

## 고주파 인버터식 X-선관용 고전압 전원장치

김학성<sup>\*</sup>, 유동욱<sup>\*</sup>, 조정구<sup>\*</sup>, 백주원<sup>\*</sup>, 임근희<sup>\*</sup>, 원충연<sup>\*\*</sup>  
<sup>\*</sup> 한국전기연구소 전기물리연구팀, <sup>\*\*</sup> 성균관 대학교 전기공학과

## A High Voltage Power Supply for X-Ray Tube Using High Frequency

H.S. Kim<sup>\*</sup>, D.W. Yoo<sup>\*</sup>, J.G. Cho<sup>\*</sup>, J.W. Back<sup>\*</sup>, G.H. Rim<sup>\*</sup>, and C.Y. Won<sup>\*\*</sup>  
<sup>\*</sup> KERI Applied Electrophysics Team, <sup>\*\*</sup> Dept. of Electrical Eng. in Sung Kyun Kwan

**Abstract** - This paper presents a high-frequency inverter type high-voltage power supply for X-ray equipments. The high-voltage generator consist of an inverter unit including the SR(Series Resonance) type PSC(Phase-Shifted Control) PWM circuit adopting IGBT as the switching power device and high-voltage unit including the CW(Cockcroft Walton) circuit. When the X-ray equipment is radiographing at large power for a short time, this generator operates through feedback voltage mode control to obtain a high speed leading edge and low ripple. The operating modes and design consideration of the proposed power supply are given. Issues in the design of high-voltage divider for high voltage measuring . Experimental results are presented to verify the performance of the designed power supply for varying load conditions. The proposed apparatus has several advantages, e.g., the fast rising time of tube voltage, accuracy and reduced component size etc.

### 1. 서 론

최근, 의료용 X-선 장치에서는 고전압 발생전원 장치의 고주파화가 단시간 촬영시의 고성능화와 고전압 발생장치의 저리플화 및 소형화에 따른 저가 격화와 의료현장의 공간을 유효 적절하게 이용하기 위하여 요구되고 있다.<sup>[1]</sup>

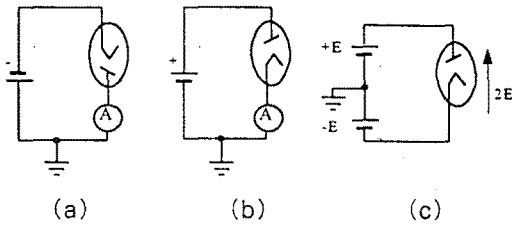
이에 본 연구에서는 고주파 대전력 변환 기술로서 고주파 인버터식 X-선용 전원장치의 개발을 위하여 고주파 고전압 변압기의 기생 리액턴스 성분을 이용한 영전압 스위칭 위상제어 PWM Full-Bridge Series Resonance 인버터를 채용한 약 20kHz의 고정된 주파수를 가지는 고주파 구동용 X-선 발생을 위한 전원장치를 설계, 제작하여

장치의 소형 경량화를 이루고 노이즈의 저감을 이룩하였다. 또한, 본 장치에서는 PSC-FB-SR 인버터에 의한 X-선관전압제어와 X-선관의 열전자 방출을 제어하기 위한 필라멘트 가열용 인버터를 사용한 관전류제어기를 설계하여 촬영모드(radiography mode)나 투시모드(fluroroscopy mode)시에 X-선이 안정하게 발생하도록 하였으며, 이에 따라 X-선관에 인가되는 고전압의 정밀한 계측을 위한 고전압 측정용 분압장치와 필라멘트 가열용 변압기, 직류 고전압의 출력을 위한 고속 고전압 다이오드로 구성된 고전압 정류회로를 설계 제작하였다. 본 논문에서는 이러한 장치의 소형화와 고성능화를 목적으로 개발한 공진형 인버터식의 X-선 전원장치를 소개하고, 실제장치의 구성과 그 결과를 제시하였다.

### 2. 본 론

#### 2.1 X-선관용 고전압 발생장치

인버터식 고전압 발생전원장치에서 인버터의 파워 스위칭소자로 Thyristor, Bi-polar Tr.을 이용한 변환 주파수가 약 10kHz 이하인 장치와, 최근 FET, IGBT를 이용한 변환주파수가 약 10kHz 내지는 100kHz의 장치와 같이 인버터의 주파수가 급격히 상승하고 있는 추세에 있다. 그러나 고주파화의 장점과 달리 고주파 스위칭 손실증가에 따른 단점들도 존재한다고 볼 수 있으므로 X-선 발생 장치의 용량에 따라 최적의 주파수를 선정하여야 할 것이다. 인버터의 구성에 있어서는 고전압 변압기의 누설 인덕턴스를 이용한 직렬공진형이 주류를 이루고 있다.<sup>[2]</sup> 이와 같이 인버터식 X-선관용 고전압 전원 장치의 고주파에 따라 고압을 얻기 위한 고전압 변압기도 소형화되고 있으나 인버터를 고주파함에 있어서도 역시, 고전압 변압기는 절연거리를 확보하기 위한 최저한의 크기를 필요로 한다고 볼 수 있다.



(a) 애노드 접지 방식 (b) 케소드 접지 방식  
(c) 중성점 접지 방식  
그림 1. X-선관용 고전압 발생 전원 방식

일반적으로 의료용 X-선관에 인가되는 고전압은 보통 40kV ~ 150kV이며 따라서 고전압 전원장치는 이 전압의 발생이 필요하다. 그림 1.은 X-선관용 고전압 발생 전원 방식을 나타내었다. 그림 1. (a)와 (b)는 X-선관의 애노드 또는 케소드를 접지 하여 다른 극에 + 또는 - 고전압을 인가하는 방식이다. 이러한 방식은 X-선관에 흐르는 관전류의 검출은 쉬운 방식이지만 고전압 발생장치의 절연 내압이 X-선관전압과 같아지기 때문에 절연구조상 불리한 단점이 있다. 이러한 이유로 보통 X-선관전압이 50kV 이하인 유방 촬영용 X-선 발생장치에 적용되는 방식이다.

높은 X-선관전압을 요구하는 장치에서는 절연 내압의 설계를 용이하도록 하여야하기 때문에 보통 그림 1. (c)에 나타난 방식처럼 접지점을 기준으로 1/2씩의 역극성 전압인 +E, -E를 발생시켜 X-선관에 2E 전압을 인가하는 중성점 접지 방식을 적용한다.<sup>[3]</sup>

## 2.2 고주파 인버터식 고전압 전원장치

그림 2.는 본 연구에서 제작된 고주파 인버터식의 X-선 발생용 고전압 전원장치(125kV, 300mA)를 보여주고 있다.

고전압발생을 위한 인버터는 ZVS(Zero Voltage Switching) 동작으로 20kHz 스위칭 하는 위상제어 PWM 인버터이고 고전압 변압기의 기생 리액턴스 성분을 이용 커패시턴스를 추가한 직렬공진회로를 구성하였다. 또한 그림에서는 X-선관 필라멘트의 가열을 위한 필라멘트 가열 인버터를 나타내었는데 촬영과 투시모드의 동작에 따라 LF(Large Focus), SF(Small Focus)를 선택하여 동작토록 구성하였다.

### 2.2.1 고전압 발생부

X-선 발생을 위한 고전압 발생부로서 고전압 변압기를 포함한 고전압 발생부의 설계가 가장 중요한 문제로 대두되는데, 본 연구에서는 고전압 변압

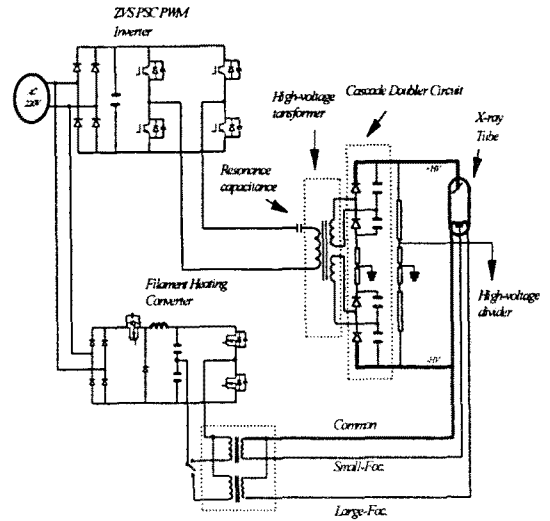


그림 2. 제작된 고주파 인버터식 X-선관용 고전압 전원장치

기의 설계시 절연 내압을 충분히 유지하면서 소형화를 도모하기 위하여 변압기의 2차측 턴-수를 줄일 수 있고 또한, 고전압단에 의한 분포용량성분의 영향으로부터 X-선관에 흐르는 mA전류를 좀더 용이하게 검출 할 수 있도록 배전압 방식인 CW(Cockcroft Walton)회로를 채용한 고전압 발생부를 구성하였다. 이러한 배전압 회로 방식 또한 장치의 용량과 고전압 케이블의 길이에 따라 최적한 회로 방식을 채택할 수 있다. 그것은 고전압 케이블의 길이에 따라 분포용량 성분이 상당한 차이를 보이기 때문이다.<sup>[4]</sup>

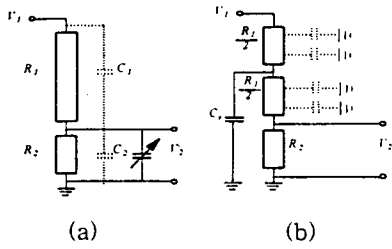
### 2.1.2 고전압 분압기의 설계

고주파 고전압 발생장치에서 빠른 상승 에지와 msec동안 X-선관전압의 정밀한 제어를 위해서는 정확한 분압기의 설계가 중요하다 할 수 있다. 분압기의 설계시 그림 3.(a)에서와 같이 분압저항들의 병렬 기생 용량성분의 영향을 들 수 있는데 이때 저항분압기의 전달함수를 다음과 같이 구할 수 있고

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{\frac{R_2}{1 + j\omega R_2 C_2}}{\frac{R_1}{1 + j\omega R_1 C_1} + \frac{R_2}{1 + j\omega R_2 C_2}}$$

여기서,  $R_1 C_1 = R_2 C_2$  이면

$\frac{V_2}{V_1} = \frac{R_2}{R_1 + R_2}$  이 된다. 따라서, 분압저항의 병렬 기생 용량성분의 영향은  $C_2$ 의 매칭에 의해 제거가 가능하여진다.<sup>[3]</sup>



(a) 분압저항의 병렬 기생용량성분  
 (b) 분압저항과 대지간 기생 용량성분

그림 3. 고전압 분압 저항의 분포용량성분

또한, 그림 3.(b)의 대지와 분압저항사이의 기생 용량성분의 영향을 생각 할 수 있는데  $C_e \approx 0.4C_i$   $C_i$ : 분압기 최상단과 대지사이의 전체 커패시턴스 일 때 분압기의 전달함수는

$$\frac{V_2}{V_1} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot \frac{1}{j\omega\tau} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot f_c \text{ 이고 여기서,}$$

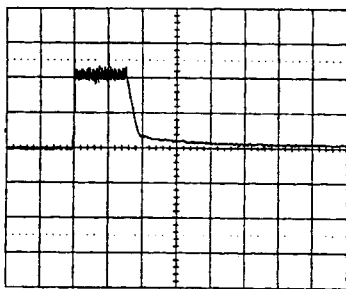
$$\tau \text{는 시정수 : } \tau = \frac{R_1(R_1 + 2R_2)C_e}{4(R_1 + R_2)}$$

$f_c$ : correction factor 이다.

따라서, Bandwidth를 키우려면  $C_e$ 를 낮게 선정하여야 한다.<sup>[3]</sup>

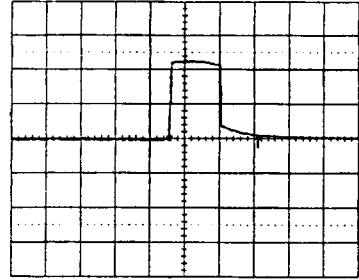
## 2.2 실험결과

본 연구에서 제작한 37.5kW급 X-선관용 고전압 전원 장치를 Eureka사의 RAD-8 X-선관을 사용 실험한 결과를 그림 4.와 5.에 나타내었다.



20[ms/div], 50[kV/div]

그림 4. X-선관 전압파형(radiography mode)



50[ms/div], 50[kV/div]

그림 4. X-선관 전압파형(fluroroscopy mode)

## 3. 결 론

본 연구에서는 최근 의료기술 발달에 따라 급속히 발전하고 있는 의료기기 분야중 X-선 발생장치의 무소음화 및 병원의 유효한 공간을 활용하기 위한 소형화된 고전압전원 장치를 소개하였고 이에 따라 설계, 제작한 전원장치는 ZVS PSC-FB-SR 인버터로 구성하여 고전압을 발생을 하도록 하였다. 고압발생회로에서는 CW회로에 의한 배전압 방식으로 동작하도록 하여 고압발생부의 크기를 저감하는데 주안점을 두었다. 앞으로 제작된 고압 발생회로를 좀더 발전시켜 더욱더 장치의 소형화를 진행시키려 하며 의료분야 뿐만 아니라 범용성을 갖는 소형, 고효율의 고전압 전원장치를 지속적으로 연구하려한다.

## (참 고 문 헌)

- [1] Izumi Ogura, and T.Aoyagi, "Analysis of the Basic Motion of the Resonance Type Inverter X-ray Generator by the Model Circuit", 東京都立醫療技術短期大學紀要, 第6号, pp.193-207, 1993.3.
- [2] Kelly J. P and Trout E. D, " Physical Characteristics of the Radiation from 2-Pulse, 12-Pulse, and 1,000-Pulse X-Ray Equipment", Radiology 100, pp.653-661, 1971.
- [3] F. H. Kreuger "Industrial High Voltage" Delft University Press, 1992.
- [4]M. Nakaoka and H. Ogiwara, "High-Frequency PWM Resonant Converter Base X-ray Power Generator Utilizing Equivalent Lumped Parasitic Circuit Components of High-Voltage Transformer and Feeder Cable", PEMC'90 Proceedings of the 6th Conference on Power Electronics and Motion Control, pp.264-268, October, 1990.