

PC기반 치과 CT용 고전압 펄스 발생장치 개발

김학성(金學成)*, 오준용(吳俊龍)**, 송상훈(宋想勳)***, 원충연(元忠淵)***

*동양공업전문대학, **(주)에코트론, ***성균관대학교

Development of PC based High Voltage Generator for Dental CT

Kim hack seong*, Oh jun yong**, Song sang hoon***, Won choong yeon***

*Dongyang Technical College, **Ecotron. co., Ltd, ***Sung Kyun Kwan Univ.

ABSTRACT

The object of this paper is develop the PC based controlled high voltage power supply and studies 1.2kW(120kV, 10mA) pulse power X-ray generator possible to adapt fluoroscopy of Dental CT X-ray generator and industrial X-ray pulse power equipment. The developed pulse power X-ray generator consisted of mono-block tank

include X-ray tube and high voltage X-ray power supply circuit and high voltage control unit with RS232C/422 communication port. The PC control program of pulse power X-ray generator uses LabVIEW, and the size of high voltage transformer and high voltage generator is minimized by high voltage high frequency inverter has 100kHz switching frequency. Also this paper shows result of X-ray tube voltage and tube current correspond to variable load.

1. 서 론

치과용 CT는 정확성과 정밀성, 3차원 입체 영상 촬영을 통해 치아 병소의 위치, 깊이, 길이, 넓이 등을 정확하게 파악할 수 있는 X-선 진단 시스템이다. 또한, 현재 치과의 중요 시술인 임플란트 시술시 치아이식 계획을 세우기 위해 턱관절의 해부학적 구조를 파악하는 데 대단히 유용하게 쓰이며, 어린이들의 매복치 방향을 정확히 파악해 시술을 용이하게 할 수 있는 장비이다. 특히 턱 관절의 골절, 질환 등을 치료하는 기존 촬영전용 치과 X-선 장비에 비해 진단 이미지 영상의 탁월한 기능성으로 인해 환자 치료에 다양하게 활용되고 장비 수요가 점차 증대되고 있다. 또한 촬영 기록이 디지털이미지로 형태로 영구히 보존될 수 있기 때문에 환자들의 지속적인 치료 상황을 기록하고 관리하는 측면에서도 유용하게 쓰이고 있다. 이러한 치과용 CT 시스템의 기능을 구현하는 핵심장치는 펄스모드로 동작하는 X-선관을 포함한 고주파 고전압 펄스 발생장치이고 본 논문은 저가, 고성능의 1.2kW(120kV, 10mA)급 치과용 펄스 모드 X-선 전원장치 개발에 관한 연구이다.^{[1],[2]}

치과용 CT시스템은 주로 독일, 일본등과 같은 선진국의 개발 제품에 전적으로 의존해 왔으나 점차 국산화 CT 시스템이 연구되고 있고 이러한 치과용 CT 시스템의 국산화 개발에 필요한 핵심장비 요소로서 획기적 저 피폭효과를 가질 수 있는 펄스모드로 동작하는 고주파 인버터를 탑재한 투시(Fluoroscopy)용 X-선 발생 전원장치의 개발이 매우 중요한 과제라 할 수 있다. 펄스모드를 가지고 동작하는 덴탈 CT용 모노블록형 X-선발생 전원장치라는 것은 X-선 튜브와 고전압 발생 전원회로를 동일한 절연 오일 탱크내에 같이 취부 하는 고전압 X-선발생기로서 순간적인 촬영뿐만 아니라 30초 동안 연속적으로 환부 투시를 할

수 있도록 펄스형태의 고전압을 이용 X-선을 발생시키는 장치로서 이를 실현하기 위해서는 고전압에 대한 절연 기술과 연속 펄스 투시모드에서의 X-선관에서 발생하는 열을 절연유를 통해 방열할 수 있는 탱크설계에 대한 장치에 대한 노하우 등이 축적된 상태에서 구현할 수 있는 기술이기도하다.^[3] 또한, 실제 치과용 CT 시스템에 부착되기 위해서는 전원장치 크기에 설계 제약이 큰 연구라 할 수 있다.^[4]

2. 본 론

본 연구에서 개발한 펄스 모드를 갖는 치과 CT용 X-선 발생장치는 그림 1에서 나타낸 바와 같이 크게 세부분으로 나눌 수 있다. 윈도우 환경에서 사용자가 X-선 발생 조건 등을 설정할 수 있는 PC 제어부와 X-선 설정 조건을 추종 제어하는 고전압 전원장치 제어부 그리고 실제 X-선을 발생시키는 펄스 모드 X-선 발생 모노블록 탱크부로 이루어진다.

2.1 PC 제어부

펄스모드를 갖는 X-선 발생용 전원장치의 PC 제어부는 윈도우환경하에서 사용자가 자유롭게 X-선 발생조건을 설정할 수 있도록 LabVIEW 프로그램을 이용하여 판넬을 구성 하였고 데스크 탑 PC나 노트북을 사용 RS232C/422 통신을 통하여 직접 고전압 전원장치 제어부에 연결 펄스모드 X-선 발생기의 출력을 설정하고 제어 할 수 있도록 구성하였다.

2.2 고전압 전원장치 제어부

모노블록 탱크내 회로에 있는 고주파 고전압 변압기에 입력 전압을 공급하고 X-선 출력을 제어하는 고전압 전원장치 제어부는 다음과 같이 크게 세부분으로 나누어진다..

- 고전압 제어부

- 보조 전원부
- 고전압 인버터부

여기서, 고전압 제어부는 X-선 관전압 제어부와 X-선 관전류 제어부 그리고 펄스모드 동작 제어부로 이루어지며 PC와 RS232C/422 통신을 통한 펄스 모드 X-선의 관전압, 관전류 그리고 펄스 동작 시간 등을 제어한다. 또한, PC와 통신을 통하여 지령된 X-선에 걸리는 관전압은 마이크 내부의 D/A컨버터에 의해서 관전압 지령치인 kV값으로 설정되고 이 지령 X-선 관전압은 고전압 발생회로에서 피드백 되는 실제 X-선 관전압 값과 비교되어 설정 관전압을 추종할 수 있도록 구성하였다. 고전압 제어회로부의 마이크로서 X-선 관전압과 관전류의 제어 정밀도를 높이기 위해 내부에 12bit A/D, D/A 기능이 있는 TI사의 16bit 프로세서 MSP430을 사용하였다. 고전압 제어회로부의 전원을 공급하기 위해서 절연변압기를 사용한 플라이백 형식의 100W급 보조 전원을 설계, 제작하였다. 아울러서 모노블록 탱크 내의 고주파 고전압 변압기를 포함한 고전압 발생회로의 입력을 위하여 100kHz 스위칭 파워 FET 스위칭 소자를 이용 고주파 인버터회로를 구성 하였다.

2.3 펄스모드 X-선 발생 모노블록 탱크부

펄스모드 X-선 발생 모노블록 탱크부는 페라이트 코어를 사용한 고주파 고전압 변압기, 배전압 회로, X-선 관전압, 관전류 검출회로, X-선관의 필라멘트를 가열하는 Pre-heat가열용 변압기 그리고 고정형 X-선관으로 구성된다. 그림 1에서는 위에서 언급한 회로부를 모두 갖고 있는 펄스모드 X-선 발생 모노블록 탱크부의 회로를 나타내었다. 여기에서는 X-선관의 애노드 단자와 캐소드 단자 사이에 인가되는 최대 120kV 고전압 발생을 위하여 변압기의 2차 측에 중성점 접지방식의 배압 회로를 추가하였고, 이



그림 2 펄스모드 X-선 발생 모노블록 탱크부

배압회로의 플러스 압과 마이너스 압을 각각 10 배압 하여 총 20배압 회로를 구성하였다. 특히 펄스모드 시 관전압 파형의 상승시간과 하강시간을 줄인 양호한 동작특성 파형을 위하여 고전압 변압기의 절연을 충분히 확보 하면서도 2차측-턴수를 늘릴 수 있도록 변압기를 설계함으로써 변압기 2차측에 있는 배압회로의 각 압에 대한 배압 횟수를 줄일 수 있었다. 이로 인하여 동작 파형을 분석한 결과 펄스모드 시 X-선 관전압의 상승시간과 하강 시간을 상당히 개선 할 수 있었다.

3. 실험 결과

본 연구에서 설계 제작한 펄스 모드를 갖는 치과 CT용 X-선 발생 모노블록 탱크부의 사진과 이것을 제어할 수 있는 고전압 전원장치 사진을 그림 2에 나타내었다.

그림 3에서는 펄스모드 시 동작 주파수를 18Hz, 펄스의 듀티비를 50%로 하였을 때 X-선관에 걸리는 60kV 관전압과 관전류 5mA일 때의 동작특성 파형을 보여 주고 있고, 그림 4에서는 120kV, 5mA일 때의 동작 특성 파형을 보여주고 있다. 그림 5는 펄스모드의 동작 주파수를

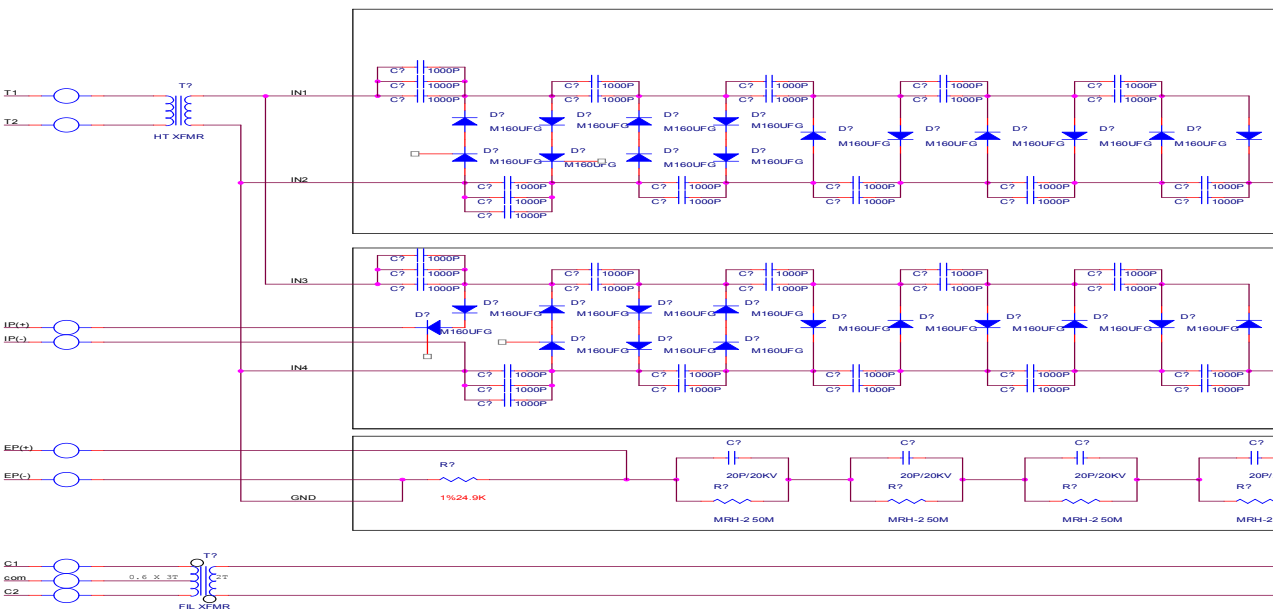


그림 1 펄스모드 X-선 발생 모노블록탱크 회로도

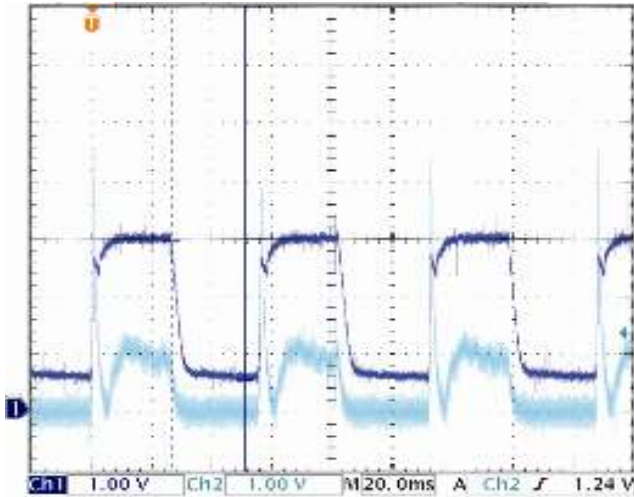


그림 3 펄스모드 X-선관전압(위), 관전류 파형(아래), 동작주파수 18Hz
(20kV/Div, 5mA/Div, 듀티비 50%)

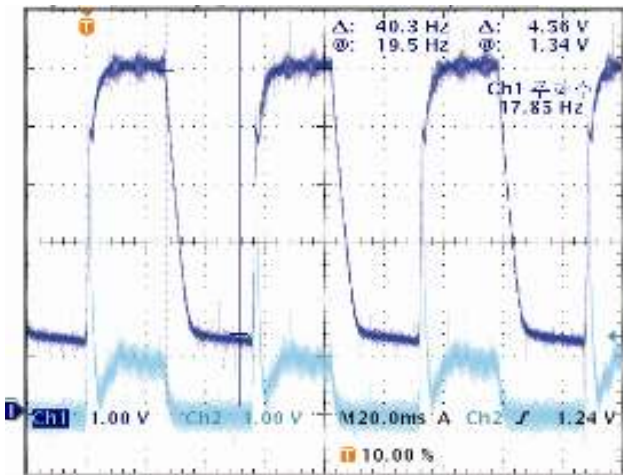


그림 4 펄스모드 X-선관전압(위), 관전류 파형(아래), 동작주파수 18Hz
(20kV/Div, 5mA/Div, 듀티비 50%)

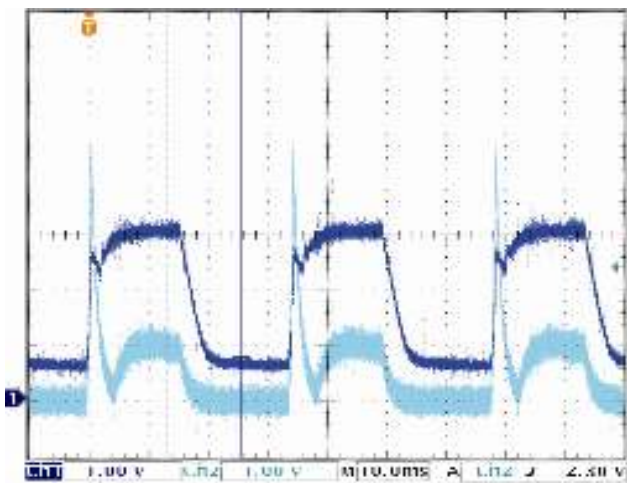


그림 5 펄스모드 X-선관전압(위), 관전류 파형(아래), 동작주파수 30Hz
(20kV/Div, 5mA/Div, 듀티비 50%)

30Hz로 증가시켰을 때, X-선관에 걸리는 관전압과 관전류 파형을 보여 주고 있다.

그림에서와 같이 본 논문에서 개발한 고전압 펄스 전원장치는 펄스모드 동작 주파수를 변동시켜도 X-선관전압과 관류가 비교적 양호하게 설정치를 추종하고 있음을 보여 주고 있다.

4. 결론

본 연구에서는 다음과 같은 기능을 갖는 고기능, 저가의 펄스 모드 1.2kW급 치과 CT용 X-선 전원장치 개발하였다.

1. 최대 X-선관 전압: 120kV,
2. 최대 X-선관 전류: 10mA
3. 고전압 펄스상 승/하강 시간 : 5msec이내
6. 펄스모드 동작 주파수 : 18/ 30Hz
7. 통신 방식: RS232C/422

또한, CT 시스템을 PC상에서 직접 제어 할 수 있는 LabVIEW를 이용한 제어 판넬을 구성, 사용자 운용 편의성을 극대화 하였다.

참고 문헌

- [1] 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.
- [2] K.T. Compton et al.: Magnetic Circuit and Transformers, John-Wiley and sons, New-York, Chap. 18, 1943
- [3] Rs. A. McCurrie: Ferromagnetic Materials, Academic, London, Chap. 2, 1994.
- [4] Hino, H., Hatakeyama, T. and Nakaoka, M., "Resonant PWM Inverter Linked DC-DC Converter using parasitic Impedances of High Voltage Transformer and Its Applications to X-ray Generator", PESC Record pp. 1212 ~ 1219, 1998