

## Biphasic 자동형 제세동기 시스템 개발 I

정석훈, 권철기, 이상준, 방경섭, 채종필, 유영선, 김정국, \*김영훈, 허웅  
명지대학교 공과대학 전자공학과  
\*고려대학교 의과대학 순환기 내과

### Development of Automatic External Biphasic Defibrillator System I

Seokhoon Jeong, Chulki Kwon, Sangjun Lee, Kyungsup Bang, Jongpil Chae, Youngsun  
Yoo, Jungkuk Kim, \*Younghoon Kim, Woong Huh  
Department of Electronic Engineering, College of Engineering, Myoungji University  
\*Department of Cardiology, College of Medicine, Korea University

E-mail : Bio-4@mju.ac.kr

#### Abstract

본 논문에서는 심장 돌연사(sudden cardiac death, SCD)의 주된 원인인 세동(fibrillation)을 낮은 에너지에서 효율적으로 제거할 수 있는 biphasic 자동형 제세동기를 개발하였다. 개발한 제세동기는 고전압 충 방전부와 신호처리부를 포함하는 하드웨어와 세동검출 알고리즘과 시스템 제어 알고리즘의 소프트웨어로 구성하였다. 개발한 시스템의 안정성과 효용성을 검증하기 위하여, 실험실 환경에서 160 번의 연속적인 충 방전 테스트를 통하여 시스템의 안정성을 확인하였으며, ECG simulator에서 발생하는 6 종의 세동신호를 적용하여 100%의 실시간 검출능력을 확인하였다.

분포 및 개수가 극히 제한되어 있고, 이용도는 선진국에 비해 현저히 낮은 상태이다. Biphasic 파형의 제세동기는 전류를 20ms 이하의 짧은 시간동안 흉부에 연결된 패치형 전극을 통해 한쪽 방향으로 방전시키다가 순간적으로 반대방향으로 방전시키는 방식으로, 한쪽방향으로만 방전시키는 monophasic 파형의 제세동기에 비해 낮은 에너지에서 효율적으로 세동을 제거시킬 수 있다는 장점을 갖는다[2-3].

본 연구에서는 누구나 사용가능하고 휴대가 간편하며, 공공장소에 비치기 용이한 biphasic 자동형 제세동기를 개발하고, 기기의 안정성 및 효용성을 검증하는 실험을 수행하고자 한다.

#### II. 시스템 구성

본 절에서는 개발된 biphasic 자동형 제세동기의 전체 시스템 구성에 대해 하드웨어 구성과 실시간 세동검출 알고리즘의 두 부분으로 나눠서 설명한다.

##### 2.1 하드웨어 구성

그림 1은 본 연구에서 개발한 biphasic 자동형 제세동기 시스템의 구조를 보인다. 두 개의 패치형 전극으

#### I. 서 론

국내에서는 매년 30,000 명 정도가 심장의 이상으로 돌연사(SCD, Sudden Cardiac Death)하고 있다. 사망 원인의 대부분은 심실세동에 기인하며, 환자의 생존 확률은 제세동기(defibrillator)에 의한 신속한 응급조치와 밀접한 관계가 있다고 알려져 있다[1]. 국내에서는 몇몇 대학병원급의 의료기관과 구급 앰블런스에 비치되어 있으나 사용 가능한 제세동기는 전량 수입에 의존하고 있으며

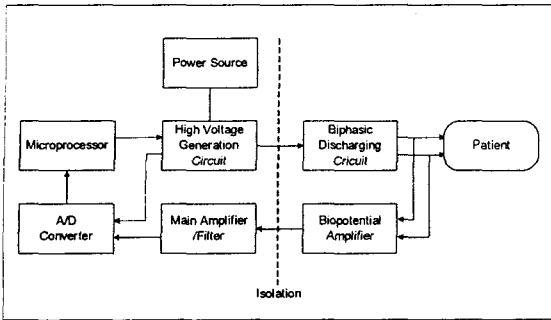


그림 1. Biphasic 자동형 제세동기의 시스템 구조

로부터 입력되는 ECG 는 생체전위 증폭기와 3~33Hz 의 대역통과 필터를 통해 처리된 후, A/D 변환기를 거쳐 마이크로프로세서로 보내진다. 마이크로프로세서에서는 세동검출 알고리즘을 처리된 신호에 적용하여 세동 발생의 유무를 판단하고, 세동을 검출하면 고전압 발생 회로를 작동시킨다. 고전압 발생회로는 12V 의 직류전압을 승압하여 미리 프로그램 된 전압(500V~ 1800V)으로 방전 커패시터를 충전한다. 마지막으로, biphasic 방전파형 제어회로는 방전 커패시터에 충전된 전압을 환자의 흉부에 부착된 패치형 전극을 통하여 biphasic 형태로 방전시킨다.

그림 2 에서는 일반적인 biphasic 충 방전회로를 보여주고 있다. biphasic 파형은 세동제거에 필요한 에너지를 인체의 흉부에 위치한 두 개의 패치형 전극을 통하여 짧은 시간동안 전류의 방향을 교차시키면서 흘려주는 방식이며, 파워 스위치(power switch)를 이용하여 방전하는 풀브리지 인버터(full-bridge inverter) 방식을 사용하였다. 스위치 제어회로(switch control circuit)는 프로그램 된 순서에 따라 세동제거를 위해 커패시터에 충전된 에너지를 4 개의 스위치를 제어함으로써 biphasic 방전파형으로 발생시킨다. 방전파형의 진폭 및 시간 폭은 측정된 흉부 임피던스 값이나 필요한 에너지 값에 따라서 변경이 가능하도록 하였다.

## 2.2 실시간 세동검출 알고리즘

자동형 제세동기에는 세동을 자동으로 검출하고 세동 발생 환자에게 적절한 에너지를 신속하게 전달하기 위한 알고리즘이 필수적이다. 세동검출 알고리즘은 ECG 의 형태를 분석하여 세동의 유무를 판별하는 방식으로 그림 3 에 보인 바와 같이 3 단계로 크게 나누

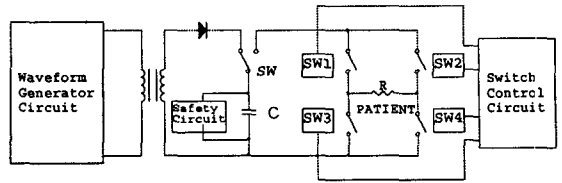


그림 2. 일반적인 Biphasic 충방전회로

어진다. 먼저 60Hz 잡음을 포함한 기타 잡음을 감소시켜 알고리즘 적용에 적합한 형태의 신호를 얻어내는 필터단계, 신호의 형태분석을 용이하게 하기 위해 파형의 굴곡(deflection)을 검출하는 신호 분할 (signal segmentation) 단계, 그리고 마지막으로 분할된 신호 굴곡의 진폭, 너비, 시간 간격 등의 특징(features)을 이용하여 정상적인 ECG 와 세동 그리고 잡음 등을 구별하는 결정단계를 거친다.

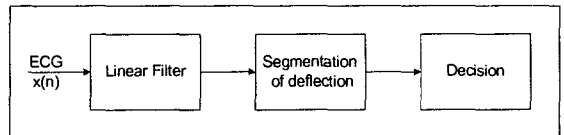


그림 3. 세동검출 알고리즘의 단계

360Hz 의 sampling rate 으로 A/D 변환된 신호  $x(n)$  은 선형 필터를 통과한 후 분할 단계 (segmentation of deflection) 에서 기울기 추적 알고리즘을 사용하여 신호의 모든 굴곡(deflection)을 찾아낸다. 기울기 추적 알고리즘은 신호 기울기의 극성이 바뀌는 기울기 반전점과 갑작스러운 기울기의 변화를 의미하는 기울기 변환점을 결정하는 방법으로, 원 신호의 기울기를 수 내지 수십 ms 의 시간 지연 후에 추적한다. 결정 (decision) 단계에서는 전 단계에서 찾아낸 굴곡의 형태를 분석하여 정상적인 ECG 와 세동, 그리고 잡음 등으로 분류를 하게 된다. 알고리즘의 목적은 정상신호와 세동신호를 구분하는 것이며, 최종적으로 세동의 결정은 진폭, 기울기, 시간 폭 등의 신호 형태와 이전 비트와의 시간간격을 이용하여 계산된 심박수(heart rate) 를 비교·분석하며 결정한다.

그림 4 에서 세동발생 유무를 최종으로 결정하는 로직을 설명한다. 그림좌측의 흐름도는 신호분할(signal segmentation)단계에서 모든 굴곡(deflection)의 검출시 수행되는 서브루틴이며, 우측에 보인 환형 버퍼를

사용하여 세동신호의 검출시 버퍼에 1 을 채우고 정상 신호의 QRS 검출시 또는 잡음이나 기타 정의되지 않은 신호의 검출시 버퍼에 0 을 채우게 된다. 전체 8 비트 중 6 비트 이상이 1 로 채워졌을 경우를 세동의 발생으로 정의한다.

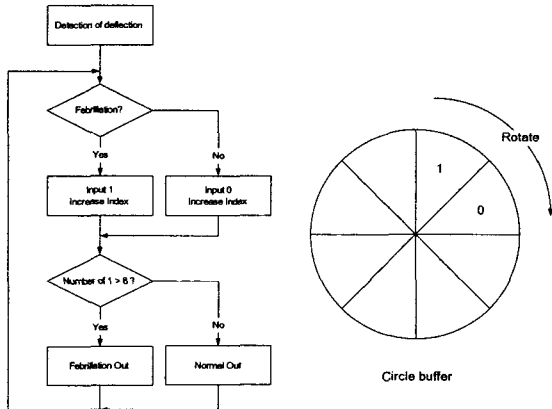


그림 4. 세동판별 로직

30J 에서 180J 까지의 에너지를 10J 씩 증가시키면서 50Ω 의 권선저항에 방전시키는 16 회의 연속적인 충궤 방전 테스트 과정을 수행하였다. 이 과정을 1 회 반복이라 하고 10 회 반복과정 (총 160 회의 연속적인 충궤 방전 테스트) 을 수행하면서 오 동작 발생 및 시스템 이상 여부를 확인함에 의해 안정성 여부를 검사하였다.

그림 5 의 좌측은 저항을 통해 연속적으로 방전된 파형들을 오실로스코프에 기록한 것으로 20 sec/cm 의 시간 눈금단위로 기록하였으며, 우측은 그 중 하나를 선택하여 msec 단위로 확대한 biphasic 방전파형을 보인다. 실험결과 프로그램 된 정확한 스위칭 타이밍과 에너지를 방출함을 확인할 수 있었으며, 충궤 방전 테스트를 수행하는 과정에서 시스템 이상은 나타나지 않았다.

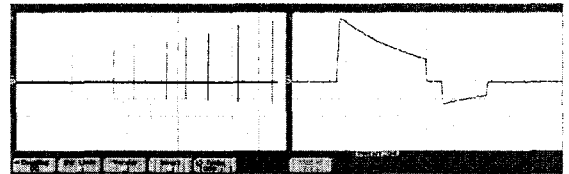


그림 5. 연속적인 충궤 방전 테스트 결과

### III. 실험방법 및 결과

본 절에서는 개발한 biphasic 자동형 제세동기 시스템의 안정성 및 알고리즘의 효용성을 검증하기 위한 실험방법과 그 결과를 기술한다. 실험의 진행은 하드웨어 안정성과 내구성, 실시간 세동검출 알고리즘의 효용성을 검증하는 것을 목적으로 수행하였다.

#### 3.1 하드웨어 안정성 테스트

시스템의 하드웨어는 생체전위 증폭기, isolation 회로, 주 증폭기, A/D 변환기, 마이크로프로세서, 고전압 발생회로, 충궤 방전 회로 등으로 구성되어 있다. 이 중에서 biphasic 파형을 발생시키는 충궤 방전 회로는 순간적으로 높은 전압(500V~1800V)과 전류(~40A)를 방출하며, 빠르고 정확한 스위칭 시간 제어를 필요로 하므로 충분한 내압을 가져야만 한다. 이 요소가 시스템 안정성의 주요한 부분이라 할 수 있으며 조건을 만족하는 상태를 하드웨어 시스템이 안정성을 갖춘 것으로 가정하고 다음과 같은 실험과정을 반복하여 실험하였다.

#### 3.2 세동검출 알고리즘의 효용성 테스트

세동검출 알고리즘의 효용성 테스트를 위해 환자대신 여러 가지 종류의 심전도를 발생시키는 기기인 ECG simulator (DNI NEVADA 社의 IMPULSE3000)를 개발한 제세동기에 연결하여 사용하였고, 정상신호와 각각의 세동신호를 연속적으로 입력시킨 후 알고리즘의 정상동작 여부를 관찰하였다.

그림 6 에서 세동검출 알고리즘을 적용시켜 관찰한 검출능력의 예를 보여준다. 정상신호를 검출하면 QRS 지점을, 세동신호를 검출하게 되면 peak 점을 그래프 상단에 서로 다른 크기의 수직선으로 표시하였다. 측정된 신호와 알고리즘을 적용시킨 결과 데이터는 실시간으로 PC monitor 에 표시되며, 파일로 저장되어 분석이 용이하도록 하였다. 각각의 세동파형에 대해 파형의 진폭차이와 심박수(heart rate) 에 따른 응답시간의 차이는 다소 있었으나 정상신호와 세동신호의 구분을 하지 못한 경우는 발생하지 않았다.

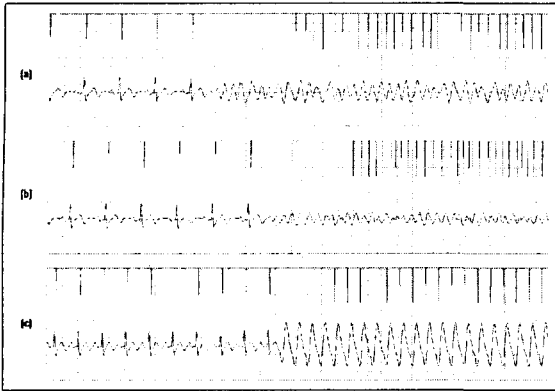


그림 6. 세동검출 알고리즘의 검출 능력의 예. (a) 정상신호 이후 VFIB1 신호 인가, (b) 정상신호 이후 VFIB2 신호 인가, (c) 정상신호 이후 VT220 신호 인가

표 1. ECG simulator 신호에 알고리즘을 적용시킨 결과

	1 차	2 차	3 차	4 차	5 차	평균
VENT	1.91s	1.63s	1.72s	1.65s	1.84s	1.75s
VT130	1.69s	1.72s	1.63s	1.82s	1.75s	1.722s
VT180	1.50s	1.44s	1.46s	1.54s	1.50s	1.488s
VT220	1.77s	1.93s	1.85s	1.72s	2.20s	1.894s
VFIB1	2.45s	3.00s	3.55s	2.87s	3.27s	3.028s
VFIB2	5.18s	5.97s	4.87s	3.69s	6.05s	5.152s

ECG simulator 에서는 세동신호의 종류 및 심박수에 따라 VENT, VT130, VT180, VT220, VFIB1 그리고 VFIB2 의 6 가지의 세동신호를 발생시킬 수 있으며, 각 파형에 대한 세동 검출알고리즘을 적용시켜 관찰한 결과를 표 1 에 보였다. 세동검출시간은 세동신호 발생시부터 최초 세동검출 시까지의 시간으로 정의하였다.

표에서 보인 바와 같이 최소 응답시간은 VT180 신호에서 1.44 초 였으며, 응답이 가장 느린 경우는 6.05 초로 VFIB2 신호에서 관찰할 수 있었다. 최대 인가전압 (2000V)을 방전시킬 경우 약 15 초의 충전시간을 포함하면 알고리즘 수행시작부터 30 초 이내에 에너지 전달이 가능하다는 결과를 얻을 수 있다.

#### IV. 결 론

본 논문에서는 biphasic 자동형 제세동기를 개발하였고 개발된 기기의 시스템 안정성 및 실시간 세동검출 알고리즘의 효용성을 실험을 통하여 확인하였다. 실험실에서의 실험결과 160 회의 연속적인 충D 방전테스트를 통하여 시스템 안정성을 확인할 수 있었으며, 세동검출 알고리즘은 ECG simulator 의 6 가지 세동파형에서 최초 세동 발생시점부터 세동검출과 에너지 전달시까지 30 초 이내의 응답시간을 갖는다는 것을 확인하여 실용가능성을 볼 수 있었다. 결과적으로 이번 연구를 통해서 본 연구의 다음단계인 동물실험 및 임상실험을 통한 시스템의 정상적인 작동 유무를 확인할 수 있는 기본적인 제반 사항을 갖추게 되었다.

#### 참고문헌

- [1] Tomas A, Mattioni, "Initial Clinical Experience with a Fully Automatic In-Hospital External Cardioverter Defibrillator", PACE Vol 22, No,11 , pp 1648-1655, November 1999
- [2] Michelle Specht, "Clinical Studies On Biphasic Defibrillation" Kaiserstrabe 12, 76131 Karlsruhe, February 10, 2000.
- [3] Steven L. Higgins, MD, John M. Herre "A comparison of Biphasic and Monophasic Shocks for External Defibrillation", Physio-Control Biphasic Investigators
- [4] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", IEEE Trans Biomed. Eng., Vol . BME-32, pp .230-236,1985
- [5] "자동형 제 세동기의 개발", 방경섭, 채종필, 강성룡, 이상준, 김정국, 허웅, 명지대학교 전자공학과, 제 26 회 대한의용생체공학회 춘계학술대회