

진단 X-선용 40kW 고주파 고압 전원 시스템

김학성, 박영국*, 오준용*, 성기봉*
 동양공업 전문대학, *(주)포스콤

High Frequency High Voltage 40kW Power System for Diagnosis X-ray

Hack-Seong Kim, Young-Kuk Park*, Jun-Yong Oh*, Ki-Bong Sung*
 Dongyang Technical College, *POSKOM Co.,LTD

ABSTRACT

최근 수년동안 의료 X-선 장비의 고전압 발생용 전원 장치는 고주파 인버터 형태로의 개발이 가속화되어 단시간 촬영의 고성능화와 장치의 소형화 그리고 고전압 리플의 저감에 따른 피폭량 감소가 실현되고 있다. 본 논문은 이에 따른 의료 진단용 X-선 발생 시스템에서 40kW(125kV, 800mA)급 고주파 전원 발생장치 개발에 관한 것으로 고주파 고전압 인버터, 고주파 고전압 변압기를 포함한 고전압 발생 회로, X-선 관전압, 관전류 제어부, 시스템 구동부의 설계 개발에 대하여 기술하였고, 전체 구성된 시스템의 실험 파형에 따른 동작 특성을 제시 하였다.

주요 목적은 단시간 촬영의 고성능화 및 전원장치의 소형화, 그리고 출력의 저 리플화라 할 수 있고, 이러한 고주파 인버터식 고전압 발생기는 발생된 고주파 교류전압을 직류 고전압으로 변환하는데 있어 전기 절연 거리를 확보하면서 소형화하는 것이 중요한 과제라 할 수 있다. 또한 환자의 안전성을 고려한 최소 피폭량을 투과하기 위한 정밀 X-선량(mAs)제어가 반드시 요구된다.^[1] 이에 따라 본 논문에서는 의료 진단 X-선 발생용 HFG(High Frequency Generator)로서 40kw급(최대 관전압 125kV, 최대 관전류 800mA)을 개발 상용화하였기에 이에 따른 시스템 동작과 특성을 실험 파형을 통해 나타내었다.

1. 서 론

X-선 전원장치는 고전압 발생기가 인버터화 되면서 고주파화가 진행되고 있으며 이러한 고주파의

2. 진단 X-선용 HFG 시스템

X-ray용 HFG는 크게 다음과 같은 기술을 요구한다.

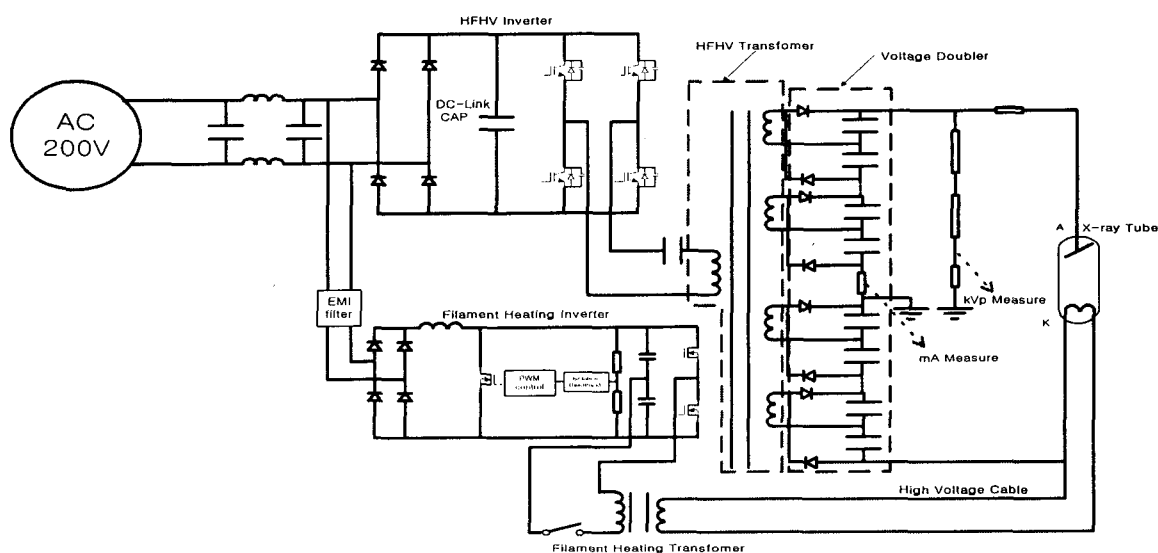


그림 1 진단 X-ray용 HFG 회로 구성도
 Fig. 1 Configuration of HFG Circuit for Diagnosis X-ray

- (1) HFG 회로 설계 및 고주파 구동 기술
- (2) 고정밀 관전압(kV), 관전류(mA), 폭사 시간(sec)에 따른 피폭량(mAs) 제어 기술
- (3) 사용자 인터페이스 기술(Operation Panel)

2.1 HFG 회로 설계 및 고주파 구동

X-ray용 HFG의 회로 구성은 그림 1과 같이 고전압 인버터부와 고압 변압기와 배압회로를 포함하는 고전압 발생부 그리고 X-선관 전류제어를 위한 필라멘트 가열부로 구성된다.^[2]

2.1.1 고주파 고전압 인버터부

인버터부는 Full-Bridge 형태의 전력 변환 회로를 구성하였고 스위칭 소자로서 IGBT는 고정된 주파수에서 위상을 제어하는 Phase-Shift PWM 방식을 채택하여 고전압 변압기의 1차측에 20kHz의 고정된 주파수의 고주파 펄스 전압을 인가함으로써 장치의 소형경량화와 소음 감소를 도모 하였다.

2.1.2 고전압 발생부

HFG의 가장 핵심 부분으로서 최적의 HFG 동작 주파수와 전력변환 효율을 위해 변압기 설계시, 등가회로에 따른 기생성분인 누설 인덕턴스와 표유 정전용량성분 예측이 필수이며 이를 통하여 장치의 동작 주파수가 선정되고 원하는 고전압 파형을 얻는 것이 가능하고 또한, 최대 전압 정격에서의 고전압 절연 거리확보와 이의 최적화 설계에 따른 고압 탱크의 Size 축소 기술 실현이 가능해 진다.^{[3],[4]} 본 장치에서 사용된 고주파 고압 변압기는 철심(0.05T)을 사용하였고, 다중 분할 권선(8단) 방식에 의한 배전압 회로를 채택하여 고압 절연의 편이성과 향후 용량 증가시의 유연한 대응이 가능하도록 설계하였으며, 동급 대비 고압 변압기를 포함한 HT(High Tension) 탱크의 크기를 최소화 하였다. 또한, 대지간 정전용량 보상용 CR 분압 저항을 통한 고압 부의 X-선관 전압의 실제값을 HT-제어기에 피드백 함으로서 X-선관 전압 모니터링과 제어가 정밀하도록 구성하였다.

2.2 X-선관전압, 관전류, 피폭량 제어

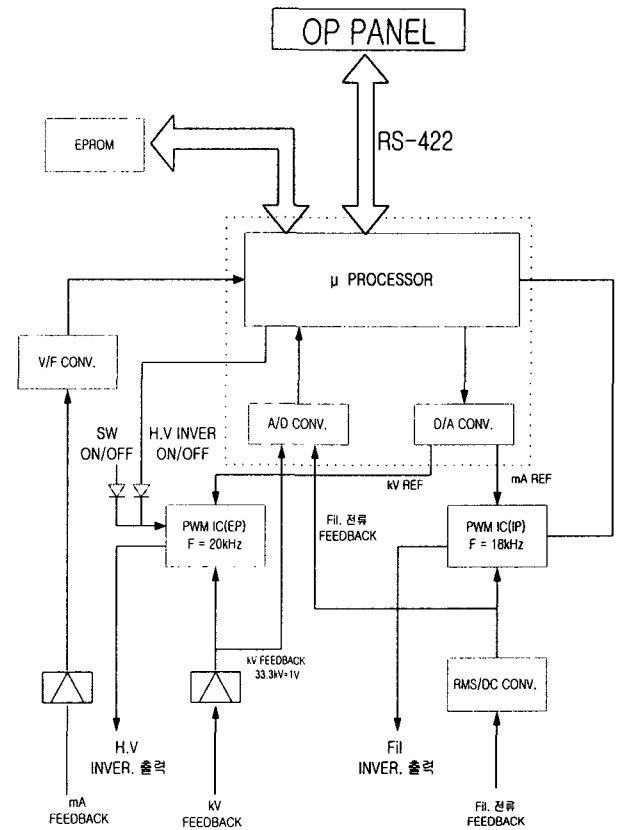


그림 2 진단 X-선용 HFG 제어회로 블록도

Fig. 2 Block Diagram of HFG Control Circuit for Diagnosis X-ray

그림 2에서는 진단 X-선용 HFG 시스템의 제어 블록도를 나타내었다. 관전압 관전류 그리고 X-선량은 모두 OP 패널의 CPU를 통해 지령치가 설정되고, 이 지령치에 대한 모든 제어는 HT-제어기에서 이루어지도록 구성하였다.

X-선 조사중, 관전압은 고압 변압기에 내장되어 있는 CR 분압저항을 통해 제어회로에 피드백되어, 항상 출력관전압이 설정 관전압을 추종하도록 제어되고 X-선량에 해당하는 mAs값은 V/F 컨버터를 사용, 직접 검출하여 X-선 관전류 값인 mA뿐만 아니라 인체의 피폭량에 직접 관계가 있는 mAs값을 전용 CPU내에서 직접 1 Pulse당 0.02mAs로 카운트 제어함으로 실제 X-선량을 정밀하게 검출하므로써 최소 피폭량 제어를 실현하여 환자의 안정성을 높일 수 있도록 하였고, 실제 제작된 시스템에서의 X-선 발사 모드는 시간을 기준으로 하는 sec 모드와 선량을 기준으로 하는 mAs 모드로 선택 촬영 할 수 있도록 하였다.

또한, X-선관 필라멘트 가열방식은 3단계 가열 시퀀스(기존 2단계)를 가지고 제어함으로 관전류의 빠른 응답 특성을 구현하였고, 필라멘트 가열 전류를 RMS-DC 컨버터회로를 통하여 피드백 제어함으로서 실제에 가까운 필라멘트 가열 전류를 제어하게 되고 이에따라 보다 정밀한 X-관전류(mA) 제어가 가능하도록 하였다.

3. 실험 결과

그림 3은 제작한 최대 125kV, 800mA급 X-ray 용 고압 변압기와 고압 발생 회로를 포함한 고주파 고전압 탱크이고 그림 4는 제작된 제품 사진을 나타내었다.

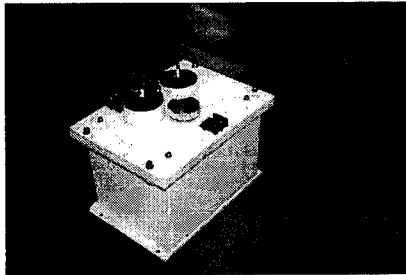


그림 3 고주파 고전압 Tank
Fig. 3 High frequency high voltage tank

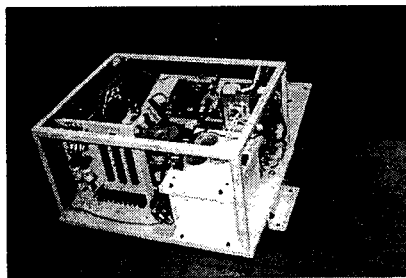


그림 4 40kW HFG 시스템
Fig. 4 40kW HFG system

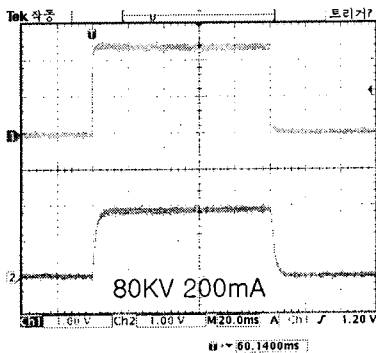


그림 5 X-선관전압(33.3kV/div), 관전류(100mA/div)
Fig. 5 X-ray tube voltage, tube current (20ms/div)

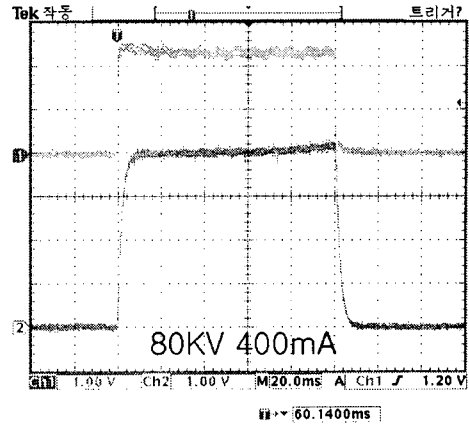


그림 6 X-선관전압(33.3kV/div), 관전류(100mA/div)
Fig. 6 X-ray tube voltage, tube current (20ms/div)

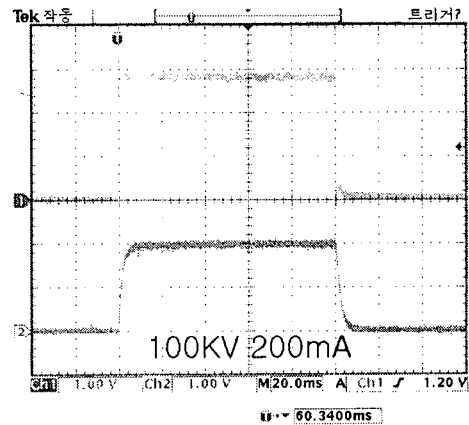


그림 7 X-선관전압(33.3kV/div), 관전류(100mA/div)
Fig. 7 X-ray tube voltage, tube current (20ms/div)

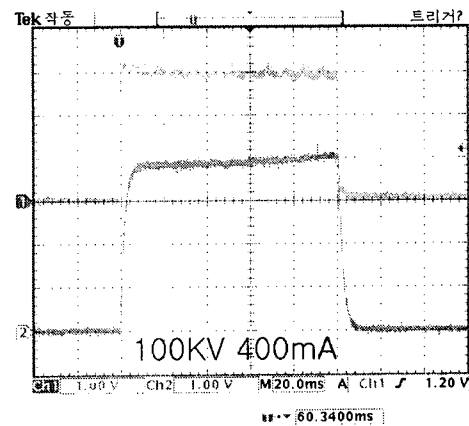


그림 8 X-선관전압(33.3kV/div), 관전류(100mA/div)
Fig. 8 X-ray tube voltage, tube current (20ms/div)

그리고 그림 5에서 그림 9는 제작된 HFG의 관전압, 관전류 파형을 나타낸다.

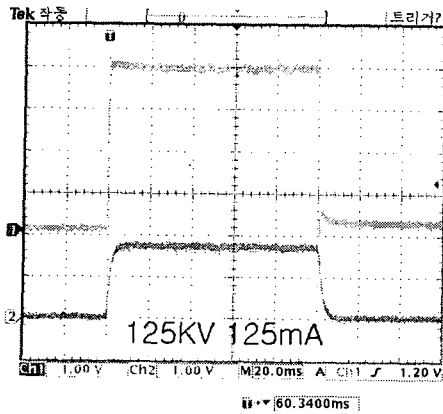


그림 9 X-선관전압(33.3kV/div), 관전류(100mA/div)
 Fig. 9 X-ray tube voltage, tube current (20ms/div)

4. 결 론

의료 진단용 40kW급 x-ray 전원 장치에 대하여 고압 발생 장치의 구성과 관전류, 관전압, 피폭량 제어에 대하여 설명하고 제작된 HFG 시스템의 출력 특성으로서 X-선관 전류와 관전압 파형을 나타내었다. 향후 과제로는 관전압 관전류 용량의 증대에 따른 새로운 고전압 회로 방식의 개발과 그리고 OP 판넬부의 PC 기반 제어 또한 투시와 촬영이 모두 가능한 2-Tube HFG 시스템의 개발이라 할 수 있다.

참 고 문 헌

- [1]. 安部,小倉,青柳,他,“インバータ式 X線装置の特性(共振形,最高出力:50kW)”, 日放技學, Vol.48(2), pp.221-225, 1992.
- [2]. 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]. Kelly J.P and Trout E.D, "Physical Characteristics of the Radiation from 2-Pulse, 12-Pulse, and 1,000-Pulse X-Ray Equipment", Radiology100, pp. 653-661, 1971.
- [4]. Hino, H., Hatakeyama,T. and Nakaoka, M., "Resonant PWM Inver ter Linked DC-DC Converter using Parasitic Impedances of High Voltage Transformer and Its Applications to X-Ray Generator", PESC Record, pp. 1212-1219, 1988.