equipment were single phase and three phase full-wave rectification but from 1980's it transforms it was exchanged in inverter type X-ray equipment. Inverter type X-ray equipment produces approximately 50~80% more average photon intensity than single phase full-wave rectification and the accuracy is high. But from a clinic it dose not use because expensive therefor the efficiency improvement of single phase full-wave rectification is necessary. We produced single phase full-wave rectification X-ray equipment control unit, high tension transformer, filament heating transformer, rectification circuit, high tension cable and others and evaluated efficiency, in result which is excellent compare with Rule of Safety Management and KS regulation

Key Words : Single Phase Full-Wave rectification X-ray equipment | KS A | Rule of Safety Management and KS regulation.

*교신저자 : 고신관(sgko@eulji.ac.kr)

접수일 10년 11월 04일

수정일 10년 12월 07일

게재확정일 11년 01월 13일

1. 서론

의료용 방사선 장치는 질병 진단과 치료에 넓이 이용되고 있으며 최근 들어 첨단 방사선 의료장비에 대한 수요 증가로 지속적인 연구, 개발이 이루어지고 있다. 또한 국민의 건강과 보건 복지를 위한 새로운 의료용 방사선 장치의 개발이 확대될 전망이다[1]. 과거 우리나라의 방사선 의료기기의 개발은 대단히 취약했으나, 1960년대 X선 장치의 수요가 급격히 증가함에 따라, 제조업체도 증가하게 되었다. 1960년대 후반부터 장치의 용량도 증가되어 200~300mA가 생산되기 시작하였고 단상전파정류 및 전자식 타이머를 이용한 X선 장치도 생산되게 되었다. 그 후 X선 장치의 수입이 활발해지고 국내 기술로 제작된 X선 장치의 개발로 X선 장치의 보급이 급속도로 이루어지게 되었다[2]. 일본의 경우 대용량이 요구되는 삼상 전파정류형 X선 장치와 인버터식 고전압 X선 장치 등 고정전압장치가 전체 X선 장치의 80%이상을 차지하고 있다. 국내에서도 삼상 전파정류형 X선 장치와 인버터식 고전압 X선 장치의 보급으로 X선 장치의 전기적 위험과 방사선 피폭이 대두되고 있다[3]. 이에 보건복지가족부는 환자 및 방사선 관계 종사자의 방사선 장해 방지와 적정 진료를 위해 1994년 의료법에 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 근거 규정을 신설하였으며, 1995년 보건복지부령 제 3호 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙을 제정하여 시행하게 되었다[4]. 대부분의 선진국에서는 이러한 제도를 마련하여 사용하고 있으며 고성능의 인버터식 X선 장치의 개발에 노력하고 있다. 하지만 인버터식 X선 장치는 소비전력이 크고, 가격이 비싸 의원급과 같이 X선 장치의 사용 빈도가 적은 규모의 병원에 있어서는 사용하기 어려운 점이 있다[5].

따라서 본 연구자들은 고정밀도의 단상 전파 정류형 X선 장치를 직접 제작하여 성능을 개선하고 진단용 X선 장치의 안정성 및 정확성 등을 평가 하였다. 이로 인해 보다 효율적이고 고정밀도의 단상 전파정류형 X선장치의 개발과 품질 보증으로 국내 소형 의료기관에 대한 보급은 물론 개발도상국에 대한 수출도 기대 된다.

2. 대상 및 방법

2.1 사용기기 및 재료

2.1.1 제어장치

단권변압기(100/100), 가열전압 안정기(AC 110 V 60 Hz, 450 V 4 μ F), 전원개폐기(20 P-220 V), 보상 트랜스

(mA보상/kV 보상트랜스, PCB 파워 트랜스, Rotor센서 트랜스), S/W(5단 6회로, 4단 2회로, 250 V 3 A), 램프(AC 110 V), Meter (LV, kV, mA, FV meter), 드라이버(PCB Rotor센서, S.C.R), 콘덴서(230 V 30 μ F, 450 V 4 μ F), 브릿지 다이오드(KBPC-606), 막대 저항(30 W 100 R, 40 W 80 R, 40 W 1 K, 40 W 2 K, 40 W 350 R, 200 W 150 R), 시멘트 저항(5 W 470 R), 릴레이/릴레이소켓(AC 110V 7A 8P, DC 12V 0.5A 11P, TH-525/250V 7A 8P, 250V 7A 11P), 타이머(HD-0091<0.05~5sec>), S.C.R(WPT-95-12), PCB, 단자대, 로터리 S/W, 제어장치 주배전반, 케이스 등을 사용하였다.

2.1.2 고전압 발생장치와 케이블

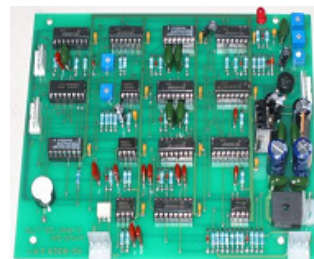
고전압 변압기(50kVA), 엑스선관 필라멘트 가열변압기(~500mA), 정류회로(HV03-09-B Type 다이오드), 절연테이프, 고정앵글, 진공탱크 등을 사용하였고, 고전압 케이블은 케이블(길이 6m, 절연내력 150kV), Bushing, 고무패킹, 경화제, 커버를 사용하였다. X-선관은 E7239X(Japan)를 사용하였고 성능시험 측정기기는 kV측정기, mA측정기, Time측정기, 간이 측정기(제어부의 전기도통여부), Dosimeter, 형광관, Water phantom 등을 사용하였다.

2.2 제작방법

국산 진단용 엑스선 의료기기 장비로서 국내·외에서 사용하고 있는 형식명 R-500-150을 다음과 같은 방법으로 제작하였다.

2.2.1 엑스선 제어장치 제작

설계도면을 장치 형식 R-500-150에 적합하도록 설계하고, 제어장치의 제작은 PCB에 제어장치 전기부품을 연결하여 단권변압기, 가열전압 안정기, 전원개폐기, 보상 트랜스, S/W, 램프, meter기, 콘덴서, 브릿지 다이오드, 막대저항, 시멘트 저항, 릴레이, 릴레이소켓, 타이머, S.C.R, S.C.R Driver를 도선으로 연결하고 납땀하여 제어장치를 완성하였다[그림. 1].



[그림 1] 제어 패널 회로

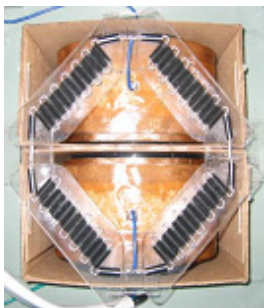
그림 2와 같이 컨트롤 박스(control box) 내에 각종의 전기부품을 연결하여 제어장치를 완성하였다. 제어장치는 전원전압, 관전압과 관전류, 조사시간, 엑스선의 발생을 직접 제어할 수 있으며 각종 전기계기가 부착되어 선택된 노출조건을 육안으로 확인할 수 있다. 엑스선제어장치는 엑스선량과 선질에 관한 각종매개변수를 설정하기 위한 조작기 및 표시기를 갖춘 X선 장치 전체의 조정 역할을 한다[6].



[그림 2] 제어 장치

2.2.2 정류회로

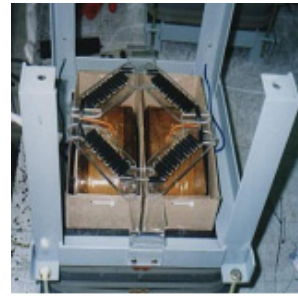
의료용 X선 발생장치의 정류회로는 고전압 변압기에서 교류의 고전압을 직류로 변환시키기 위한 회로이며, 다이오드가 이용된다. 변압기식 고전압 발생장치에서 정류를 담당하는 브릿지 회로를 구성하기 위해서 4개의 정류기 판이 필요하며 1개의 정류기판에 18개의 다이오드(HV03-09-B Type)를 연결하여 150kV, 500 mA의 전기를 정류시켰다[그림. 3].



[그림 3] 정류회로

2.2.3 고전압변압기

고전압 변압기는 철심을 제작하고, 완전히 외부와 절연된 1차 코일을 100회 감고, 2차 코일을 500,000회 감아 자속의 변동률이 적은 외철형의 고전압 변압기를 제작하였다[그림. 4].



[그림 4] 고전압 변압기

2.2.4 엑스선관 필라멘트 가열변압기

필라멘트 가열변압기는 엑스선관에서 열전자를 방출하는 역할을 하는 것으로서 음극의 초점 크기를 결정하는 변압기로서 고전압 발생장치에 포함이 된다. 필라멘트 가열변압기의 철심을 제작하고 1차 코일과 2차 코일을 완전히 절연한 후 외철형의 필라멘트 가열변압기를 이중 초점 X-선관이 사용될 수 있도록 대소초점용으로 두 개를 설치하였다[그림. 5].



[그림 5] 필라멘트 가열변압기

2.2.5 고전압 발생장치 본체

고전압 발생장치 본체는 정류회로, 고전압 변압기, 가열변압기를 모두 부착하여 변압기 등에 있을 먼지를 모두 제거한 후 고전압 발생장치의 통에 절연유를 넣고 진공작업을 거쳤다. 먼지제거와 진공과정을 거치는 이유는 절연유를 진공상태로 유지시켜 줌으로써 절연유 내부의 기포형성이나 가스 및 수분 등의 흡수 및 공기 접촉으로 인한 노화를 막을 수 있으므로 절연유 주입 시는 진공상태에서 주입하였다[8][그림. 6].



[그림 6] 고전압변압기

2.2.6 고압케이블

고압케이블은 고전압 발생장치에서 발생된 고전압을 엑스선관으로 제공해주기 위해 전선이 필요하다. 고전압과 필라멘트 가열 전압을 운반하는 역할을 하고 있으므로 고전압 절연에 신중을 기해야 한다.

고전압 케이블은 10cm 길이로 외부 피복을 벗긴 후 접지용 금속 편조를 가닥별로 잘 정리를 한 후 고무패킹과 고정 고리를 끼우고, 내부 절연고무를 모두 벗기고, 세 가닥의 심선이 노출된 면의 먼지를 제거한 후 붓싱에 넣은 뒤 세 가닥의 심선을 각각 납땜하고, 경화제를 붓싱의 심선사이 공간에 부어 절연을 하여 고전압 케이블을 제작하였다. 또한 고압케이블의 길이가 길어지면 1 미터 당 잔류 전하 용량이 165~185pF 만큼 증가하기 때문이다[6]. 케이블의 길이는 6미터로 가능한 짧게 절단하였다[그림 7].

3. 결과

3.1 장치 성능평가

제작된 엑스선 발생장치를 이용하여 성능 및 정확성을 평가[9][10]하기 위해 다음과 같은 항목을 측정하였다.

3.1.1 반가층

반가층은 엑스선의 질을 표현하며 반가층이 클수록 엑스선의 투과력이 높다는 것을 알 수 있다[10]. FFD 100cm, Field Size 5×5cm²인 상태에서 알루미늄 여과판을 초점으로부터 50cm, 알루미늄 여과판부터 측정기까지 50cm 떨어지도록 설치하였다. 제 2 반가층까지 구하기 위해 최초의 선량률의 1/4 이하가 될 때까지 왕복 측정하였으며, 80kV, 200mA, 0.1sec의 경우 반가층은 2.3mmAl이 되었으며, 최소 반가층 기준값을 충족시키고 있다 [7][11].

[표 1] 반가층 측정

	HVLMin (mmAl)	D ₁ value (mR)	D ₂ value (mR)	D ₂ /D ₁
80 kV 200 mA 0.1 sec	2.3	109	56	0.51
		108	56	
		108	55	
Mean		108.33	55.67	

3.1.2 관전압, 관전류, 조사시간 측정

관전압은 발생 X선의 에너지와 발생량을 결정하며, 사진농도 및 대조도 변화에 많은 영향을 준다. 또한 관전류 및 조사시간은 X선 발생량과 비례관계를 가지며 X선 영상 농도를 좌우하는 인자이다.

관전압, 관전류, 조사시간 측정은 정확도를 높이기 위해 접촉형 측정기인 Dynallyzer III (Divider : M-96311, Reader:M-96320, Radical corp.)를 이용하여 각 3회씩 측정하여 평균값을 구하였으며, 그 결과는 다음과 같다. 관전압의 백분율평균오차(PAE)는 최대 +0.69%에서 최소 -1.00%로 측정기준인 ±10% 이내에서 우수한 결과를 나타내었다[10][표. 2].

[표 2] 관전압 백분율 평균오차 측정

mA	kV	Measurement kVp				
		1st	2nd	3rd	Maen	PAE(%)
100	70	70.43	70.56	70.44	70.48	+0.68
	100	99.24	99.35	99.31	99.30	-0.70
	125	124.02	123.51	124.10	123.87	-0.91
200	70	70.11	70.05	70.08	70.08	+0.11
	100	100.82	100.52	100.72	100.67	+0.67
300	70	70.68	70.43	70.35	70.49	+0.69
	100	100.52	100.81	100.33	100.53	+0.53
500	70	69.11	69.43	69.35	69.29	-1.00

또한 관전류의 PAE값도 최소 -2.90%에서 최대 +0.60%의 오차로 기준값 ±15%에 대해 우수한 정확도를 유지 하였다[표. 3].

[표 3] 관전류 평균 백분율 오차 측정

mA	kV	Measurement mA				
		1st	2nd	3rd	Mean	PAE(%)
100	70	98.74	98.56	98.45	98.65	-1.35
	100	100.82	100.88	100.10	100.60	+0.60
	125	100.10	99.92	99.94	99.99	-0.01
200	70	198.51	198.12	198.37	198.33	-0.83
	100	199.40	199.48	199.12	199.33	-0.33
300	70	296.71	296.45	296.14	297.83	-0.72
	100	298.31	298.52	298.67	298.50	-0.50
500	70	485.14	485.50	485.86	485.40	-2.90

조사시간의 정확도는 0.1sec시 PAE가 -2.0%로 다른 측정값에 비해 오차가 크게 나타났지만 측정기준인 $\pm 10\%$ 에 대해서는 우수한 정확도를 나타내었다[표. 4].

[표 4] 조사시간 정확도 측정

Time (sec)	1st	2nd	3rd	Mean	PAE(%)
0.1	0.098	0.098	0.098	0.098	-2.0

3.1.3 조사선량 재현성 측정

기존 X선 장치 뿐 만 아니라 CR, DR 장치 등에서 화질과 환자 피폭선량에 대한 비교와 평가가 크게 대두되고 있다[12]. 따라서 조사선량 재현성 실험에서 동일한 X선 조사조건으로 연속하여 X선을 조사하면, 동일한 조사선량에 의해 영상에 나타나는 농도는 같아야 한다. 그러나 조사선량의 재현성이 양호하지 않으면 영상의 농도는 변하게 되어 화질저하를 일으키며 재촬영율과 환자에 대한 피폭선량을 증가시키는 원인이 된다. 따라서 조사선량 재현성 측정은 X선 발생장치의 성능과 신뢰성을 평가하기 위한 중요한 검사항목이 된다. 측정은 FFD 100cm, Field Size 10cm × 10cm에서 X선 노출조건을 80kV, 200mA, 0.1, 0.2, 0.3sec로 하여, 조사시간을 변화시키면서 각각 3회 측정하여 평균과 표준편차, 변동계수 값을 얻었다. 그 결과 0.001~0.003으로 기준값인 0.05이하[10]에 대해 높은 정밀도를 유지하고 있었다[표. 5].

[표 5] 조사선량 재현성 측정

kV	mA	sec	1st	2nd	3rd	Mean	SD	CV(%)
80	200	0.3	495	496	495	495.3	0.58	0.001
		0.2	371	372	370	371.0	1.00	0.003
		0.1	260	259	259	259.3	0.58	0.002

4. 고찰 및 결론

단상 전파정류형 X선 장치는 성능대비 가격이 저렴하여 개인병원 등에서 사용하고 있으며 본 연구는 고정밀도의 단상 전파정류형 X선 장치를 직접 제작하여 그 성능을 평가하였다. 그 결과 진단용 X선 장치의 안전관리 규정에 대해 매우 우수한 결과를 얻을 수 있었으며, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

첫째, 출력 X선의 선질은 관전압 80kV에서 2.3mmAl로 기준을 만족하였다.

둘째, 고전압변압기는 자속의 변동률이 적어 승압의 정확도가 높은 외철형을 사용하였으며, 관전압의 정확도가 높게 나타났다.

셋째, 고전압 변압기와 엑스선관 필라멘트 가열 변압기를 제작하여 절연내력이 40kV/2.5mm가 되는 잘 정제된 절연유 속에 반드시 진공과정을 거쳐 고전압 변압기를 완성하였으며, 고전압 발생 시 높은 절연특성을 유지할 수 있다.

넷째, 고압케이블의 길이가 길수록 잔류전하가 증가하기 때문에 가능한 짧게 사용을 해야 하며, 전장이 cable끝에서 급격히 변화하면 방전하기 쉬워지므로 cable의 차폐편조 말단부에는 원추상의 금속을 달아 전장이 서서히 바뀌도록 하였다.

다섯째, 완성된 진단용 엑스선 장치의 성능을 시험한 결과 관전압의 백분율 평균 오차는 -1.0~0.69%, 관전류의 백분율 평균 오차는 -2.90~0.60%, 조사시간의 오차는 -2%, 조사선량의 재현성은 0.001±0.003로 매우 우수한 결과를 나타내었다.

이상과 같이 제작된 진단용 엑스선 발생 장치의 성능 시험을 수행한 결과 모든 항목에서 방사선 안전관리 기준치 보다 정확성이 높은 고정밀도의 단상 전파정류형 X선 장치를 제작하였다. 앞으로 제작 과정에서부터 철저히 국내기준을 지키고, 지속적인 장치의 관리를 수행한다면 고가의 인버터식 장치에 비해 저가이면서 우수한 성능을 발휘할 수 있는 X선 장치의 제작이 가능할 것으로 본다.

참고문헌

[1] Roman Manny, "Radiology Maintenance-Circle of Quality Assurance", Journal of Clinical Engineering, pp. 413-418, 1993.

[2] <http://www.radiology.or.kr/Home>

[3] 石川光雄 神宮司公二 江川俊幸, "小兒 X線 撮影實態調査", 日本放射線技術學會雜誌, Vol.50, No7, pp. 806-816, 1994.

[4] 백구훈, 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙 해설, 진단용 방사선 안전관리, 대학서림, pp. 10, 1996.

[5] 이성길, 최성관, "인버터식 X 선발생장치용 고주파 공진형 고압변압기 등의 설계", 대한방사선기술학회지, 제24권 제2호, pp. 5-6, 2001.

[6] 瓜谷富三, 岡部哲夫, "放射線診斷機器工學, 醫齒藥出版株式會社", 1999.

[7] 방사선기기교육연구회, 의료용방사선기기학(I·II), 대학서림, pp. 91. 2006.

[8] 김영일 외, "X선 장치용 절연유의 도전특성에 관한 연구", 대한방사선기술학회지, 제9권 제1호, pp. 73-74, 1986.

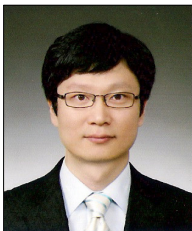
[9] 강세식 외, "진단용 영상장치 정도관리 실험", 청구문화사, pp. 163-169, 2010.

[10] 고신관, 방사선기기학(III), 신광출판사, pp. 117, 2006.

[11] R. Carlton Richard, Principles of Radiographic Imaging - An Art and a Science, 2006.

[12] Solange Maria de Almeida, Ana Emilia Figueiredo de Oliveira, "Image Quality in Digital Radiographic systems" Brai. dent J, 14(2), pp. 136-141, 2003.

한 동 균(Dong-Kyoon Han) [정회원]



- 2000년 2월 : 광운대학교 전자물리학과 (이학사)
- 2003년 8월 : 고려대학교 의용과학대학원 의료정보기기학과 (공학석사)
- 2009년 2월 : 충북대학교 대학원 의학과 (의학박사)
- 2004년 3월 ~ 현재 : 을지대학교 방사선학과 교수

<관심분야>
방사선 기기, X선 화질과 선량

정 재 은(Jea-Eun Jung) [정회원]



- 2001년 2월 : 서경대학교 경영학과 (경영학사)
- 2003년 8월 : 고려대학교 의용과학대학원 의료정보기기학과 (공학석사)
- 2010년 8월 : 남부대학교 디지털경영정보학과 (공학박사)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 을지대학교 방사선학과 외래교수

<관심분야>
정보통신, 전기전자, 의료기기

최 준 구(Jun-Gu Choi) [정회원]



- 2004년 2월 : 단국대학교 대학원 의학레이저 (이학석사)
- 2008년 2월 : 단국대학교 대학원 의학레이저 (이학박사)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 극동대학교 방사선학과 교수

<관심분야>
방사선 영상학, 의료영상정보학, 의학레이저

성 렬 훈(Youl-Hun Seoun) [정회원]



- 2002년 2월 : 가톨릭대학교 정보통신공학과 (공학사)
- 2005년 8월 : 가톨릭대학교 대학원 컴퓨터공학과 (공학석사)
- 2010년 8월 : 가톨릭대학교 대학원 의학물리공학 (이학박사)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 대원대학교 방사선과 교수

<관심분야>
디지털의료영상정보, 의학물리, 의료 6-시그마

고 신 관(Shin-Gwan Ko)

[정회원]



- 1981년 2월 : 승전대학교 물리학과 (이학사)
- 1984년 2월 : 건국대학교 대학원 물리학과 (이학석사)
- 1990년 2월 : 한남대학교 대학원 물리학과 (이학박사)
- 1996년 3월 ~ 현재 : 을지대학교 방사선학과 교수

<관심분야>

방사선 기기 및 정도관리