

배터리 적용 기기의 커패시터 충전방전 특성

김철진*, 홍성호*, 이수랑**, 김영태***
 한라대학교*, (주)씨유메디칼시스템**, 강릉대학교***

The charging and discharging specifications of the capacitor to the battery applied devices

Cherl-Jin Kim*, Sung-Ho Hong*, Soo-Rang Lee**, Young-Tae Kim***
 Halla University*, CU Medical Systems, inc.** ,Kangnung National University***

Abstract - This paper proposes a method to improve the charging speed and discharging performance of a high voltage capacitor used in a portable medical device. The improvement of the charging speed was achieved by duty cycle control. The discharging performance was carried out by varying the phase duration and the leading edge voltage of the output according to the transthoracic impedence of the patient. As a result, the improvement in the charging speed and the performance of the discharging parameters shorten the patient treatment time.

식(3)에 충전 에너지(W)와 전하(Q), 정전용량(C)의 관계를 적용하면 에너지는 다음과 같이 다시 표현할 수 있다.

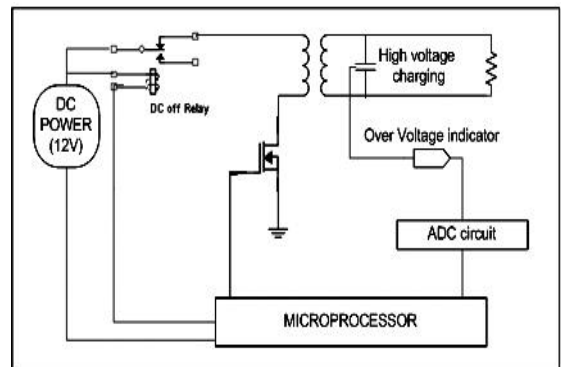
$$W = \int \frac{q}{c} dq = \left(\frac{1}{2C}\right)[q^{2(t=t_1)} - q^{2(t=0)}] = \left(\frac{1}{2C}\right)Q^2$$

$$W = \left(\frac{1}{2C}\right)Q^2 = \frac{1}{2} CV^2 \quad (4),(5)$$

이와같이 충전 에너지와 정전용량의 관계를 나타낼 수 있으므로 따라서 충전 에너지와 충전 시간과의 상관관계로부터 충전전류 i 의 증가에 따라 충전시간 t 는 감소하게 된다. 그림 1에서와 같이 A/D 컨버터를 통하여 충전 시간 및 충전 전압 값을 Feedback 받아 충전이 이루어지는 Microprocessor 응용 제어 블록도를 나타내고 있다.[2]

1. 서 론

최근 들어 고압 출력을 요구하는 휴대기기의 전원장치 개발이 요구되고 있다. 특히 배터리를 사용하는 기기의 고압 커패시터 충전 시간 개선 및 부하 변동에 따른 방전 특성 변화는 특정 의료기기와 같은 고압 충·방전 전원의 부하에 대한 특성을 개선 할 수 있다. 충전회로의 제어 방식이 PWM IC에서 Microprocessor로 바뀌면서 부하 변동에 따른 안정적 전원공급 및 보호기능을 제공하는 전원 제어부가 소형화가 가능하다. 또한 빠른 회로 차단을 통해 고압 충전 시 발생할 수 있는 과충전 및 과방전 위험을 줄일 수 있었으며 이를 기반으로 소형 휴대기기에서 고압 충전방전 기능을 사용할 수 있다. 고압 방전 특성의 경우 과거 단상(mono-phasic) 방전특성에 비해 환자의 임피던스 변화에 따른 하프 브리지(H-bridge) 방식의 2상(biphasic) 방전 특성은 단속 제어 방식으로 전류의 흐름제어가 가능하여 효과적이라 할 수 있다. 본 연구에서는 고압 충전 특성의 충전 속도 향상과 고압 방전 시 부하 임피던스 변동에 따른 듀티(duty) 제어를 통한 일정한 방전 에너지 특성 값을 제시하였다. 고압 충전 시간 단축 및 방전 특성 개선은 고압을 사용하는 의료기기의 특성상 환자의 치료 및 검사에 요하는 시간을 단축시켜 응급환자의 경우 보다 높은 소생률을 가져 올 수 있는 효과를 기할 수 있다.



〈그림 1〉 고압 충전 및 제어 블록도

2. 고압 충전회로

2.1 고압 커패시터 충·방전 원리 및 제어 블록도

커패시터의 에너지는 축적된 전하(Q)에 의해 이루어져 있으며 그 충전된 에너지는 고압 커패시터의 용량 값에 따라 완충된 상태에서 그 에너지 값이 결정되며 고압 커패시터의 기본적인 충전 상관관계는 식(1)로 나타낼 수 있다.

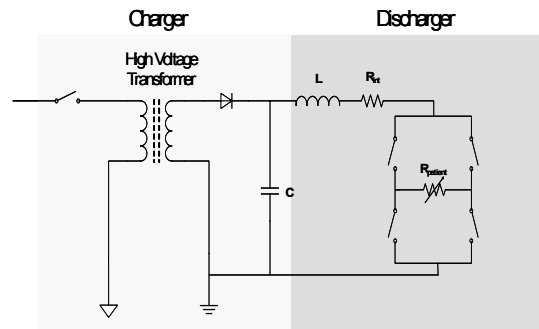
$$\int i dt = q \quad (1)$$

식(1)에서 전류는 시간에 따른 전하의 흐름과 같고 정전용량 $C = \frac{q}{v}$ 및 전력 P는 $P = vi$ 의 관계를 가지므로, 전기 에너지 W는 다음의 식으로 표현할 수 있다.[1]

$$W = \int P dt \quad (2)$$

$$W = \int P dt = \int vi dt = \int \frac{qi}{C} dt \quad (3)$$

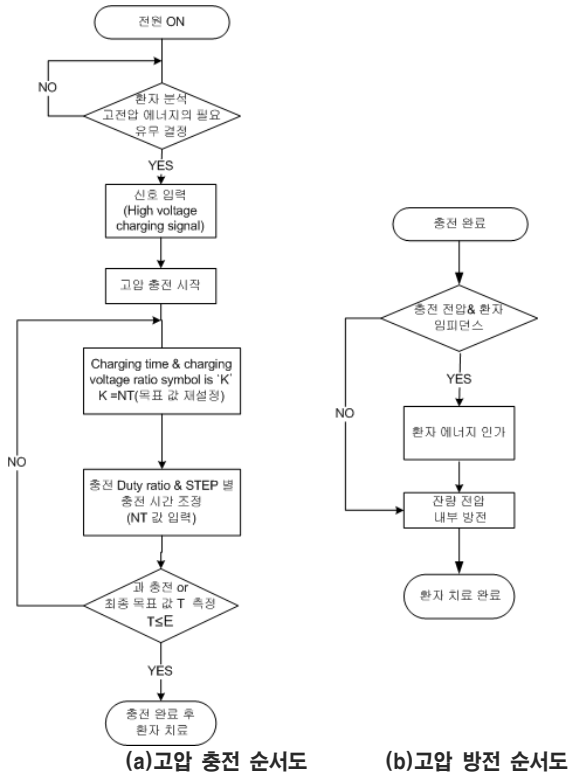
그림2에서와 같이 에너지 방전부는 과도한 침투 전류에 의한 파손을 방지하기 위한 내부 부하와 H-bridge 형태의 단속부, 그리고 외부 부하로 구성된다. 여기서 외부 부하는 전극 금속표면의 전해질을 통해 환자의 피부에 접촉할 경우 생기는 환자의 흉부 임피던스를 의미한다. 커패시터에서 환자로 방전되는 전하의 흐름은 외부 부하인 흉부 임피던스의 값에 따라 결정되게 된다. 인체의 경우 일반적으로 50 ~ 100Ω의 값을 갖는다.



〈그림 2〉 고압 방전 블록도

2.2 고압 충전 시스템의 순서도

그림3의 (a)의 경우는 충전 전압 및 시간의 비교 값(K)을 확인하여 새로운 충전 완료 전압 값(NT)으로 설정 할 수 있으며 NT 값에 따라 조정된 Duty 값과 변화된 충전 시간(dt)에 의해 충전된 전압 값(E)은 충전 목표 값(T)과 비교 되어 보다 빠른 충전 속도를 향상 할 수 있다. 이는 Battery의 상태에 따라 충전시간 대비 duty 값을 설정 할 수 있음을 실험을 통해 확인 할 수 있다. 그림3의 (b)는 충전 완료 후 환자 치료를 위한 고압 방전 순서를 나타내고 있으며 충전 값이 측정 임피던스 값과 비교 하여 에너지를 인가한다.



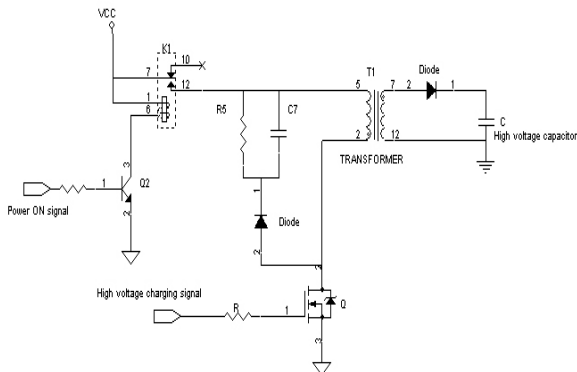
〈그림 3〉 고압 충전 및 방전 순서도

2.3 실험 결과

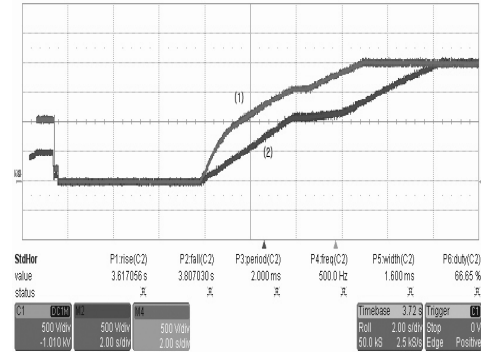
2.3.1 고압 충전 회로 및 충전 전압

그림 4는 플라이백(flyback) 방식의 고압 충전회로이며 고전압 충전신호(high voltage charging signal)와 전원(power)의 ON/OFF 신호를 출력하는 PIC(microprocessor) System의 응용 회로이다.

고전압충전신호의 주파수 측정값은 30kHz에서 65kHz내의 주파수 범위 값과 PWM 제어의 경우 그림4의 고압 커패시터의 용량 C의 전압 값을 피드백하여 듀티 비율을 25%에서50%까지 변화 할 수 있다.



〈그림 4〉 Flyback 방식의 고압 충전 회로



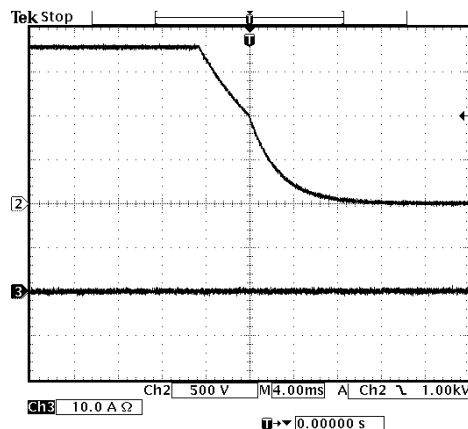
〈그림 5〉 Duty ratio변화에 따른 충전 곡선

그림 5는 portable방식의 의료기기에 사용되는 기본 고압 충전 곡선을 나타낸 것으로 표1에서 나타내듯이 그림5의(1)과(2)는 Duty 제어와 충전 시간의 변화 값에 의해 충전 속도의 향상이 이루어짐을 알 수 있다.

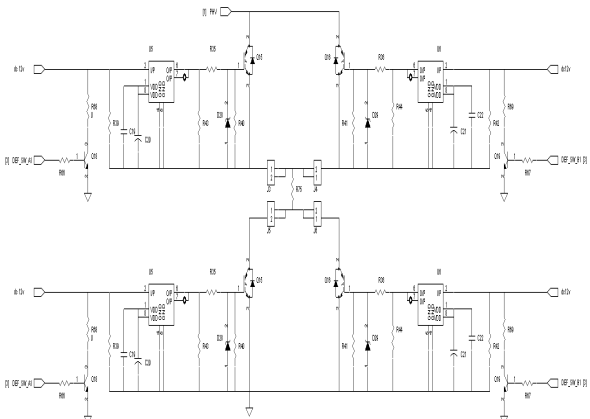
〈표 1〉 개선전후의 듀티비와 스위칭 시간

	(1) 개선 전 parameter		(2) 개선 후 parameter	
	Duty rate[%]	switching time [sec]	Duty rate[%]	switching time [sec]
STEP 1	20	1	37	0.5
STEP 2	40	2	49	0.5
STEP 3	50	8	50	10

2.3.2 고압 방전 회로 및 임피던스에 따른 방전 전압



〈그림 6〉 Monophasic waveform



〈그림 7〉 H-bridge 방식의 고압 방전회로

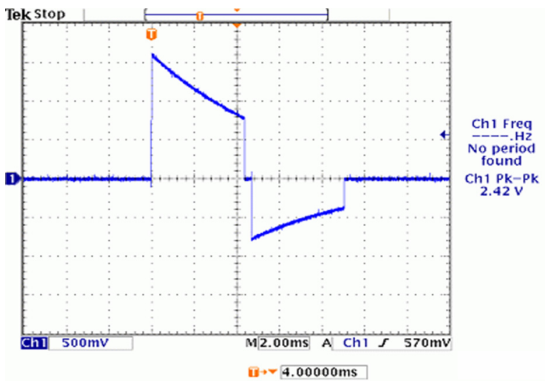
그림6은 충전된 전압이 제어 회로를 거치지 않고 일시 방전하는 단일상(monophasic) 파형이다. 이는 충전된 전압만큼 부하 임피던스의 변화에 따라 출력에너지 값이 변화됨을 알 수 있다. 그림7은 과도한 침투 전류에 의한 과손을 방지하기 위한 내부 부하와 H-bridge 형태의 단속부, 그리고 외부 부하로 구성된 고압 방전 회로이다. 커패시터에서 환자로 방전되는 전하의 흐름은 외부 부하인 흥부 임피던스의 값에 따라 결정되게 된다. 인체의 경우 일반적으로 50~100Ω의 값을 갖는다. 그림 8, 9는 임피던스 값이 각각 50Ω, 100Ω일때 오실로스코프를 이용하여 고압 방전회로에서 인가되는 이상(biphasic)파형을 측정하였다. 식 (7)의 V₁, V₂는 각각 positive phasic, negative phasic의 전압 값을 나타내며 이는 식 (7),(8)로 나타낼 수 있다.

$$E = \frac{1}{2} C (V_1^2 - V_2^2) \quad (6)$$

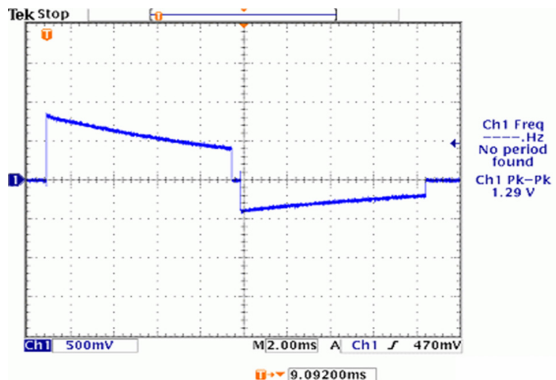
$V_2 = \frac{1}{4} V_1$ 의 관계를 가지므로 이를 위 식에 대입하면 다음의 식으로 표현할 수 있다.

$$E = \frac{1}{2} C \left(\frac{15}{16} V_1^2 \right) \quad (7)$$

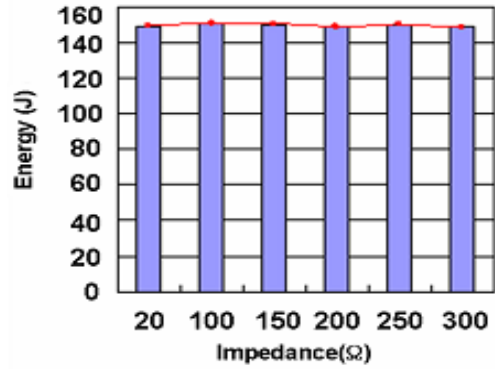
$$V_1 = \sqrt{\frac{32}{15} \times \frac{E}{C}} \quad (8)$$



〈그림 8〉 부하 임피던스 50Ω



〈그림 9〉 부하임피던스 100Ω



〈그림 10〉 부하임피던스별 고압 방전 값

그림 10은 임피던스 20~300Ω에 대해 각각 240회의 충·방전 실험 결과를 나타낸 것이다. 임피던스 보상기술로 부하저항의 값의 변동에 상관없이 일정한 에너지를 전달함을 알 수 있다.

임피던스 변화에 따른 에너지 인가시간의 제어를 통해 전기에너지 양을 보상하는 기술을 결합함으로써 낮은 에너지의 2[J]부터 200[J]에 달하는 에너지 가변을 할 수 있으며 20, 100, 150 ± 2J 또는 ±10%의 범위 내에서 완벽하게 동작을 하였다. 전압-주파수 변환장치를 이용한 고압전압의 제어에너지는 오실로스코프에 의한 전압측정을 이용하여 측정하였다. 실제 회로의 커패시터 값인 C = 120uF을 식(9)에 대입하여 풀면, 에너지가 200J일 때, V₁은 1886V가 된다.

3. 결 론

본 연구에서는 PWM 듀티비 및 충전시간 제어를 통하여 고압 커패시터 회로의 충전시간 개선 및 고압 방전시 부하 임피던스 변동에 따른 일정한 에너지의 출력을 확인하기 위해 H-bridge에서의 PWM 제어와 출력 피크전압 제어 실험을 통하여 고압 충·방전 특성의 개선을 확인하였다. 제안한 방안으로 배터리를 사용하는 고압 의료기기의 충·방전 특성을 적용하는 경우 보다 다양한 고압회로의 응용 개발과 산업용 기기에서의 활용 가능성도 기대할 수 있다.

[참 고 문 헌]

- [1] Jai . Agrawal , "Power Electronic Systems Theory and Design ", pp.95-98,2002
- [2] Ge Li, Yingui Zhou , "Compact Digital High Voltage Charger",Conf. Rec. of IEEE PAC-Annual Meeting pp. 3964-3966, 2005
- [3] 김희준, "스위칭 전원의 기본 설계", pp.71-75, 2002
- [4]R.M. Nelms, B. E. Strickland, Mike Garbi "High voltage capacitor charging power supplies for repetitive rate loads", Conf. Rec. of IEEE, pp.1281-1285,1990