

## 전파정류방식의 고전압발생장치를 이용한 X선 기기의 특성 평가

### Characteristic Analysis of X-ray Device using the High Voltage Generator on Full-wave Rectification Method

김영표<sup>1</sup>, 김태곤<sup>1</sup>, 이호식<sup>2</sup>, 박용필<sup>2</sup>, 천민우<sup>2a</sup>  
(Young-Pyo Kim<sup>1</sup>, Tae-Gon Kim<sup>1</sup>, Ho-Shik Lee<sup>2</sup>, Yong-Pil Park<sup>2</sup>, and Min-Woo Cheon<sup>2a</sup>)

#### Abstract

X-ray system which is usefully used in diagnosis of the patient, being bombed of radioactivity is a big weak point when irradiates a X-ray to the human body so that ICRP restricted the radiation exposure tolerance of the human body. In order to reduce being bombed, the many research and development is now advanced. A lots of diagnostic X-ray machines have currently used due to the increase of occurrence efficiency of X-ray and precisely the output control by using the inverter which is a high speed switching semiconductors. For getting the confidence of the X-ray machine, the same radiation occurrence, same evaluation, and same irradiation condition are necessary when evaluates X-ray irradiation. It is the most important part for the accuracy of the test result and the patient safety. This research has produced the high voltage occurrence system of full-wave rectification method by using the LC resonance inverter, and evaluated the irradiation reproducibility in order to use it in diagnosis of the patient.

**Key Words** : X-ray, High voltage generator, Radioactive rays

#### 1. 서 론

윈드겐에 의해 X선이 발견된 이래 X선은 물질의 구조파악, 연대측정 등 다양한 산업 분야에 적용되어 사용되고 있으며[1,2] 특히 의료분야에서는 비침습적(Non-invasive method) 기법으로 인체 내부 영상을 나타내는 기술로 활용되고 있다. X선의 효율적인 발생을 위해 3상 전파정류 장치, 회전양극 X선관 등이 개발, 적용되었으며[3] 현재 고속 스위칭 소자인 인버터를 사용하여 X선 발생 효율을 개선하고 정밀한 출력 제어가 가능하게 되었다. 최근에는 미국 노스캐롤로이나 대학에서 탄소 나노튜브를 이용하여 X선을 개발하고 있으며 이러한 탄소나노 튜브를 이용한 X선 튜브의 개발은 세계

적으로 관심의 대상이 되어 연구가 진행되고 있는 실정이다[4-6]. X선은 생체에 흡수되어 조직과 상호작용에 의해 광전효과 등 전리현상에 따른 장해를 수반할 가능성이 있어 사용 시 안전성의 확보 및 방사선 피폭의 최소화가 필수적이다[7,8]. 임상에서 사용되는 X선 기기는 일반적으로 LC 공진회로를 채용, 입력전압을 고주파화하여 고밀도 전력화, 낮은 리플을 및 빠른 동작특성을 이용, 배전압 정류방식의 X선 발생장치를 사용하고 있다. 본 연구에서는 기존의 배전압 정류 방식에 비해 X선관에 공급되는 직류 고전압이 안정적이며 기동시간의 단축이 가능한 전파정류방식의 X선 발생장치를 설계·제작하였으며 임상 적용을 위해 기기의 특성을 분석·확인하였다.

1. 동신대학교 대학원 전기전자공학과  
2. 동신대학교 병원의료공학과  
(전남 나주시 건재로 253)

a. Corresponding Author : ccuccu7@lycos.co.kr  
접수일자 : 2009. 5. 13  
심사완료 : 2009. 5. 22

#### 2. 실 험

##### 2.1 X선 발생장치의 구성

제작된 X선 발생장치는 동작에 대한 제어신호

를 발생시키는 제어 콘솔, 실질적인 고전압 발생 및 각종 제어회로로 구성된 Power unit, X선 발생을 위한 회전양극 X선관, 원하는 부위에 X선을 조사하기 위한 조사야 조절 기구로 구성되어 있으며 그림 1에 X선 발생장치의 구성도를 나타냈다.

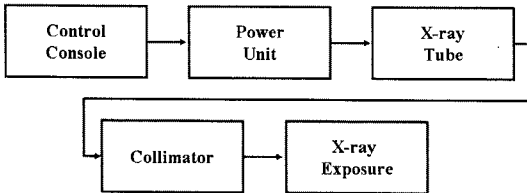


그림 1. X선 발생장치의 구성도.

Fig. 1. Configuration of X-ray system.

제작된 X선 발생장치는 일반 상용전원에서 낮은 리플을 가진 고압 파형의 발생이 가능하며 스위칭 주파수의 고주파화가 가능하여 X선의 단위 시간당 높은 선량률의 확보가 가능하다. 또한 X선 관전압 및 필라멘트 전류의 피드백을 통한 관전압과 관전류의 제어가 용이하도록 공진형 인버터 방식을 채용하였다. 제작된 공진형 인버터 방식의 X선 고압 발생용 인버터와 고주파 변압기, X선관에 고압의 직류를 공급하기 위한 다이오드로 구성된 고압 정류기, 전자발생을 위해 X선관의 음극에 구성된 필라멘트의 가열 및 동작을 위한 필라멘트 가열회로 및 필라멘트 가열용 변압기로 세분화할 수 있으며 20 kHz의 주파수에서 동작하도록 설계·제작하였다.

## 2.2 제어콘솔

제어콘솔은 사용자 필요에 따른 전원 On/Off, 관전압, 관전류, 조사시간, 조사방식 등 입력 신호에 대응, 제어 신호를 발생시키며 이를 실제로 처리하는 Power unit의 CPU 제어보드에 전달하는 역할을 한다. 사용자에게 의해 생성된 제어 신호는 RS232(Recommended Standard 232)시리얼 통신 방식을 통해 전달되며, 동작 조건 표시 및 각종 보호회로나 감지회로에서 전송된 피드백 신호를 바탕으로 에러 상태가 표시되도록 구성되어 있다.

## 2.3 Power unit

Power unit은 X선 발생장치의 구동을 담당하며 제어 콘솔에서 전송된 제어 신호를 바탕으로 IGBT(Insulated Gate Bipolar Transistor), 필라멘트, X선관의 회전자 등을 구동시키는 역할을 한다.

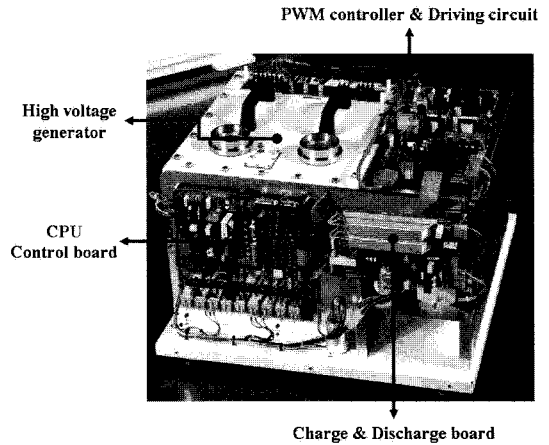


그림 2. 파워 유닛.

Fig. 2. Power unit.

제어신호를 바탕으로 연산 및 제어를 총괄하는 CPU 제어보드/ X선 기기에 안정된 고전압을 인가하기 위한 충·방전 보드/ 고압 PWM 제어회로, 필라멘트 제어회로, 검출회로로 이루어져 고전압을 조절하는 제어보드/ 고전압의 발생에 사용되는 고전압 트랜스포머로 구성되어 있으며 그림 2에 구성된 파워유닛을 나타냈다. 기기의 전반적인 제어를 담당하는 CPU제어보드는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고 실시간으로 고속 처리가 가능한 DSP(Digital signal processor)로 TMS320F2812을 채용하였다. 사용한 소자는 명령 처리속도가 150 MPS이고, 고속 입출력이 가능한 I/O 포트, 고속 샘플링(Sampling) 및 엔코더 펄스수를 카운트할 수 있는 32 bit Timer/Counter 장치, 주변장치의 요청에 대한 고속인터럽트 등이 가능하다. 따라서 빠른 응답특성이 필요한 제어 시스템에 적합하며 본 X선 장치는 감압회로의 Feedback에 대한 빠른 분석 및 처리가 요구되고 다수의 입출력 포트에 이루어져 있어 주변회로의 간소화를 위해 채용되었다. DSP 구동에 필요한 전압은 일반 구동을 위한 3.3 V 와 DSP 내부 PLL 150 MHz 주파수 체배를 위한 1.9 V이며, TPS67D301를 이용하여 DSP에 전압을 공급하게 된다. DSP는 X선 정량조사를 위해 Calibration된 데이터를 저장하는 EEPROM, 데이터 송·수신을 위한 RS-232 통신부 및 입출력 회로로 구성되어 있다. X선 조사량은 X선 조사 조건의 설정치와 실제 측정치가 동일해야 한다.

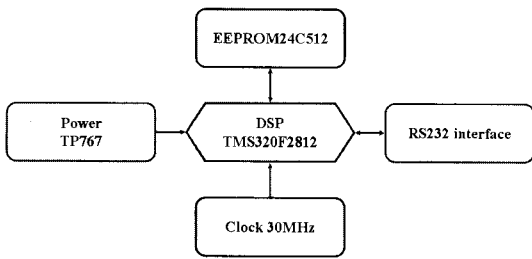


그림 3. CPU 제어부의 구조.  
Fig. 3. Block diagram of CPU controller.

만약 동일하지 않을 경우 제어부의 회로 및 프로그램의 변경을 통해 조사 조건이 맞도록 조절해야 하며 이러한 연산에 DSP가 사용된다. 조사조건에 실측치가 같도록 조절하는 기능을 데이터 Calibration이라 하며 Calibration된 데이터는 EEPROM에 저장된 프로그램을 통해 연산되며 관전압과 관전류 등이 조절된다.

2.4 고전압트랜스포머

본 연구에 사용된 고전압트랜스포머는 LC 공진형 인버터 방식으로 IGBT 스위칭 소자로부터 공급받은 전압을 1차와 2차 권선의 비율에 따라 승압시킨다. 발생한 고압은 시스템의 전반적인 제어를 담당하는 Power unit에서 제어되며 안정적으로 X선관에 인가시키기 위해 전파정류방식을 사용하여 구성하였다. 그림 3에 제작된 전파정류회로를 나타냈다.

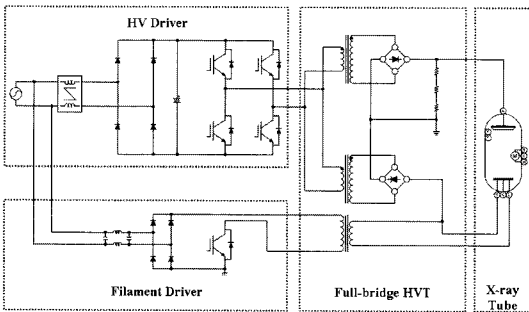


그림 4. 전파정류회로.  
Fig. 4. Full wave rectification circuit.

제작한 전파정류방식의 고전압 트랜스포머는 고압 1차 코일 1조, 고압 2차 코일 1조, 필라이트 코아 1조, 필라멘트 1차 코일 1조, 필라멘트 2차 코

일 1조, 전파정류회로 및 감압회로 각 1조, 양극 및 음극 케이블 리셉터클(Receptacle) 등으로 구성되어 있으며 PWM 제어회로를 통해 고전압트랜스포머의 1차 코일에 공급된 전압은 약 DC 320 V이며 PWM 제어 진폭에 의해 전압이 조절되어 공급된다. 고전압 트랜스포머의 1차 코일에 공급된 전압은 권선비에 의해 최고 교류 150,000 V까지 승압되며 전파정류회로에 의해 직류로 변환된 후 고압케이블을 통해 X선관에 전달된다. 또한 X선관의 필라멘트는 PWM 제어회로를 통해 필라멘트 트랜스포머의 1차 코일에 공급된 전압에 의해 작동되며 필라멘트의 예열에는 30 V 이하의 교류전압이 사용된다.

2.5 X선관

사용된 X선관은 X선의 방출이 많은 회전양극의 X선관을 사용하였으며 사용된 X선관은 Toshiba사의 E7239로 필라멘트로 전원이 공급되면 열전자를 방출하며 방출된 열전자는 X선관의 양극과 음극사이에 20,000 V 이상의 고압을 공급할 경우 빠른 속도로 양극 타깃에 충돌한 후 X선을 발생하도록 구성되어 있다.

2.6 조사야 조절기구

조사야 조절기구는 X선의 불필요한 조사를 막기 위해 방사선을 제한하는 역할을 하며 X축 조리개, Y축 조리개, 램프 스위치 등으로 구성되어 있고 조리개는 납으로 패키징되어 있다. 작동은 X축과 Y축 두 방향으로 조절하며 환자의 촬영부위에 따라 적당한 면적으로 X선이 방사되도록 조절하여 불필요하게 방사선이 환자에게 피폭되지 않도록 강제로 방사선 조사면적을 제한하도록 구성되어 있다.

3. 결과 및 고찰

방사선의 일종인 X선은 강한 이온화능을 가지고 있어 생체에 장시간 노출 될 경우 부작용이 발생할 수 있다. 하지만 부작용 발생의 위험이 있는 X선은 산업에서 비파괴검사로 많이 사용되고 있으며 의료에서는 골절 등의 검사에 주로 사용하고 있는 필수적인 방사선이다. 이러한 장치의 사용을 위해 X선의 조사량에 직접적인 영향을 미치는 관전압 및 관전류 오차, 조사선량의 제한성에 대한 확보가 필요하다. 본 실험에서는 온도 25 °C, 습도 65 %의 균일한 실험 조건과 안전한 평가를 위해 납으로 구성된 별도의 실험 환경에서 평가를 실시하였으며 실험 환경을 그림 5에 나타냈다.

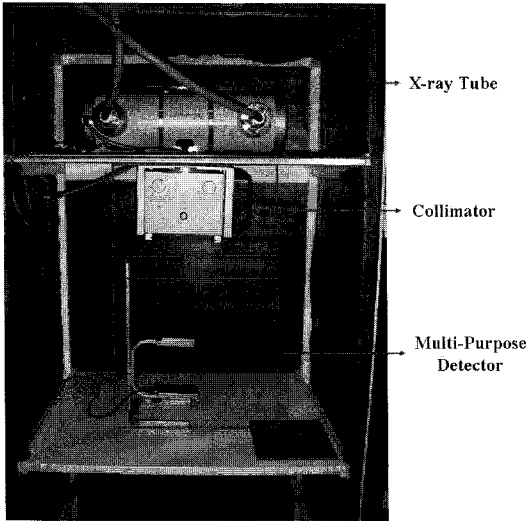


그림 5. 실험환경.  
Fig. 5. Experiment condition.

3.1 관전압 및 관전류 오차

균일한 X선의 발생을 위해서는 X선관에 부하 조건인 관전압과 관전류가 균일하게 인가되어야 하며, 그렇지 않을 경우 부정확한 영상 획득 및 불필요한 피폭이 발생할 수 있다. 따라서 인체에 적용하기 위해서는 오차는 관전압의 경우  $\pm 5\%$ , 관전류의 경우  $\pm 15\%$ 의 허용 범위 안에 포함되어야 한다. 본 연구에 사용된 X선 기기의 관전압과 관전류의 오차를 확인하기 위해 RTI사의 Barracuda를 이용하였으며 임상에서 주로 사용하는 조사 조건을 5회 반복하였다. 관전압 시험은 인가 관전류 200 mA, 조사시간 100 msec로 일정하게 하고 관전압을 60 kV, 80 kV 및 100 kV로 변화시키며 실험하였으며, 그 결과를 표 1에 나타냈다.

관전류 오차 실험도 관전압 실험 조건과 동일하게 관전압 100 kV, 조사시간 100 msec로 일정하게 하고 관전류를 100 mA, 150 mA 및 200 mA로 변화시키며 5회 반복 측정하여 오차율을 확인했으며 표 2에 그 결과를 나타냈다.

관전압 오차의 경우 허용오차 범위가  $\pm 5\%$ 인데 비해 실측된 평균 오차율은 1.54%였으며, 관전류의 경우도 허용오차 범위가  $\pm 10\%$ 인데 비해 실측치는 0.52%로 측정되었다. 관전압과 관전류 모두 허용 오차 범위내에 포함되어 있으며 오차율이 매우 낮아 제작된 시스템이 허용 오차 범위 내에서 만족스럽게 동작되고 있음을 확인하였다.

표 1. 관전압 실험.

Table 1. Tube voltage experiment.

실험조건 : 200 mA, 100 msec							
횟수(N) 설정 관전압	1회	2회	3회	4회	5회	평균	오차 율
60 kV	60.72	61.59	61.51	61.61	61.58	61.6	2.67 %
80 kV	80.26	80.46	80.35	80.63	80.36	80.41	0.51 %
100 kV	101.3	101.7	101.3	101.4	101.6	101.4	1.43 %
평균오차율 (%)							1.54 %

표 2. 관전류 실험.

Table 2. Tube current experiment.

실험조건 : 100 kV, 100 msec							
횟수(N) 설정 관전류	1회	2회	3회	4회	5회	평균	오차 율
100 mA	99.2	99.23	99.19	99.56	99.11	99.25	0.74 %
150 mA	149.56	149.69	149.21	149.02	149.69	149.43	0.38 %
200 mA	198.49	198.59	199.65	199.7	199.02	199.09	0.45 %
평균오차율 (%)							0.52 %

3.2 조사재현성 평가

동일한 조사 조건에서 연속적으로 X선을 조사할 경우 항상 동일한 조사선량의 발생이 요구된다. X선 조사선량에 따라 필름에 나타나는 농도 차이가 발생하며 동일한 조건일 경우 농도 차이가 없어야 균일한 조사가 이루어졌다고 할 수 있다. X선의 균일한 조사를 확인하기 위해 모든 X선 장비는 조사선량의 재현성(Coefficient Variation : CV) 검증이 필요하며, 결과가 양호하지 않은 경우 필름 농도가 달라, 검사 결과의 화질이 나빠지게 되고 재촬영율이 높아지게 된다. 실험조건 1은 제작된 기기에서 관전압 60 kV, 관전류, 200 mA, 조사시간 100 msec로, 실험조건 2는 관전압 100 kV, 관전류 100 mA, 조사시간 100 msec로 설정하여 X선을 조사하여 재현성을 측정하였다. X선관 초점으로부터 X선 측정용 Multi-Purpose Detector 중

심까지 100 cm의 거리를 두고 설정된 조사 조건을 연속 5회 조사하였으며 표 3에 실험 조건 1과 2의 결과를 나타냈다.

표 3. 조사조건 변화에 따른 재현성평가.

Table 3. Exposure does experiment by variable condition.

(a) 실험조건 1

조사조건 1 : 60 kV, 200 mA, 100 msec								
횟수 (N)	1회	2회	3회	4회	5회	평균	표준편차	변동계수
방사선량 (mR)	176.2	177.1	177.5	177.6	177.6	177.2	0.5	0.0004

(b) 실험조건 2

조사조건 2 : 100 kV, 100 mA, 100 msec								
횟수 (N)	1회	2회	3회	4회	5회	평균	표준편차	변동계수
방사선량 (mR)	231.9	230.4	232.3	234.2	234.2	232.6	1.5	0.0007

그 결과 각각의 실험조건에서 방사선량(mR)의 변동 계수는 조건 1이었을 경우 0.0004 CV, 조건 2에서 0.0007 CV로 조건에 따라 균일한 조사가 이루어지는 것을 확인할 수 있었다.

#### 4. 결론

X선 장치는 질병 진단에 보편적으로 사용되어지고 있지만 다량의 X선이 인체에 조사되었을 경우 부작용을 초래할 수 있다는 점이 단점으로 지적 되고 있다. 따라서 인체의 방사선 노출 허용 기준을 정하여 엄격히 제한하고 있다. 안전성, 최적성 및 피폭의 최소화가 요구되어지고 있다. 본 연구에서는 전과정류방식의 고전압발생장치를 이용

한 X선 기기를 설계·개발하였으며 필요에 따라 X선의 정확한 사용이 용이하도록 관전압 및 관전류 오차와 조사 재현성의 확보를 확인하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. X선의 발생에 직접적인 연관이 있는 관전압 오차 실험은 조사시간 100 msec, 관전류 200 mA를 일정하게 하고 관전압을 60 kV, 80 kV 및 100 kV로 변화시키며 각각 5 회씩 반복 측정했다. 그 결과 오차율은 60 kV에서 2.67 %, 80 kV에서 0.51 %, 100 kV에서 1.43 %로 평균 오차율이 1.54 %로 임상에 적용되는 오차율인  $\pm 5$  %에 비해 매우 낮은 것을 확인하였다.
2. 관전압과 동일하게 X선 발생에 직접적인 영향을 미치는 관전류 오차 실험은 관전압 100 kV, 조사시간 100 msec로 일정하게 하고 관전류를 100 mA, 150 mA 및 200 mA로 변화시키면서 5 회 반복 측정하였으며 그 결과 100 mA, 150 mA 및 200 mA에서 오차율은 각각 0.74 %, 0.38 % 및 0.45 %로 평균 오차율이 0.52 %로 보편적으로 사용되는 오차 범위인  $\pm 15$  %에 비해 매우 낮은 오차율을 확인하였다.
3. 조사 재현성 평가는 관전압 60 kV, 관전류 200 mA, 조사시간 100 msec로 설정하여 5회 반복 측정된 결과 변동계수(CV)가 0.0004였으며, 관전압 100 kV, 관전류 100 mA, 조사시간 100 msec의 조사 조건에서 변동계수(CV)는 0.0007로 측정되었다. 조사 재현성 평가 역시 임상 기준인 변동계수 0.05(CV) 이하의 범위 내에 포함되는 것을 확인하였다.

본 연구를 통해 설계·개발된 전과 정류 방식의 X선 기기의 특성을 평가한 결과 관전압과 관전류 오차 및 조사 재현성 평가에서 모두 허용 오차 범위 내에 포함되고, 특히 임상에서 요구되는 최저 기준값보다 현저히 낮은 측정치를 보이고 있어 현장에서 적용할 경우 균일한 X선 조사가 가능할 것으로 확신할 수 있었다.

#### 참고 문헌

- [1] T. S. Cho, "Interfacial diffusion in Fe/Cr magnetic multilayers studied by synchrotron

- x-ray techniques", J. of KIEEME(in Korean), Vol. 17, No. 2, p. 223, 2004.
- [2] M. J. Choi and J. S. Wang, "The electrical and radiation detection properties of Au/Cd<sub>1-x</sub>Zn<sub>x</sub>Te(X=20 %)/Au structure", J. of KIEEME (in Korean), Vol. 10, No. 1, p. 39, 1997.
- [3] Wolbast A. B., "Physics of Radiology", Prentice-all International, Inc., 1993.
- [4] N. D. E. Joung and J. M. Bonard, "Carbon nanotube electron sources and applications", Phil. Trans. R. Soc. Lond. A, Vol. 362, p. 2239, 2004.
- [5] Y. Cheng, J. Zhang, Y. Z. Lee, B. Gao, S. Dike, W. Lin, J. P. Lu, and O. Zhou, "Dynamic radiography using a carbon-nanotube-based field-emission X-ray source", Rev. Sci. Instru., Vol. 75, p. 3264, 2004.
- [6] J. Zhang, S. Senda, Y. Sakai, Y. Mizuta, S. Kita, and F. Okuyama, "Stationary scanning X-ray source based on carbon nanotube field emitters", Appl. Phys. Lett., Vol. 86, p. 184101, 2005.
- [7] H. Hino, T. Hatakeyama, and M. Nakaoka, "Resonant PWM inverter linked DC-DC converter using parasitic impedance of high-voltage transformer and its applications to X-ray generator", PESC 188Record 19th Annual IEEE, Power Electronics Specialists Conference, Vol. 66, No. 6, p. 969, 1989.
- [8] Y. Cheran, H. Foch, and J. Salesses, "A Study of Resonant Converter using Power Transistors in a 25 kW X-ray Tube Power Supply", IEEE Power Electronics Specialists Conference, ESA Proceedings, p. 295, 1985.