

제세동기 최적 파라미터 설계

尹惠妍*, 高漢雨**

Optimum Parameter Design for Defibrillator

H. Y. Yoon*, H. W. Ko**

요 약

제세동기는 심장마비가 진행되는 동안 발생하는 심장의 '심실세동'으로 알려진 발작적인 떨림을 제거하기 위해서 환자의 심장에 전기적 충격을 주는 의료가기이다. 본 연구에서는 제세동기에 개발 및 성능개선시 고려되어야 할 전기회로 각 요소 값들을 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 결정하였고, 이를 근거로 하여 제세동기를 개발하였으며, 제세동기 분석기를 통하여 개발된 제세동기의 성능을 시험하였다. 구체적으로, 심장의 심실세동을 제거하기 위하여 필요한 에너지 레벨, 전류의 크기, 황홍부 저항 등과 같은 요소들간의 관계를 구명하였고, 제세동기 전기회로의 성능을 예측·분석하여 최적의 방전파형을 얻기 위한 회로소자의 매개변수 값 범위를 결정하였으며, 제세동기 성능분석기를 이용하여 개발된 제세동기의 성능을 시험하였다.

Abstract

In designing defibrillator, several parameters such as patient's transthoracic impedance, output energy level, peak current, and time duration of current waveform must be considered to generate optimum electrical shocks on the heart. Patient's transthoracic impedance depends on the physical and health condition of patient.

In this study, before the development of a defibrillator, the range of above parameters value as circuit elements was determined to derive optimal waveform by predicting and analyzing the performance of designed circuit by means of simulation with the software, P-Spice. The efficiency of parameter design was verified through the performance test with the developed defibrillator.

I. 서론

오늘날 의료를 둘러싸고 있는 환경은 크게 변화하고 있다. 고령화 사회의 도래와 환경 및 식생활의 변화에 따라서 심장 관련 질환이 급격히 증가하고 있으며, 이러한 상황에서 응급환자의 응급처치 중요성이 크게 강조되어 1994년 1월에 응급의료에 관한 법이 제정되었

고, 병원전 응급 처치 전문가로서 응급구조사라는 새로운 자격제도가 도입되었으며, 더 나아가 제세동기를 비롯한 우수한 장비와 시설로 응급의료 시스템을 갖추려는 노력이 이루어지고 있다.

미국심장협회(American Heart Association)에서는 심환환자를 이송하는 모든 구급차는 수동 혹은 자동 제세동기를 장착하고, 응급요원은 그 사용법에 대하여 훈련 받을 것을 권고하고 있으며, 우리나라의 응급의료법에는 응급의료센터, 종합병원 및 응급의료기관에서 심실 제세동기의 설치를 의무화 하고 있다. 최근 미국을 중심으로

* 대전보건전문대학 (Taejeon Medical Junior College)

** 한국표준과학연구원 (Korea Research Institute of Standards and Science)

<접수일자 : 1997년 5월 23일>

체외형 자동 제세동기(Automated External Defibrillator)의 사용이 모든 응급처치자 훈련의 핵심부분이 되고 있으며, 가까운 장래에 수동형이 아닌 자동형 제세동기의 사용이 확대될 것으로 생각된다. 그러나, 아직 우리나라의 경우, 구급차는 물론이고 각 병원의 응급실에도 자동형 제세동기가 많이 도입되지 않은 상황이어서, 정밀한 제세동기의 개발이 요구되고 있는 실정이다.

본 연구에서는 제세동기의 개발 및 성능개선시, 심장의 심실세동을 제거하기 위하여 필요한 에너지 레벨, 전류의 크기, 횡흉부 저항 등과 같은 요소들간의 관계를 구명하고, 제세동기 개발과정으로 회로의 성능을 예측· 분석하여 최적의 방전과형을 얻기 위한 회로소자의 매개변수 값 범위를 결정하고자 한다.

II. 제세동기

심장은 생체내에서 전기적으로 제어되는 펌프로서, 심장마비가 진행되는 동안 심장의 근육운동은 정상상의 주기적 수축운동에서 소위 '심실세동(ventricular fibrillation)'으로 알려진 발작적인 떨림으로 악화된다. 제세동(defibrillation)이란 이러한 심실세동을 제거할 목적으로 축적된 에너지를 고전압의 펄스로써 환자의 흉벽 위에서 심장에 간접적으로 또는 개흉하여 노출시킨 심장에 직접 방전하는 것을 의미한다.

제세동기에는 인덕터 내에 저장된 에너지를 이용하는 전류형 제세동기와 커패시터에 충전된 전류의 흐름을 이용하는 전압형 제세동기로 분류되는데, 본 연구에서는 주로 전압형 제세동기의 파라미터에 따른 성능을 분석하고자 한다.

제세동기의 개발이나 성능개선시 환자의 횡흉부 저항, 출력 에너지 레벨, 피크 전류의 크기, 전류파형의 시간 폭(time duration) 등 여러 가지 고려하여야 할 사항이 있다. 환자의 횡흉부 임피던스는 환자 신체적 조건 및 건강상태에 따라 15-150 Ω 범위이며^[5], 심실세동 제거를 위하여 흉부에 전기적 자극을 가할 때, 피크 전류를 결정하는 중요한 변수가 된다. 따라서, 출력 에너지 레벨, 피크 전류, 전류의 시간 폭 등은 심실세동 제거의 성공을 결정 짓는 중요한 파라미터들이다.

전압형 제세동기는 축전지에 충전된 전하의 방전으로부터 발생하는 감쇠형 사인파(damped sine wave)를 심실세동 제거에 사용한다. 일반적으로 사용되는 전압형 제세동기의 회로도도 그림 1과 같다.

축전지에는 미리 설정된 에너지 E_s 가 저장된다. 방

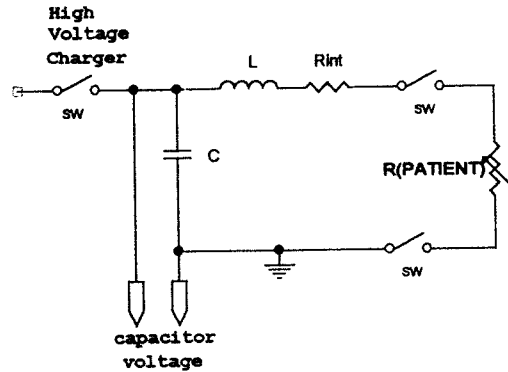


그림 1. 전압형 제세동기 회로도.
Fig. 1. Circuit diagram of defibrillator.

전과형은 제세동기 회로 변수 즉, 정전용량 C, 인덕턴스 L 그리고 내부저항 R_{int} 과 제세동기의 패들(paddle)에 걸리는 외부저항 R_{ext} 에 의해 결정된다. 외부저항은 환자의 횡흉부 임피던스(transthoracic impedance)에 해당한다. 환자의 횡흉부 임피던스는 상당히 넓은 범위로 변하기 때문에 제세동기의 효율에 영향을 크게 끼치게 된다. 따라서 작동자는 심실세동 제거를 위하여 전기적 충격을 환자에게 가하기 전에 횡흉부 임피던스를 정확히 측정할 필요가 있다.

한편, 저장된 에너지 E_s 와 제세동기 회로 변수를 안다면 환자의 횡흉부 임피던스와 전달되는 에너지는 방전 피크 전류 I_{max} 로부터 직접 결정될 수 있다. 피크 전류는 식 (1)과 같이 일반적인 형태로 표현할 수 있다.

$$I_{max} = f(E_s, R, L, C) \tag{1}$$

식 (1)에서 R은 회로의 전체저항 즉,

$$R = R_{int} + R_{ext} \tag{2}$$

이며, L과 C는 각각 인덕턴스 및 정전용량이고, 식 (2)에서 R_{int} 는 내부저항이다.

피크 전류 I_{max} 는 충전된 에너지 E_s 의 제공근에 비해 한다는 사실은 간단한 회로 방정식으로부터 얻을 수 있다. 따라서 식(1)은 식 (3)과 같이 입력 에너지와 피크 전류의 관계식으로 표현할 수 있다.

$$I_{max} = E_s^{1/2} * f((R_{int} + R_{ext}), L, C) \tag{3}$$

따라서 피크 전류의 크기는 입력 에너지와 R, L, C 값들에 따라 결정된다.

III. 최적파형 파라미터 설계 및 회로

시뮬레이션

3.1 최적파형을 위한 조건

입력 에너지는 비록 심실세동 제거의 성공을 위한 최적 기준은 아니지만, 심실세동 제거에 있어서 필요한 조건을 규정하는 한 중요한 요소이다. 물리적인 관점에서 보면 최소한의 에너지를 이용하여 심실세동 제거를 하는 편이 급격한 온도의 상승을 최소화하여 열로 인한 심근의 손상을 최소화할 수 있다. 전압형 제세동기에서 커패시터 방전에 의하여 전달되는 에너지($W-s$ 혹은 J)는 충전용량과 전압의 제곱의 곱의 반 즉, $0.5 * C * V^2$ 에 해당한다.^[1]

커패시터 방전형 제세동기에서 피크 전류값은 충전된 커패시터에 걸리는 전압과 비례하며 환자의 흉부 저항과는 반비례한다. 여러 생리학적 실험에 의해서 전류 지연시간이 줄어 들면 심실세동 제거에 필요한 피크 전류의 값이 증가한다는 사실이 알려져 있다. 하지만 Kouwenhoven(1967), Pierce(1968)와 Tacker(1968,1969)는 짧은 지연시간에 높은 피크전류를 가할 때는 비교적 적은 레벨의 에너지를 사용하더라도 심근의 수축이 불가능해지는 사태가 발생할 수 있음을 지적하였다. 따라서 심실세동 제거를 겨우 할 수 있을 정도의 전압으로 충전된 여러 범위의 커패시터를 이용하여 피크 전류간의 관계를 규정하는 것이 필요하다.^[1]

L.A. Geddes 등은 시간지연이 짧은 전류(0.3-4 ms)에 대해서는 심실세동 제거를 위하여 필요한 에너지가 비교적 작은 반면, 시간지연이 긴 전류 (5 ms 이상)는 심실세동 제거를 위하여 필요한 에너지가 기하급수적으로 증가한다고 보고하였다. 또한 최소한의 전류를 통과시켜 심근에 손상을 주지 않으면서 심실세동 제거의 효과를 얻는데 약 4 ms의 지연시간 이내가 최적이라고 보고하였다.^[2]

한편, Paul I. Bennett 과 Victo C. Jones는 심실세동 제거 전류의 최적 조건은 50Ω 저항에서 전류가 임계감쇠(critically damping)하고 전류 펄스의 시간 지연은 약 5 ms 정도로 최소가 되어야 한다고 주장하였다.^[3] 따라서, 전류의 지연시간은 약 4-5 ms 이내의 것이 적당하다고 생각한다. 그리고, 흉부저항이 높은 경우에는 낮은 레벨의 에너지로 적절한 크기의 전류가 흐르지 않아 심실세동 제거에 실패하는 경우가 발생한다.

3.2 회로 시뮬레이션

본 연구에서는 현재 많이 실용되고 있는 그림 1의 전압형 제세동기를 기준으로, 제세동기 파형 정형회로의 각 파라미터에 의한 영향을 분석하고, 최적 값의 범위를 결정하기 위하여 PC용 회로 시뮬레이터(simulator)인 P-Spice를 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

그림 1의 등가회로에서 제세동기의 정확한 파형은 회로내의 R, L, C의 값에 의하여 결정된다. 우선 그림 1에서 스위치 sw가 환자측으로 전환되기전 C[F]의 콘덴서에 q[c]의 전하가 충전되어 있다고 가정하면, sw가 환자측으로 전환된 후, 회로의 전류는 Kirchhoff의 전압법칙에 따라서 식(4)와 같이 표현된다.

$$L \frac{di}{dt} + (R_{int} + R_{ext})i + \frac{1}{c} \int idt = 0 \quad (4)$$

여기서 $R_{int} = R_{ext}$ 라 하면, $i = \frac{dq}{dt}$ 이므로 식(4)는 다음 식(5)와 같이 2계 미분방정식이 된다.

$$L \frac{d^2q}{dt^2} + R \frac{dq}{dt} + \frac{1}{c} q = 0 \quad (5)$$

식(5)의 해는 판별식 $R^2 - 4 \frac{L}{c}$ 의 조건에 따라서, 인체저항 R_{ext} 를 흐르는 전류의 파형은 과제동(over damping), 임계제동(critical damping), 부족제동(under damping) 중 하나의 형태가 되고 이 파형에 따라서 제세동의 성공 여부에 큰 영향을 미친다.

한편, 식(5)에서

$$\alpha = \frac{R}{2L}, \quad \beta = \sqrt{\left[\frac{R^2 - \frac{4L}{c}}{2L} \right]}, \quad \omega = \sqrt{\frac{\frac{4L}{c} - R^2}{2L}}$$

이라 하면 과제동, 임계제동, 부족제동시의 R_{ext} 를 흐르는 전류는 각각 식 (6), (7), (8)과 같이 된다.

$$i = \frac{dq}{dt} = \frac{V}{\sqrt{R^2 - \frac{4L}{c}}} (\exp(-\alpha - \beta)t - \exp(-(\alpha - \beta)t)) \quad (6)$$

$$i = \frac{dq}{dt} = \frac{V}{L} t \exp - \alpha t \quad (7)$$

$$i = \frac{dq}{dt} = \frac{2V}{\sqrt{\frac{4L}{c} - R^2}} \exp - \alpha t \sin \omega t \quad (8)$$

그림 1의 회로에서, 환자의 흉부저항은 통상의 범위 즉, 평균 50 Ω, 최저 25 Ω, 최고 100 Ω의 값을 취한다고 가정하고, 다음 가) - 라)의 범위에 대하여 회로 시뮬레이션을 수행하였다.

가) 횡흉부저항 변화에 따른 파형 분석

$C = 33 \mu\text{F}$, $L = 36 \text{mH}$, $R_{\text{int}} = 11.5 \Omega$,
 energy : 10, 100, 200, 300, 400[J],
 R_{ext} 가 25 Ω - 100 Ω까지 5 Ω 간격으로 변할 때의 각 파라미터의 변화

나) Capacitor 용량 변화에 따른 파형분석

$L = 36 \text{mH}$, $R_{\text{int}} = 11.5 \Omega$,
 energy : 10, 100, 200, 300, 400[J]
 C 가 21 μF - 40 μF까지 1 μF 간격으로 변할 때의 각 파라미터의 변화

다) Inductance 용량의 변화에 따른 파형분석

$C = 33 \mu\text{F}$, $R_{\text{int}} = 11.5 \Omega$
 energy : 10, 100, 200, 300, 400[J]
 L 이 22 mH - 60 mH 까지 2 mH 간격으로 변할 때의 각 파라미터의 변화

라) Inductor 내부저항 변화에 따른 파형 분석

$C = 33 \mu\text{F}$, $L = 36 \text{mH}$,
 energy : 10, 100, 200, 300, 400[J]
 R_{int} 가 5 Ω - 25 Ω까지 1 Ω 간격으로 변할 때의 각 파라미터의 변화

3.3 회로 시뮬레이션 결과

다음의 그림 2 - 그림 10은 위의 각 범위에 대한 시뮬레이션 결과로서, 그림 2- 그림 4는 환자의 횡흉부저항에 따른 파형변화를, 그림 5 - 그림 7은 커패시턴스에 따른 파형 변화를, 그림 8 - 그림 10은 인덕턴스에 따른 파형의 변화를 각각 나타낸다. 체세동기 회로의 최적 파라미터에 대한 시뮬레이션을 결과를 요약하면 다음과 같다.

1) 커패시터의 커패시턴스는 출력 에너지는 영향을 주지 않지만, 전류 지연시간 및 피크 전류값에 영향을 미친다. 따라서, 적절한 전류의 지연시간(4-5 ms)로 하였을 때, 27 μF ~ 33 μF 사이의 값이 적절하다.

2) 인덕터의 인덕턴스는 전류의 지연시간 및 출력 에너지에는 영향을 크게 미치지 않으나, 흉부저항이 작은 경우 전류의 피크치를 떨어뜨리며 인덕턴스가 증가하면 기기의 무게가 증가하므로 큰 인덕턴스는 곤란하다.

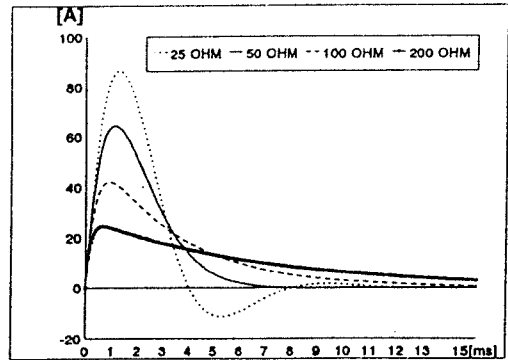


그림 2. 환자 횡흉부 저항에 따른 파형.
 Fig. 2. Waveform with transthoracic impedance.

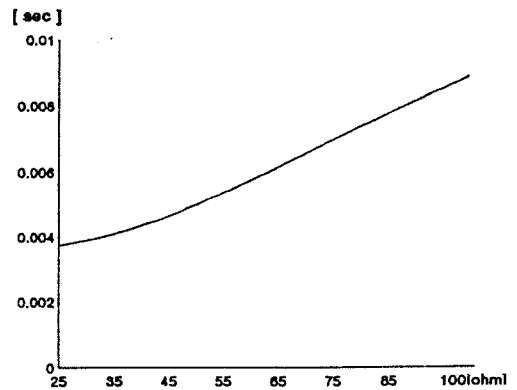


그림 3. 환자 횡흉부 저항에 따른 지연시간.
 Fig. 3. Time duration vs. transthoracic impedance.

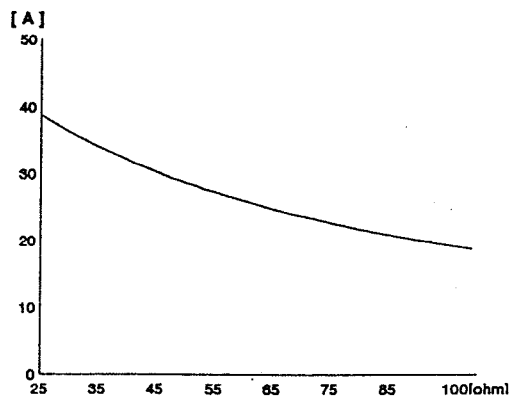


그림 4. 환자 횡흉부 저항에 따른 피크전류.
 Fig. 4. Peak current vs. transthoracic impedance.

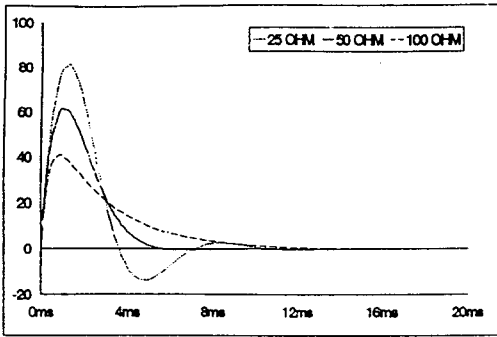


그림 5. 커패시턴스에 따른 파형.
Fig. 5. Waveform with capacitance.

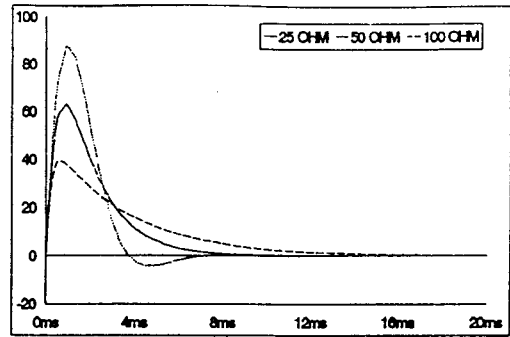


그림 8. 인덕턴스에 따른 파형.
Fig. 8. Waveform with inductance.

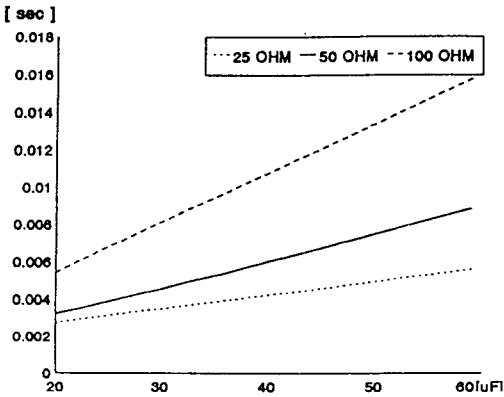


그림 6. 커패시턴스에 따른 지연시간.
Fig. 6. Time duration vs. capacitance.

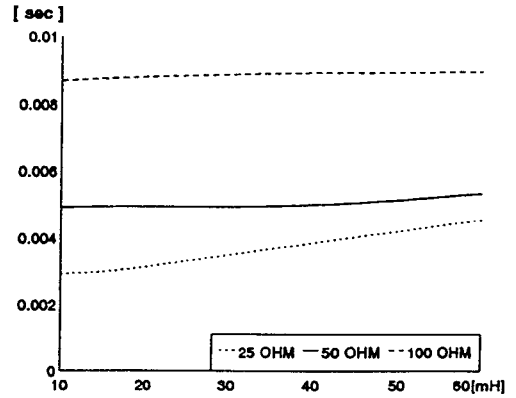


그림 9. 인덕턴스에 따른 지연시간.
Fig. 9. Time duration vs. inductance.

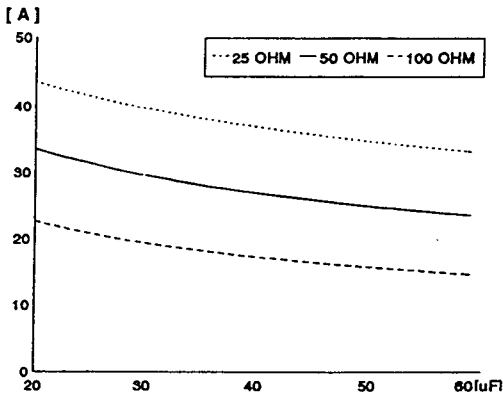


그림 7. 커패시턴스에 따른 피크전류.
Fig. 7. Peak current vs. capacitance.

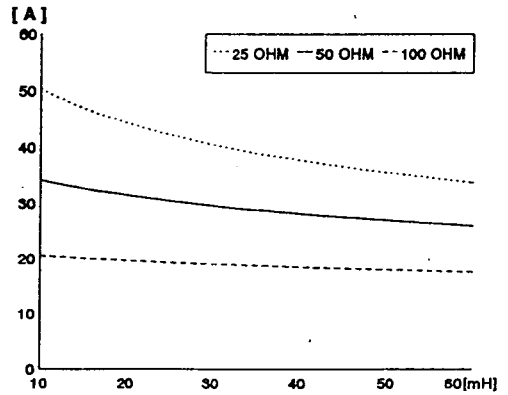


그림 10. 인덕턴스에 따른 피크전류.
Fig. 10. Peak current vs. inductance.

따라서, 30~40 mH 사이의 값이 적절하다. 한편, 인덕터의 내부저항은 에너지 효율을 떨어뜨리고 전류 지연 시간을 증가시키므로 10 Ω이내에서 작을수록 좋다.

3) 입력에너지는 출력 에너지 및 제곱근에 비례하는 전류의 피크치를 결정짓는다. 따라서, 필요한 에너지를 결정짓는 중요한 변수인 흥부저항의 정확한 예측을 통하여 적절한 레벨의 조정이 필수적이다.

IV. 제세동기의 제작 및 성능시험

상기 III항의 회로 시뮬레이션 결과를 근거로 하여, 그림 11과 같이 제세동기를 제작하여, 그 성능을 시험하였다. 성능시험에는 제세동기 성능분석기인 미국 Dynatec Nevada사의 모델 Impulse 3000을 이용하였다.

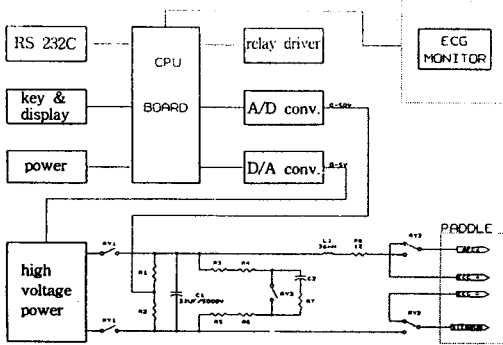


그림 11. 개발된 제세동기 블록선도.
Fig. 11. Block diagram of the developed defibrillator.

성능 시험에서는 먼저 50 Ω의 부하에 출력 에너지를 설정하고, 이를 5회 방전 시켰을 때의 전달 에너지를 측정하여 그 평균을 구하였다. 표 1은 그 결과를 나

타낸다. 표 1에서 제작된 제세동기는 KSP 6313의 기준(50 Ω의 부하저항에 대한 출력 에너지의 정확도는 설정 가능한 에너지에서 ±4 J 또는, 설정 가능한 에너지의 ±15%의 어느 쪽인가 큰 값이내 이어야 한다)을 만족함을 알 수 있었다.

또한 위의 측정기를 이용하여 제세동기의 성능과 관련된 각종 파라미터인 충격 펄스 폭(T_d), $T_{i\frac{1}{2}}$ (전류파형 최대치의 1/2에 도달하는 시간에서의 펄스 폭), 피크 전압 (V_p), 피크 전류 (I_p), 심율동 전환 지연시간(cadioversion delay time) 등을 측정하였다. 펄스 폭은

Table 1. Measured energy of defibrillator output.

설정 에너지 (J)	전달 에너지(J)
3	2.89
5	4.82
10	9.58
20	19.20
40	38.40
60	58.30
80	77.92
100	97.40
200	192.8
250	243.2
350	340.3
400	388.6
평균 에너지 전달률	96.7%

A/D 입력신호 파형의 최초 영 교차점으로부터 침두 값을 지난 후 다시 영점을 교차할 때까지의 시간이며, 지금까지의 연구결과에 의하면 펄스폭은 4-10 ms 범위가 적절한 것으로 발표되었다. 그리고, 임계제동시 전류파형의 펄스폭 T_i 는 2.5-3 ms일 때, 가장 적은 에너지로 심실세동을 제거할 수 있으며 그 측정 결과는 표 2와 같다.

Table 2. Measured parameters of defibrillator developed.

설정 에너지(J)	T_d (ms)	$T_{i\frac{1}{2}}$ (ms)	I_p (A)	V_p (V)	T_d (ms)	$T_{i\frac{1}{2}}$ (ms)	I_p (A)	V_p (V)
	50 Ω load				100 Ω load			
10	8.52	2.608	9.09	54.4	18.08	4.782	5.90	591.0
100	8.52	2.608	28.79	1,336.9	17.13	3.357	18.69	1,869.0
200	8.17	2.348	20.64	2,032.2	17.13	3.252	26.43	2,643.2
300	8.35	2.522	49.78	2,488.9	18.26	3.269	32.37	3,237.2
400	8.09	2.608	57.48	2,523.9	17.60	3.183	37.38	3,738.0

심율동 전환 지연 시간은 25 ms이었으며, 동기모드 시 심전도의 Q-파에 동기되어 에너지를 전달 시킬 수 있었다. 표 2로부터 환자의 접촉저항이 임계 제세동 값을 초과하면 T_i 값이 급격히 증가하고, I_p 는 급격히 감소하여 제세동에 필요한 에너지는 많이 필요하게 되며, 효과적인 제세동이 이루어지기 어려움을 알 수 있었다.

V. 결론

본 연구에서는 제세동기 파형을 결정하는 각종 파라미터 값의 범위를 결정하기 위하여 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. 이를 근거로 제세동기 회로를 설계·제작하였으며, 제작된 제세동기의 성능을 제세동기 성능 분석기를 이용하여 시험한 결과 평균 에너지 전달율이 96%를 상회하는 우수한 결과를 보였으며, 이는 외국산 제세동기와 동등한 수준의 결과를 나타내었다.

VI. 참고문헌

- [1] L. A. Geddes and W. A. Tacker, "Engineering and Physiological Considerations of Direct Capacitor-Discharge Ventricular Defibrillation", J. Med. and Biol. Eng., vol. 9, pp. 185~199, 1971.
- [2] J. N. Patton, J. F. Pantridge, "Current Required for Ventricular Defibrillation", British Medical Journal, pp. 513~514, 1979.
- [3] Paul I. Bennett and Victro C. Jones, "Portable Defibrillator Monitor for Cardiac Resuscitation", Hewlett-Packard Journal, pp.22~27, Feb. 1982.
- [4] Richard E. kerber et al., "Advanced Prediction of Transthoracic Impedance in Human Defibrillation and Cardioversion : Importance of Impedance in Determining the Success of Low-energy Shock", J. Circulation, vol. 70, no. 2, pp. 303~308, 1979.
- [5] 김 인겸 외, "심장소생술", 수문사, 1995.

著 者 紹 介



윤 혜 연

1982년 충남대학교 졸업. 1991년 충남대학교 보건대학원 보건학석사 학위취득. 1993년~현재 대전보건전문대학 시간강사. 주관심분야 : 응급의료기기

고 한 우

『센서학회지 제3권 제2호』 논문 94-3-2-08, p. 64 참조.
현재 한국표준과학연구원 책임연구원