

방사선 치료를 위한 의료용 선형 전자가속기에 대한 실증연구

박수미¹, 송승호¹, 조현빈¹, 정우철¹, 장성록², 류홍제¹
¹중앙대학교, ²한국전기연구원, ²과학기술연합대학원대학교

Empirical Study on Medical LINAC System for Radiation Therapy

Su-Mi Park¹, Seung-Ho Song¹, Hyun-Bin Jo¹, Woo-Cheol Jeong¹, Sung-Roc Jang²,
 Hong-Je Ryoo¹

¹Chung-Ang University,

²Korea Electrotechnology Research Institute, ²University of Science and Technology

ABSTRACT

본 논문은 방사선 치료에 사용되는 선형 전자가속기(LINAC)의 작동 원리와 구성 등 의료용 LINAC의 전반을 다룬다. 의료용 LINAC은 전자총에서 발사된 전자를 가속기 튜브 내에서 가속시켜 전자빔을 발생시키고, 이러한 전자빔을 금속 표적에 충돌시켜 발생한 X 선을 인체에 조사하는 원리이다. 최근에는 O-arm, C-arm 등 3-D 촬영을 위한 치료기가 개발됨에 따라, 의료용 LINAC의 전자총, 마그네트론 등을 구동하는데 사용되는 고전압 전원장치 또한 소형화와 고밀도화가 요구되는 추세이다. 본 논문에서는 마그네트론 구동을 위한 고밀도 40kV/100A 음극성 펄스 모듈레이터와 정전압·정전류 제어 및 50kV 절연이 가능한 히터 전원장치를 설계 및 제작하였으며, 9.3GHz, 1.7MW X-Band 마그네트론 연계실험을 통해 고효율 고신뢰성의 동작을 확인하였다.

1. 서 론

의료용 분야에서의 선형 전자가속기(LINAC)는 방사선 암치료기에 사용되어 X-ray를 환자의 암세포에 조사할 수 있도록 전자빔을 발생시키는 역할을 한다. 의료용 LINAC에는 전자총 또는 마그네트론 등을 구동할 수 있는 고전압 펄스 모듈레이터, 히터 전원 등과 같은 다양한 전원 장치들이 요구된다. 이때 마그네트론 구동을 위한 모듈레이터에는 일반적으로 다단의 PFN(Pulse Forming Network)이 사용되는데, 이러한 방식은 비교적 낮은 효율로 인해 외부에 발열냉각을 위한 칠러가 요구된다. 그러나 최근의 의료용 LINAC 분야에서는 O-arm, C-arm 등에 탑재할 수 있도록 크기가 작고 가벼운, 즉 전력밀도가 높은 모듈레이터가 요구되고 있으며, 따라서 PFN을 사용한 모듈레이터는 별도의 칠러 사용으로 인해 부피와 무게가 증가하여 고밀도화 하기에는 한계가 있다. 이에 따라 반도체 기반의 펄스 모듈레이터를 의료용 LINAC에 적용하려는 시도가 이루어지고 있다. O-arm 탑재 가능한 의료용 LINAC에 적용하기 위한 모듈레이터의 요구사항으로는 소형화, 경량화 뿐 아니라 도파관에서 발생 가능한 아크에 대한 보호 성능도 중요하게 요구된다.

본 논문에서는 의료용 LINAC의 구조와 동작 원리 등 전반에 대해 기술하고, 최근의 연구동향에 맞는 반도체

기반의 마그네트론 구동용 음극성 펄스 모듈레이터와 히터 전원 장치를 설계 및 제작하여 실험한 결과에 대해 다룬다. 제작된 모듈레이터는 O-arm 탑재를 위해 중량을 감소하기 위하여 일체의 절연유를 사용하지 않고 효율적인 공냉방식을 사용할 수 있게 설계되었으며, 이는 [1]에서 제안된 고전압 펄스 모듈레이터의 설계를 기반으로, 응용 분야에 적합하도록 음극성 펄스를 출력하도록 수정 설계하여 제작되었다. 제작된 전원 장치들은 저항 부하 뿐 아니라 마그네트론 실부하 연계 실험을 통해 고효율 고신뢰성의 동작을 검증하였다.

2. 의료용 전자가속기 실증연구

2.1 의료용 선형 전자가속기

의료용 LINAC 시스템은 그림 1과 같이 구성된다. 단순 도식화를 위해 여러 가지 전원 공급 장치들을 하나의 파워 모듈레이터 시스템으로 도시하였으나, 실제로는 각각의 전원 장치가 요구된다. 먼저 마그네트론은 히터 파워 서플라이와 고전압 펄스 모듈레이터를 통해 파워를 공급받아 Radio frequency (RF) 전기장을 생성하는 역할을 한다. 히터 파워 서플라이는 마그네트론의 열음극을 가열하는 역할을 하고, 펄스 모듈레이터의 고전압 펄스가 인가되면 고에너지의 RF 전기장이 생성된다. 전자총은 히터 및 고전압 전력을 공급받아 RF 전기장 내에서 전자를 가속시키고 전자빔을 생성하는 역할을 한다.

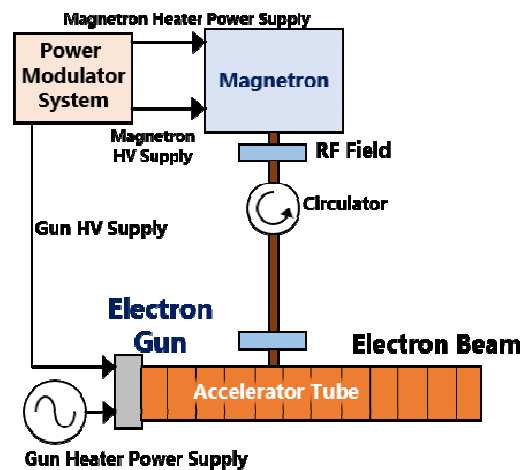


그림 1. 의료용 선형 전자가속기 시스템의 구조도

본 논문에서는 의료용 LINAC에 사용되는 다양한 전원 장치들 중에서도 마그네트론 구동용 전원장치를 예로 들어 히터 전원과 고전압 펄스 모듈레이터를 설계 및 제작하여 실험하였다.

2.2 마그네트론 구동을 위한 전원 장치 시스템

2.2.1 마그네트론 구동을 위한 필라멘트 전원장치와 고전압 펄스 모듈레이터 설계 및 제작

그림 2는 마그네트론과 이를 구동하기 위한 두 가지 전원 장치의 결선도를 나타낸다. 그림에서 나타난 것처럼, 히터 전원은 10V/10A 전압/전류 사양의 정전압-정전류 제어 가능한 전원장치로 비교적 낮은 전압을 마그네트론의 캐소드 단자에 인가하여 필라멘트를 가열한다. 이때 마그네트론의 캐소드 단자에서 펄스 모듈레이터의 고전압 음극 펄스 출력이 함께 연결되기 때문에, 히터 전원장치는 고전압 절연 성능을 필요로 하며 본 논문에서는 50kV 절연이 가능하도록 제작되었다. 제작된 히터 전원장치는 공진주파수 이상 연속도전모드에서 동작하는 LCC 공진형 컨버터[2] 토폴로지를 갖도록 설계되었으며, 그림 3을 통해 사용된 토폴로지를 확인할 수 있다. 또한 변압기를 통해 50kV 절연이 가능하도록 하였다. 제작된 히터 전원장치는 필라멘트가 낮은 저항값을 갖는 초기구동 상태에서는 정전류 제어를 통해 10A를 출력하고, 필라멘트가 가열되면서 저항값이 증가함에 따라 정상상태에서는 10V 정전압을 출력한다.

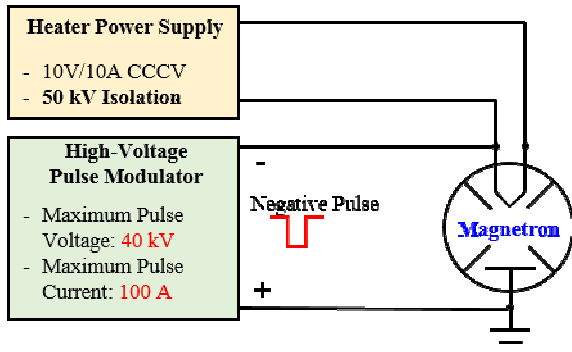


그림 2. 마그네트론 구동용 전원 장치와 마그네트론 결선도

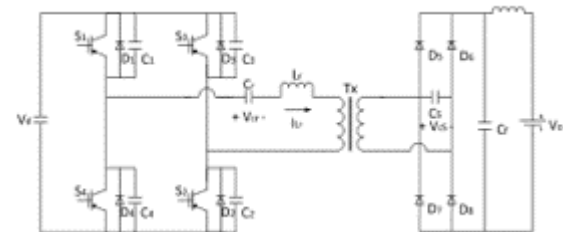


그림 3. 마그네트론 구동용 히터 전원장치에 적용된 LCC 공진형 컨버터 토폴로지

또한 고전압 펄스 모듈레이터는 고형 고밀도 특성을 가져야 하며, 마그네트론 구동을 위해 음극성 펄스를 출력하도록 설계되어야 한다. 이러한 요구사항에 따라 본 논문에서 제작된 모듈레이터는 최대 40kV, 100A 크기의 음극성 펄스를 출력 가능하도록 설계되었다. 기존에 제작되었던 펄스 모듈레이터의 고전압 결선 방식을

수정하여 음극성 펄스 출력이 가능하도록 하였으며, 접지단이 변경됨에 따라 고압 센싱 회로 또한 그 위치가 변경되었다. 표 1과 표 2는 각각 제작된 히터 전원장치와 펄스 모듈레이터의 사양을 나타낸다.

표 1. 제작된 히터 전원장치 사양

출력 전압	0-10V
출력 전류	0-10A
동작 주파수 범위	265-930kHz
직렬 공진 커패시턴스	33 μ F
직렬 공진 인덕턴스	3 μ H
병렬 공진 커패시턴스	1 μ F
제어	정전압·정전류 제어(CCCV)

표 2. 제작된 고전압 펄스 모듈레이터 사양

펄스 출력 전압	0- \pm 40kV
펄스 출력 전류	0-100A
펄스폭	0-5 μ s
피크 출력 파워	4MW
보호 회로	Arc, Over-Temperature

2.2.2 실험 결과

제작된 마그네트론 구동용 히터 전원장치와 고전압 펄스 모듈레이터는 마그네트론 부하와의 연계 실험을 통해 고효율 동작을 검증하였으며, 아르 모의 실험을 통해 높은 신뢰성 또한 확인하였다. 그림 4는 제작된 히터 전원장치의 저항 부하 실험 결과를 나타낸다. 1 Ω 저항 부하를 사용하여 히터 전원장치의 정상상태에서의 동작을 검증하였으며, 동작 주파수 270Hz에서 10A 정전류 출력이 가능함을 확인하였다. 그림 5는 히터 전원장치의 필라멘트 부하 모의 실험 결과를 나타낸다. 초기 피크 전류가 존재하긴 하지만, 구동 초반에는 10A 정전류 출력을 유지하는 것을 확인할 수 있다. 모의 부하에는 10A의 전류가 흐르면서 저항값이 서서히 증가하고, 그에 따라 출력 전압 또한 증가한다. 구동 후 약 1초가 지나면 부하 전압은 10V에 도달하게 되고, 이후 히터 전원장치는 정전압 제어 모드로 동작하며 10V 출력 전압을 유지하는 것을 볼 수 있다.

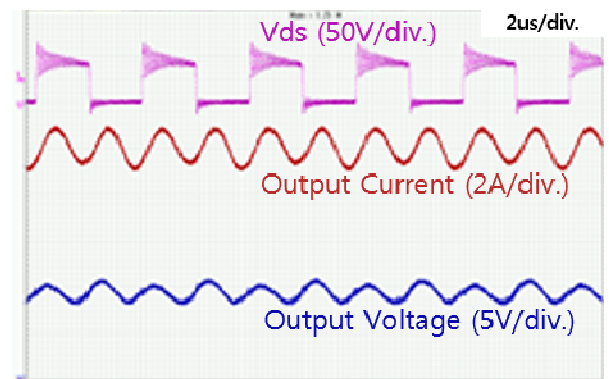


그림 4. 히터 전원장치 1 Ω 저항부하 실험 결과

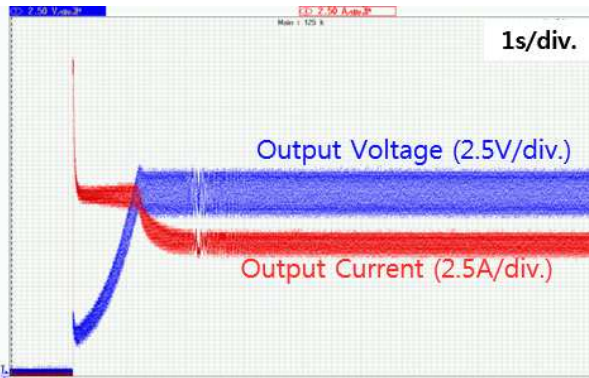


그림 5. 히터 전원장치 모의 부하 실험 결과

모의 부하 및 저항부하를 통해 제작된 각 전원 장치의 동작을 검증한 후, 히터 전원장치와 고전압 펄스 모듈레이터를 마그네트론 실부하와 연계하여 실험하였다. 이때 표 3은 연계 실험에 사용된 마그네트론의 사양을, 그림 6은 연계 실험 결과 펄스 전압과 전류 파형을 나타낸다. 그림 4는 최대 펄스 전압을 출력할 때의 실험 파형으로, 펄스 전압 -40kV, 펄스 전류 -100A, 펄스폭 4 μ s 조건에서 동작할 때의 실험 결과를 나타낸다.

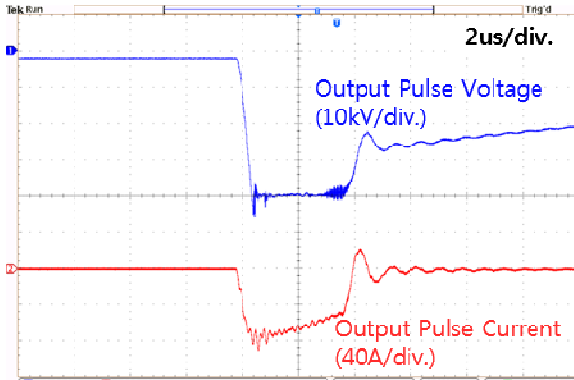


그림 6. 마그네트론 연계 실험 결과

표 3. 마그네트론 연계 실험에 사용된 마그네트론 부하 사양

모델명	L6170
주파수	9.3 GHz
피크 출력 파워	1.7 MW min.
피크 애노드 전압	34-38 kV
필라멘트 전압	10 Vdc
필라멘트 전류	15 A
최대 펄스폭	4 μ s

3. 결론

본 논문은 의료용 LINAC의 구조 및 최근 연구 동향 등 의료용 LINAC 전반에 대해 살펴보고, 다양한 전원 장치 시스템들 중에서도 마그네트론 구동용 히터 전원장치와 고전압 펄스 모듈레이터의 설계 및 응용실험에 대한 내용을 주로 다루었다. 제작된 히터 전원장치와 펄스 모듈레이터는 O-arm, C-arm 탑재를 위해 소형 고밀도 사양을 갖도록 반도체 소자를 기반으로 설계되었으며, 마그네트론 구동을 위해 음극성 펄스를 출력할 수 고효율 고밀도 모듈레이터로

설계 제작되었다. 그 결과 430*370*580 (mm)의 작은 크기와 피크파워 130 kW/L, 평균파워 146.7 W/L의 높은 전력밀도를 달성하였다. 표 4는 제작된 SSPPM과 해외에서 상용화 판매되고 있는 의료용 LINAC에 적용 가능한 최신의 반도체 기반 펄스 모듈레이터를 비교한 결과를 나타내며, 이를 통해 제작된 모듈레이터의 우수성을 확인할 수 있다.

표 4. 의료용 LINAC에 적용 가능한 반도체 기반 펄스 모듈레이터의 사양 비교

최대 사양	e2V MTP5838	Scandinova M100 series	제안된 모듈레이터
Peak output power	7.0 MW	6.2 MW	4.0 MW
Average output power	8 kW	8 kW	8 kW
Peak output voltage	46 kV	52 kV	40 kV
Peak output current	130 A	120 A	100 A
Pulse width	5 μ s	5 μ s	5 μ s
Dimension	340*530*98.5 mm	401*515*647 mm	430*370*580 mm
Weight	172 kg (without Chiller)	140 kg (without Chiller)	50 kg

이 논문은 2017년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2017R1A2B3004855).

본 연구는 2018년도 지식경제부의 재원으로 한국에너지기술평가원(KETEP)의 지원을 받아 수행한 연구 과제입니다. (No.20184030202270)

참고 문헌

- [1] S. B. Ok, H. J. Ryoo, S. R. Jang, S. H. Ahn, and G. Gousev, "Design of a High-Efficiency 40-kV, 150-A, 3-kHz Solid-State Pulsed Power Modulator", Trans. on Plasma Science, Vol. 40, No. 10, pp. 2569-2577, 2011, Oct.
- [2] S.H. Ahn, "The Design and Application of Novel High-efficiency Series-parallel Resonant Converter," Ph. D. Dissertation, University of Science & Technology, 2015.