

진단용 X선 발생 장치의 X선 출력에 관한 연구

대전보건전문대학 방사선과
고신관 · 안봉선 · 장상섭 · 최종운 · 신영순

Abstract

A Study of X-ray Output for Diagnostic X-ray Equipment

Shin Gwan Ko, Bong Seon Ahn, Sang Sup Jang, Jong Woon Choi, Young Soon Shin
Dept. of Radiotechnology, Dae Jon Health Junior College

For the managements of the diagnostic X-ray equipments, the authors examined the output of single phase rectification assembly, Three phase rectification assembly and serial radiographic apparatus, and got the following conclusions.

1. When the tube voltages in X-ray control panels were compared to the measured values on the kVp pulse meter, only little differences were detected in all the X-ray equipments. And most of the equipments were all well managed within the internationally permitted limits, excepting the 12.02 % error at 120 kVp in three phase rectifying assembly.
2. As for the X-ray qualities affecting the X-ray images, the serial radiographic apparatus showed excellence, while the single phase rectification assembly were somewhat inferior to the others only maining the internationally recommended limits.
3. The tube voltage ranges where the X-ray output showed excellence were 100~200 mA in serial radiographic apparatus, 200~350 mA in three phase rectification assembly and 350~400 mA in single phase rectification assembly respectively.
4. In the repeatability test of the X-ray equipments, CVs were in the range of 0.0029~0.049, which is within the HEW or KS standards. Consequently all the equipments are thought to be well-manage.
5. This study on characteristics and output of the X-ray equipments was accomplished within a limited short time. Long-time researches on the function managements for the X-ray equipments should be followed along with the periodical checking the output for reduction of X-ray exposures to the patients or radio-technologists, and for maintainance and prediction of trouble of the equipments.

I. 서 론

독일 울쓰볼크 대학의 물리학 연구 소장이었던 렌트겐은 음극선에 깊은 관심을 가지고 레날드의 실험을 반복하였다. 이 과정에서 그는 1895년 가을 진공도가 높은 방전관 유리벽밖에 놓여 있는 백금시안화바륨 물질에서 빛이 반짝이는 현상을 관찰하므로써 X선의 존재를 알게 되었다¹⁾. 그 당시의 X선관은 가스관의 일종인 크룩스관이었고, 고전압 발생기는 유도코일과 정전 장치의 조립이었다^{2,3)}.

X선을 발견했던 당시의 X선발생 장치는 의료용으로 사용하기가 부적합했기 때문에 새로운 장치의 개발이 요구되었다.

1910년경에 이르러 현재 사용하고 있는 X선 발생 장치의 기초가 된 열 전자 X선관과 변압기식고전압 발생 장치가 만들어져서 장치의 X선 출력은 비약적으로 증가하였으나 전기적 감전 위험과 방사선 피폭 문제가 대두되었다⁴⁾.

1925년 이후 회전 양극 X선관과 방전격고압도선이 개발되므로써 1910년대 X선발생 장치의 단점을 극복하는데 성공하였다⁵⁾.

X선 발생 장치는 계속 연구 발전하여 1950년대에 들어서면서부터 콘덴서식 X선 장치, 회전양극 X선관의 보급, 고압촬영장치의 보급, 표시식장치, 정격의 증가, 반도체 정류소자의 개발, 삼상정류장치의 보급, 사이리스트제어, 단시간 제어, 인버터식 고주파 변환 장치의 개발 등 고출력 제어 기술 고도화 시대가 현재까지 이어지고 있다⁶⁾.

한편, X선의 발생은 먼저 필라멘트를 가열한 다음 교류고전압을 직류고전압으로 변환시켜 X선관의 양단에 인가시켜서 이루어진다. 진단용 X선관전압의 조정은 고전압 변압기 1차 전압 변동에 의존하며, 관전류의 조정은 가열 변압기 1차전압변동, 노출 시간은 고전압 1차 회로가 폐쇄되는 시간에 의하여 결정된다⁷⁾.

X선의 출력은 전원 전압의 종류 X선관 용량, 고압 변압기 용량 및 각종 보상기기의 특성과 성능에 따라 좌우된다. 또한 동일 제작사 제품이라 할지라도 관전압 전류파형, 부가 여파 판의 종류와 두께, 장치의 사용 빈도에 따

라 많은 변화가 있다⁹⁾.

X선화질의 효과는 감광유제와 증감 물질의 종류에 그 원인이 있으나, 근본적인 효과는 선질과 선량에 있으며, 이를 검토하기 위한 간접적인 방법으로써 관전압, 관전류 조사시간을 측정하여 평가하고 있다¹⁰⁾. 그러나 X선 발생 장치는 X선 화상의 질적 문제뿐만 아니라 방사선 피폭선량의 최소화 및 적정화를 위하여 진단용 X선 발생 장치의 성능 관리가 필요하게 된 바 사전, 사후 관리를 법제정이 시급한 상황에 이루고 있다.

그 동안 관계 당국에서는 환자 및 방사선 관계 종사자에 방사선 장해 방지와 적정 진료를 위해 방사선 의료 장비의 안전관리에 관한 규정을 마련하고자 많은 노력을 기울인 결과 1994년 1월 7일 개정된 의료법 제32조의 2에 진단용 방사선 발생 장치의 안전관리에 관한 근거 규정을 마련하게 되었으며, 그것에 근거하여 진단용 방사선 발생 장치의 안전관리 체계를 확립하고자 진단용 방사선 발생 장치의 안전관리에 관한 규칙(보건사회부령)(안)을 작성, 관련 기관 단체와 2차에 걸쳐 회의를 개최하여 의견을 수렴한 바 있으며, 94년 10월에 이를 확정 공포했다¹¹⁾.

이에 본 연구팀은 시대에 부응하여 방사선 안전관리 목적 하에 병의원에 설치 운영하고 있는 진단용 X선 발생 장치를 종류별로 분류하여 그 대상 장치의 성능과 특성을 분석 비교 검토하여 진단용 X선 발생 장치를 유지,관리하는 방법을 논함으로써 방사선 관계 종사자 및 전문가들에게 기초 자료가 되도록 노력하였다.

II. 사용기기 및 재료

1. 진단용 X선 발생장치

- (1) 단상 전파정류장치 5대
- (2) 삼상 전파정류장치 5대
- (3) 연속촬영장치(혈관조영 촬영장치) 1대

2. 측정기기

- (1) 관전압 측정기-X선관전압 파고계(Digi-

tal kVp meter, Model 07-473, Victoreen. Inc.)

(2) X선량 측정기-X선 조사선량계(Rad-check Model 06-525, Victoreen. Inc.)

3. 피조사체

- (1) 알미늄 여과판(10 cm×5 mm Al. 99 %)
- (2) 조직등가물질(Acryl 30 × 30 × 20 cm)

III. 실험방법

1. 관전압의 정확도 실험

(1) 초점-측정기 거리를 100 cm로 하고, 관전압 파고계의 장축과 X선관 장축이 평행되게 위치한다.

(2) 조사시간을 0.1초로하고, 관전류를 100, 200, 300 mA로 변동한다.

(3) 전시관전압(X선 제어판 관전압)을 60, 80, 100, 120 kV로 변동할 때마다 각 관전류에 대하여 10회 반복해서 X선을 조사하여 노출시 관전압을 측정한다.

2. 재현성 실험

(1) 초점-측정기 거리를 100 cm로 하고 X선량 측정기의 장축과 X선관 장축이 평행되게 위치한다.

(2) 관전압을 80 kV, 조사시간을 0.1초로 하고,

(3) 관전류를 100, 200, 300, 400 mA로 변경시킬 때마다 5회 반복해서 X선을 조사하여 변동 계수를 구한다.

3. 부가 여과판 두께 변동과 X선 출력 실험

(1) 초점-측정기 거리 100 cm로 하고, X선량 측정기의 장축과 X선관 장축이 평행되게 위치한다.

(2) 관전류초를 20 mAs로 하고, 관전압을

60, 80, 100, 120 kV로 변동시킬 때마다 부가 여과 판의 두께를 0, 1, 2, 3, 4, 5 mmAl로 부가시키면서 왕복하여 X선을 조사하여 X선 출력을 측정한다.

4. 조직 등가 물질투과후 X선 출력 측정 실험

(1) 초점-측정기 거리를 100 cm로 하고, 측정기 위에 피사체를 놓고 X선량계의 장축이 X선관 장축과 평행 되게 위치한다.

(2) 관전류를 200 mA, 조사시간을 0.1초로 하고, 관전압을 60, 80, 100, 120 kV로 변동시킬 때마다 피사체 두께를 0, 5, 10, 15, 20 cm로 증가시키면서 X선을 조사하여 투과 후 X선 출력을 측정한다.

5. 관전류 변동에 의한 X선 출력 실험

(1) 초점-측정기 거리를 100 cm로 하고, X선량 측정기의 장축과 X선관 장축이 평행되게 위치한다.

(2) 관전압을 80 kV로 하고, 관전류 100, 200, 300, 400 mA로 선택하고, X선 출력을 측정한다.

6. 관전압변동에 의한 X선 출력 실험

(1) 초점-측정기 거리를 100 cm로 하고, X선량 측정기의 장축과 X선관 장축이 평행되게 위치한다.

(2) 관전류를 200 mA, 조사시간 0.1초로 고정시킨다.

(3) 관전압을 60, 80, 100, 120 kV로 변환시킬 때마다 피사체 두께를 0, 5, 10, 15, 20 cm로 증가하면서 투과 X선 강도를 측정한다.

7. X선질에 관한 실험

(1) 초점-측정기 거리를 100 cm로 하고 측정기의 장축과 X선관 장축이 평행되게 위치한다.

(2) X선 속을 4×4 cm되게 하고, 초점-측정기 거리의 반(1/2)되는 지점에 피사체를 놓는다.

(3) 관전압 60, 80, 100 kV일 때 피사체의 두께를 0, 1, 2, 3, 4, 5 mmAl로 변동하면서 같

은 두께에서 왕복측정 한다.

IV. 실험 결과

1. 관전압의 정확도 실험 성적은 표 1, 그림 1과 같다.

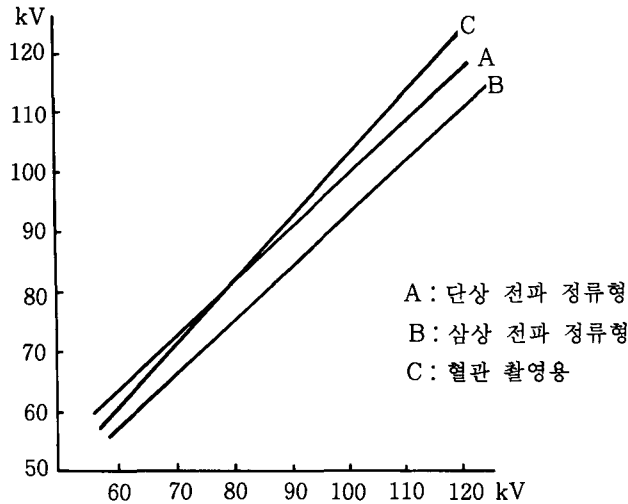


그림 1. 전시관전압-파고계측정치관전압 관계

표 1. 관전압의 정확도 실험 성적

전시\분류 관전압(kV)	장치명	관전압파고계 지시치(kV)	백분율 오차 (%)	비고
60	A	63.68	6.38	
	B	55.83	6.95	
	C	60.86	1.43	
80	A	81.33	1.66	
	B	73.68	7.9	
	C	81.04	1.3	
100	A	101.85	2.31	
	B	92.92	7.08	
	C	104.12	4.12	
120	A	120.53	0.44	
	B	105.58	12.02	
	C	122.5	2.08	

A : 단상전파 정류형

B : 삼상전파 정류형

C : 혈관조영 촬영 전용

장치의 종류에 따라 각 관전압에 대한 백분율 평균 오차(PAE)의 범위는 단상 전파 정류 장치인 경우 최소 오차는 관전압 120 kV에서 0.44 %였고, 최대 오차는 관전압 60 kV에서 6.38 %로 나타났으며, 삼상전파 정류 장치인 경우 최소 오차는 관전압 60 kV에서 6.96 %이고, 최대 오차는 관전압 120 kV에서 12.02 %, 연속 촬영 장치(혈관조영 촬영장치)인 경우 최소 오차는 관전압 80 kV에서 1.3 %, 최대 오차는 관전압 100 kV에서 4.12 %가 되었다. 여기서 삼상전파정류장치는 한국공업규격(KSA)에 명시된 규정치 보다 큰 백분율 평균 오차를 보였다.

2. 재현성에 대한 실험 성적은 표 2와 같다.

재현성 실험 성적에 보여주는 바와 같이 삼상전파정류장치, 연속촬영장치, 단상전파정류장치 모두가 한국공업규격이나 국제규격 권장 사항보다 재현성이 양호한 결과를 보여 주고 있다. 위의 3종류의 X선 발생장치 중에서 재현성이 떨어진 장치는 단상전파 정류장치로서 관전

류가 100 mA일 때 변동계수가 0.022였으며 관전류 300 mA일 때 변동계수 0.0049였으나 보편적으로 규정치보다 양호하다.

3. 부가여과판의 두께 변동과 X선 출력 실험 성적은 표 3, 그림 2와 같다.

3) 부가여과판의 두께변동과 X선 출력 실험 성적

① 단상전파정류

		mAs : 20 mAs					FDD : 100 cm	
여과판 (mmAl)	관전압 (kV)	60	70	80	90	100	110	120
		0	100	100	100	100	100	100
1		63.0	67.0	70.9	73.7	74.5	75.8	
2		44.6	50.0	53.6	56.4	58.8	61.1	
3		33.8	37.5	41.8	46.6	48.5	51.6	
4		27.7	31.8	34.5	36.8	41.2	44.2	
5		20.0	26.1	29.0	32.3	35.2	37.9	

표 2. 재현성 실험 성적

관전류 mA	장치명	구 분								
		측정치(mR)					평균 (\bar{X})	편차 (D)	변동 계수 (CV)	비고
		1회	2회	3회	4회	5회				
100	A	38	40	40	40	39	39.4	0.894	0.022	
	B	39	39	40	40	39	39.4	0.547	0.014	
	C	64	62	62	62	61	62.2	1.095	0.017	
200	A	90	90	89	89	90	89.6	0.547	0.006	
	B	67	67	68	67	68	67.4	0.547	0.008	
	C	163	162	161	160	118	160.8	0.923	0.0119	
300	A	109	110	110	110	109	109.6	0.547	0.0049	
	B	127	128	130	130	130	129	1.414	0.01	
	C	219	220	219	219	217	218.6	1.140	0.005	
400	A	160	158	158	158	157	158	1.095	0.0069	
	B	241	249	243	248	248	245.8	3.563	0.014	
	C	308	303	311	313	316	310.5	4.969	0.016	

A : 단상전파 정류형

B : 삼상전파 정류형

C : 혈관촬영용

② 삼상전파정류

20 mAs FDD : 100 cm

관전압 (kV) \ 여과판 (mmAl)	60	70	80	90	100	110	120
0	100	100	100	100	100	100	100
1	68.3	72.0	72.9	74.5	76.5	78.4	
2	48.5	54.2	56.1	59.1	60.8	64.7	
3	37.6	42.3	44.5	47.5	50.2	53.3	
4	27.7	33.9	35.4	39.2	41.9	47.0	
5	21.7	28.0	29.0	32.6	35.4	40.7	

③ 혈관조영전용

관전압 (kV) \ 여과판 (mmAl)	60	70	80	90	100	110	120
0	100	100	100	100	100	100	100
1	74.0	75.3	85.8	87.6	89.4	82.4	
2	55.5	50.6	63.0	67.6	68.8	72.6	
3	46.3	49.3	60.8	62.8	65.5	62.3	
4	33.3	33.7	41.3	46.2	49.0	51.5	
5	29.6	32.1	41.3	45.4	48.3	47.4	

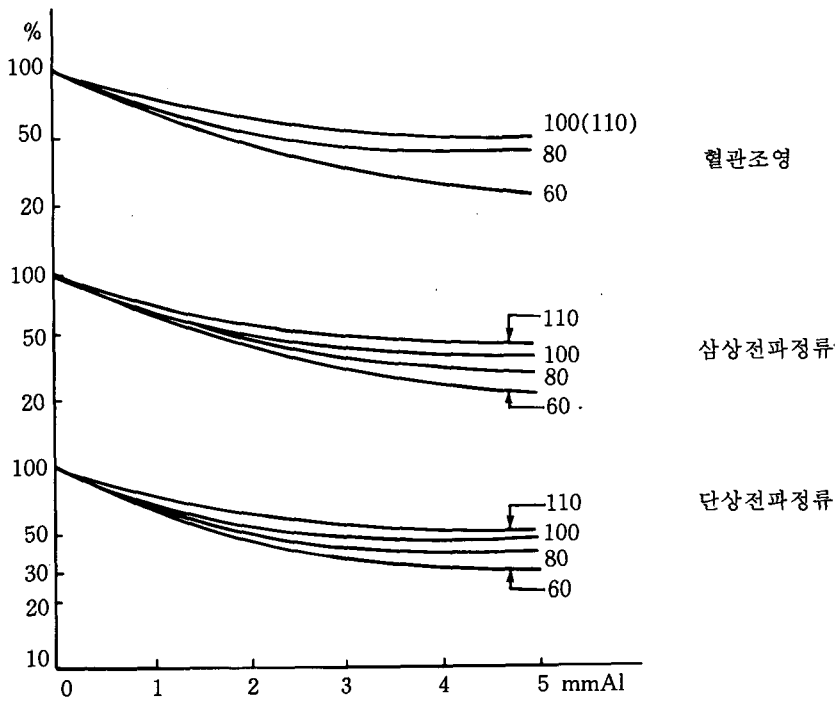


그림 2. 부가여과판(A1) 두께변동에 의한 감약율

표 3에 보여주는 바와 같이 부가여과판의 두께가 0 mmAl일 때 출력을 100 %로 했을 때 두께가 5 mmAl을 투과시킨 후 X선 출력을 측정 한 결과 단상전파정류장치, 삼상전파정류장치, 연속촬영(혈관조영촬영)장치의 순서대로 관전압이 60 kV일 때 20 %, 21.7 %, 29.6 %였

고, 관전압 80 kV에서는 29 %, 29 %, 41.3 %이고, 관전압 100 kV에서는 35.2 %, 35.4 %, 48.3 %로서 단상전파정류장치와 삼상전파정류장치와는 X선 강도비율의 차이가 적었으나 연속촬영(혈관조영촬영)장치에서는 다른 장치에 비하여 현저한 강도를 나타냈다.

4. 피사체의 두께변동에 의한 X선 출력 실험성적
 협성적은 표 4 그림 3과 같다.

표 4. 아크릴 두께 변동에 의한 X선 출력 실험성적

구분 관전압(kV)	장 치 명	mR/mAs/상대치				
		0 cm	5 cm	10 cm	15 cm	20 cm
60	A	3.97/100	1.28/32	0.33/8	0.144/3.6	0.055/1.3
	B	4.86/100	1.70/35	0.56/11	0.18 /3	0.08 /1.6
	C	2.65/100	1.05/39.5	0.36/17.0	0.11 /4.27	0.04 /1.6
70	A	5.55/100	2.07/37	0.75/13.5	0.27 /4.8	0.1 /1.8
	B	6.32/100	2.42/38	0.86/13.4	0.28 /4.3	0.1 /1.5
	C	3.47/100	1.47/42.2	0.52/15.0	0.17 /5.1	0.05 /1.5
80	A	6.68/100	2.60/38.8	1.0 /15	0.37 /5.5	0.14 /2.1
	B	7.3 /100	2.9 /40.0	1.06/14.2	0.38 /5.2	0.16 /1.9
	C	4.5 /100	1.77/43.8	0.75/16.7	0.27 /6.0	0.09 /2.1
100	A	10.33/100	4.52/43.7	1.86/18	0.76 /7.0	0.30 /3
	B	11.24/100	5.06/45.0	2.06/18.3	0.82 /7.3	0.32 /2.8
	C	7.31/100	3.5 /47.8	1.47/20.4	0.6 /8.2	0.23 /3.1
120	A	13.15/100	6.34/48	2.78/21	1.18 /9	0.47 /3.5
	B	14.88/100	7.3 /49.1	3.16/21.0	1.3 /8.7	0.52 /3.5
	C	11 /100	5.5 /50.1	2.46/22.3	1.0 /9.0	0.41 /3.7

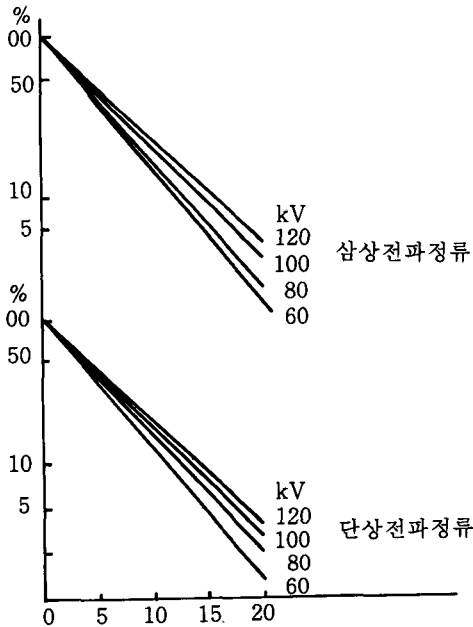


그림 3. 피사체 두께변화에 의한 감약율

표 4에 나타난 바와 같이 X선량을 1 mAs당 조사선량(mR/mAs)로 환산하여 X선 출력을 비교한 결과 피사체 두께가 0 mm 아크릴에서 X선 출력이 강한 것은 삼상전파정류장치로서 관전압 60 kV일 때 4.86 mR/mAs, 관전압 120 kV일 때 14.88 mR/mAs였으며, X선 출력이 약한 것은 연속(혈관조영)촬영장치로서 관전압 60 kV일 때 2.66 mR/mAs, 관전압 120 kV일 때 11 mR/mAs였다.

또, 피사체 두께가 20 cm 아크릴판을 투과 후 X선 출력이 강한 것은 연속(혈관조영)촬영장치로서 관전압 60 kV일 때 1.6 mR/mAs, 관전압 120 kV일 때 3.7 mR/mAs였으며, X선 출력이 약한 것은 단상전파정류장치로서 관전압 60 kV일 때 1.3 mR/mAs, 관전압 120 kV일 때 3.5 mR/mAs가 되고 있으나 X선발생장치 3 종류 모두 비슷한 출력을 나타내고 있다.

5. 관전류변동에 의한 X선 출력 실험성적은 표 5와 같다.

표 5에 나타난 바와 같이 관전류 100 mA일 때 연속(혈관조영)촬영장치의 X선 출력은 6.1 mR/mAs이고, 관전류 200 mA에서는 삼상전파정류장치가 5.82 mR/mAs였으며, 관전류 300 mA에서도 삼상전파정류장치가 5.17 mR/mAs, 또 400 mA에서는 단상전파정류장치가 5.19 mR/mAs가 되어 관전류변화에 따라 X선 출력도 변화되고 있다. 이 실험에서 관전류가 증가할수록 1 mAs당 선량(mR)은 저하된 현상을 보여주고 있다.

6. 관전압 변동에 의한 X선 출력 실험성적은 표 6, 그림 4와 같다.

표 5. 관전류변동에 의한 X선 출력실험성적

관전류 mA	장치명	mR/mAs						
		2	4	6	8	16	32	평균치
100	A	5.2	5.33	5.44	5.06	5.06	5.36	5.24
	B	6.4	5.71	5.75	5.5	5.46	5.4	5.70
	C	5.6	6	6.19	6.25	6.31	6.25	6.10
200	A	4.19	5.43	4.64	4.86	4.86	4.86	4.61
	B	6.25	6.25	5.9	5.59	5.53	5.43	5.82
	C	4.16	4.23	4.16	4.23	4.33	4.83	4.32
300	A	4.8	5	5.06	5	5	5.1	4.99
	B	5.41	5.41	5.06	5.15	5	5.03	5.17
	C	4.23	4.35	4.16	4.53	5.3	5.43	4.63
400	A	5.19	5.15	5.09	5.2	5.26	5.28	5.19
	B	4.64	4.68	4.68	4.6	4.58	4.69	4.64
	C	4	4	3.9	3.75	4.56	4.96	4.19

A : 단상전파정류형

B : 삼상전파정류형

C : 혈관촬영용

표 6. 관전압 변동에 의한 X선 출력 실험 성적

- 1) 단상전파정류
① 팬텀 0 cm일 때

New kV \ Old kV	60	70	80	100	120
60	1.0	1.39	1.68	2.59	3.30
70	0.71	1.0	1.20	1.86	2.36
80	0.57	0.83	1.0	1.54	1.76
100	0.38	0.54	0.64	1.0	1.27
120	0.3	0.42	0.51	0.78	1.0

New kV \ Old kV	② 팬텀 5 cm 일 때					③ 팬텀 10 cm 일 때				
	60	70	80	100	120	60	70	80	100	120
60	1.0	1.61	2.01	3.51	4.92	1.0	1.79	2.37	4.45	6.61
70	0.62	1.0	1.25	2.17	3.05	0.56	1.0	1.32	2.48	3.69
80	0.49	0.8	1.0	1.73	2.44	0.42	0.75	1.0	1.87	2.78
100	0.28	0.45	0.57	1.0	1.4	0.22	0.40	0.53	1.0	1.48
120	0.20	0.32	0.41	0.71	1.0	0.15	0.27	0.35	0.67	1.0

2) 삼상전과정류

		0 cm 일 때					5 cm 일 때				
New kV \ Old kV		60	70	80	100	120	60	70	80	100	120
60	60	1.0	1.3	1.5	2.31	3.06	1.0	1.42	1.70	2.97	4.29
70	60	0.76	1.0	1.14	1.76	2.33	0.70	1.0	1.19	2.09	3.01
80	60	0.66	0.87	1.0	1.54	2.03	0.58	0.83	1.0	1.74	2.51
100	60	0.32	0.56	0.65	1.0	1.32	0.33	0.47	0.57	1.0	1.77
120	60	0.32	0.43	0.49	0.75	1.0	0.23	0.33	0.39	0.69	1.0

		10 cm Acryl					15 cm Acryl				
New kV \ Old kV		60	70	80	100	120	60	70	80	100	120
60	60	1.0	1.53	1.89	3.67	5.64	1.0	1.55	2.11	4.55	7.22
70	60	0.65	1.0	1.89	3.64	3.67	0.64	1.0	1.35	2.92	4.64
80	60	0.52	0.81	1.0	1.94	2.98	1.47	0.73	1.0	2.15	3.42
100	60	0.27	0.41	0.51	1.0	1.53	0.21	0.34	0.46	1.0	1.58
120	60	0.17	0.27	0.33	0.65	1.0	0.14	0.21	0.29	0.63	1.0

New kV \ Old kV	펜텀 20 cm Acryl				
	60	70	80	100	120
60	1.0	1.25	2.0	4.0	6.5
70	0.8	1.0	1.6	3.2	5.2
80	0.5	0.62	1.0	2.0	3.25
100	0.25	0.31	0.50	1.0	1.62
120	0.15	0.19	0.30	0.61	1.0

3) 혈관조영 전용장치

		10 cm Acryl					5 cm Acryl				
New kV \ Old kV		60	70	80	100	120	60	70	80	100	120
60	60	1.0	1.30	1.68	2.74	4.12	1.0	1.39	1.87	3.32	5.23
70	60	0.76	1.0	1.29	2.1	3.16	0.71	1.0	1.34	2.38	3.75
80	60	0.59	0.77	1.0	1.62	2.44	0.53	0.74	1.0	1.77	2.79
100	60	0.36	0.47	0.61	1.0	1.50	0.30	0.42	0.56	1.0	1.57
120	60	0.24	0.31	0.40	0.66	1.0	0.19	0.26	0.35	0.63	1.0

두께	10 cm 일 때					5 cm 일 때					
	New kV	60	70	80	100	120	60	70	80	100	120
Old kV	60	1.0	1.42	2.05	4.08	6.74	1.0	1.54	2.36	5.18	8.63
	70	0.70	1.0	1.44	2.86	4.72	0.64	1.0	1.52	3.35	5.58
	80	0.48	0.69	1.0	1.98	3.27	0.42	0.65	1.0	2.19	3.65
	100	0.24	0.35	0.50	1.0	1.65	0.19	0.29	0.45	1.0	1.66
	120	0.14	0.21	0.30	0.60	1.0	0.11	0.17	0.27	0.60	1.0

두께	20 cm Acryl					
	New kV	60	70	80	100	120
Old kV	60	1.0	1.25	2.25	5.5	9.75
	70	0.80	1.0	1.8	4.4	7.80
	80	0.44	0.55	1.0	2.44	4.33
	100	0.18	0.22	0.40	1.0	1.77
	120	0.10	0.12	0.23	0.56	1.0

표 6에서 보는 바와 같이 피사체 두께 0 cm 아크릴판과 10 cm 아크릴판을 투과한 후 X선 출력을 관전압 60 kV와 120 kV에서 비교하면 단상전파정류장치가 3.3배와 6.61배이고 삼상전파정류장치가 3.06배와 5.64배였으며 연속(혈관조영)촬영장치가 4.12배와 6.74배를 나타내고 있으며, 피사체가 두꺼워질수록 그 비율은 점차 증가하고 있다.

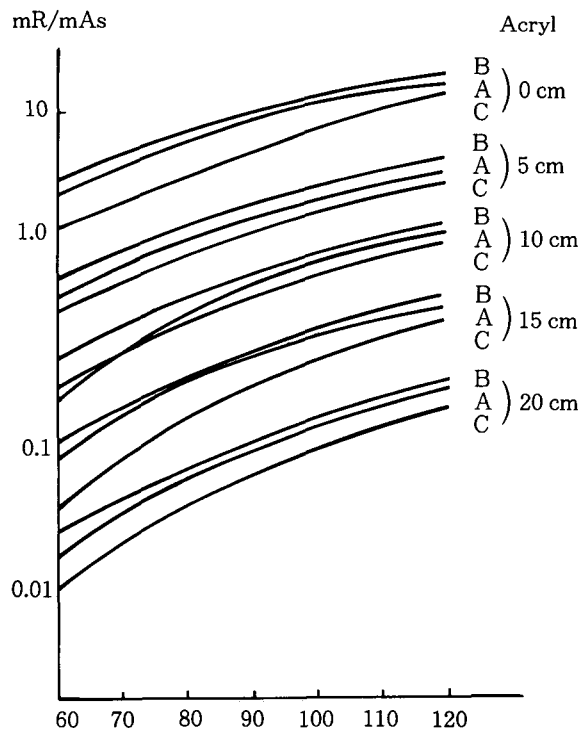


그림 4. 피사체-관전압 변동에 따른 선량곡선

7. X선질 측정에 관한 실험성적은 표 7과 같다.

표 7. 반가총 측정

관전압 (kV) 장치명	60	80	100	110	비 고
A	1.75	2.2	2.75	3.2	
B	1.7	2.35	3.0	3.5	
C	2.25	2.85	4.05	4.05	

A : 단상전파정류

B : 삼상전파정류

C : 혈관촬영용

표 7에 나타난 바와 같이 X선질측정방법의 일환으로 반가총을 측정하는 방법을 이용하였다. 표 7에서 단상전파정류장치, 삼상전파정류장치, 연속촬영장치의 관전압 60 kV에서 반가총은 각각 1.75 mmAl, 1.7 mmAl과 2.25 mmAl 이고, 관전압 80 kV에서는 2.2 mmAl, 2.35 mmAl과 2.85 mmAl이었으며, 관전압 100 kV에서는 2.75 mmAl, 3.0 mmAl과 4.05 mmAl이었다.

V. 고 찰

X선 출력은 관전압에 의하여 변화한다. 또한 동일한 관전압이라 할지라도 고전압 정류 형태에 따라서 X선 출력이 변하는 바 관전압 맥동률은 단상전파정류장치가 100%, 삼상 6피크 전파 정류 장치는 13.6%와 삼상 12피크 전파 정류장치 3.4%이다¹²⁾.

X선관 전압은 X선 화상에 미치는 효과가 X선 조사 조건중 가장 큰 인자로 고려되고 있다. 즉 X선 필름의 농도와 대조도에 영향을 주고 있기 때문에 관전압의 부정확한 지시치는 재 촬영율의 빈도를 증가 시킴으로서 X선 장애 요인이 된다. X선관 전압은 관전류에 의해 영향을 받고 있기 때문에 이를 방지하기 위해 장치 내에 보상 회로가 설치되어 있다¹³⁾. 그러나 고전압 발생 장치의 부적절한 설치, 전원전

압강하, 고전압변압기 2차측 전압강하, 부품 등의 고장으로 인하여 관전압이 부정확하게 된다.

관전압 측정방법은 접속형 측정기를 사용하는 방법과 비접속형 측정기를 사용하는 방법이 있는데 본 연구는 비접속형 측정기를 사용하였으며 관전압의 정확도 평가는 연속해서 10회 측정치로부터 다음과 같이 계산하였다.

$$PAE = \frac{X_p - \bar{X}}{X_p} \times 100(\%)$$

여기서 PAE는 백분율 평균 오차, X_p 는 설정치 또는 지시치, \bar{X} 는 측정치의 평균이다. 위식에 의해 계산된 관전압 오차는 $\pm 7\%$ 범주 내에 있으므로 양호한 성능 관리가 되고 있다.

X선질 측정 방법은 반도체 검출기에 의한 에너지 스펙트럼을 분석하게 되어 있으나 X선 사진에 쓰여지고 있는 촬영 조건의 에너지 스펙트럼을 측정하는 데는 많은 문제점이 따르기 때문에 반가총을 측정하는 방법을 선택하고 있다. 미국 보건 교육 안전성 규정에 의하면 진단용 X선 발생 장치의 반가총은 관전압 60 kV일 때 1.3 mmAl, 80 kV일 때 2.3 mmAl, 관전압이 100 kV일 때 2.7 mmAl이다¹⁵⁾.

반가총측정에 관한 장⁹⁾, 고¹⁶⁾ 연구 발표와 본 실험에 나타난 결과와 다소 차이가 있는 것은 측정기 자체 문제, 기하학적 조건, X선 발생 조건 등 서로 다른 상황에서 X선을 노출시키고 그 출력을 측정하기 때문이라 사료된다. 관전압과 관전류에 의한 X선 출력은 진단용 X선 발생 장치의 종류와 고압정류 방식 및 피사체의 두께에 의하여 차이가 있음을 나타냈다. 또한 동일한 관전압이라도 관전류나 피사체의 두께 변동 때문에 관전압 관전류 파형이 변화한다고 보고된 바 있다. 특히 X선의 출력은 피사체의 두께가 증가함에 따라 관전압이 낮은 부분에서 발생하는 X선이 흡수됨을 보여 주고 있다. 관전압을 고정시키고 관전류를 변화시키면서 X선 출력을 검토한 결과 관전류와 X선 출력은 직선적인 비례 관계가 성립되지 않고 있다. 이 까닭은 동일한 관전압 파고치에 대해서 고관전류의 경우에 고압 변압기의 특성이나

전원 임피던스에 따라 관전압 파형에 진동이 발생하고 대관전류의 경우는 진동 부분이 사라지고 평활화되고 있기 때문이라고 보고되고 있다. X선 출력 재현성은 국제 규격에 기준하여 평가하였다. 여기서 재현성이라 함은 X선 장치의 성능 및 신뢰성을 평가하는 것으로서 어떤 촬영 조건이라도 X선 출력에 대한 변동 계수는 5회 측정치가 0.05 이하이어야 한다고 규정하고 있다. 변동 계수란 측정된 X선 출력의 평균치에 대한 표준편차를 말하며 다음 식으로 구하였다.

$$CV = \frac{S}{\bar{X}} = \frac{1}{\bar{X}} \left[\sum_{i=1}^n \frac{(X_i - \bar{X})^2}{n-1} \right]^{1/2}$$

단, CV : 변동계수

S : 조사선량 측정치 모집단에 대한 표준편차

\bar{X} : X선 출력 측정치의 평균치

X_i : i번째의 측정치

n : 측정 회수

위와 같은 방법에 의하여 진단용 X선 발생 장치의 재현성을 평가한 결과 재현성은 국제 규정치 이하가 되고 있었다.

VI. 결 론

진단용 X선 단상전파정류장치, 삼상전파정류장치, 연속촬영장치의 사전 사후 성능 관리를 위하여 그 종류별 X선 출력을 검토한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) X선 제어판 관전압과 X선-관전압파고계의 측정차와의 백분을 평균 오차는 X선 발생장치의 종류에 따라 약간의 차이는 있었으나 삼상전파정류장치의 관전압 120 kV일 때 12.02 % 정도의 오차를 제외하고 모두 국제적 오차한계치 이하로서 X선 발생장치의 관전압 성능 관리가 잘 이루어지고 있다.
- 2) X선 화상에 영향을 크게 미치는 선질은 연속촬영장치가 우수하고 단상전파정류장치가 다소 떨어지고 있으나, 국제적 권장 수치 이상으로서 그 성능이 보존되고

있다.

- 3) 동일한 관전압 조사시간 기하학적 조건에서 관전류를 변화시켰을 때 X선 출력은 관전류가 100~200 mA 범위에서는 연속촬영장치, 관전류 200~350 mA 범위에서는 삼상전파정류장치, 관전류 350~400 mA 범위에서는 단상전파정류장치가 우수하다.
- 4) X선발생 장치의 재현성은 그 변동계수가 0.0022~0.049 범위 내에 있으므로 HEW와 KS규정 범위 이하이므로 성능관리가 잘 되고 있다.
- 5) 본 연구는 X선 발생장치의 특성과 X선 출력을 짧은 시간 동안에 국한하여 연구한 결과이다. 따라서 장기간에 걸쳐 성능 관리에 관한 연구를 계속하여야 할 필요성이 있다고 사료된다. 또한 X선 발생 장치를 처음 설치하거나, 일부 부품을 교환 수리한 후에도 고장의 예측과 장치의 유지 관리의 목적으로 X선발생 장치의 검사 항목과 검사 횟수를 설정하여 정기적으로 X선 출력을 점검하여 환자와 방사선 종사자들에게 방사선 피폭 선량을 경감할 수 있는 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

1. Dam. H. J. W. ; The marvel in photography, McClure's Magazine, 6, 403~415, April, 1986.
2. Forsell.G. ; Wilhelm conrad Roentgen in Memorian, ACTA Radiologica, 2, 101~109, 1923.
3. Glasser, O. ; Wilhelm conrad Roentgen und die Geschichte der Roentgenstrsheln, verlay von Julius springer Berlin, 1931.
4. Saxton, H. M. ; Seventy-six years of British radiology, Brit. J. Radiol., 46, 872~884, 1973.
5. Gross, M.J. ; Progress in the design of rotating anode tube. Am J. Roentgenol., 41, 2, 276~282, 1939.

6. 이해룡 ; 의료용 X선장치, 대학서림 40~41, 1991.
7. 허준 ; 한국방사선 기술연구회지. 제 3권 제 1호, 82, 1980.
8. 靑柳 ; 3상 6펄스 장치의 관전압 맥동률에 대하여, 일본 방사선기술학회 제 31회 총회, 1979.
9. 장상섭 ; 단상전과정류 장치의 성능 및 특성에 대한 연구, 대전보건전문대학 논문집 제3집, 245, 1984.
10. 고신관 ; 진단용 X선 장치의 강도에 관한 고찰, 대전보건전문대학 논문집 제 5집 183, 1983.
11. 임요택 ; 방사선 안전관리 법규해설 진단용 방사선 장치의 성능관리 워크샷, 국립보건원, 1984.
12. 권달관, 고신관 ; 최신방사선 기기학, 제 1장 X선 발생장치 고문사, 106~196, 1993.
13. 허준 ; 방사선 화상기술실험, 제 2장 단상전파 정류형장치의 특성실험. 대학서림. 23, 1991.
14. 보건복지부 ; 진단용 X선장치의 시험기준 및 시험방법, 보건복지부 고시 제 90-77호, 5. 90.
15. Daneil A. Gollnick : Experimental Radiological Health Physics, Pergamon Press, 135 ~140, 1978.
16. 고신관 ; 진단용 X의 반가층 측정에 관한 연구, 건국대학교, 1984.
17. 靑柳泰司 ; X선관전압 관전류와 사진효과와의 관계, 일본 방사선 기술학회지, 21(2) : 1~42, 1965.
18. William R. Hendee, Edward L. Chaney, Raymond P. Rossi : Radiologic Physics, equipment and quality control, year book medical Publishers, Inc., 1977.