

ARM Cortex 기반의 AED simulator 플랫폼 개발에 대한 연구

A Study on the ARM Cortex-based AED simulator platform development

김 정 래* 이 은 중* 정 익 주**
Kim, Jeung Rae Lee, Eun Jong Chung, Ik Joo

Abstract

In this paper, we implemented a high performance automated external defibrillator(AED) simulator that has various characteristics of virtual simulated patient(VSP) to verify important operations and functions of the AED. To verify the AED in various environment, the AED simulator should have the characteristics of VSP and can analyze the characteristics of electrical shock rhythm. In this paper, the implemented simulator has twenty seven electrocardiogram scenarios and we showed the implemented simulator has less error rate than conventional simulator in analyzing electrical shock rhythm.

키워드 : 자동제세동기 시뮬레이터, 가상 모의 환자, 전기적 충격 리듬
Keywords : AED Simulator, virtual simulated patient, electrical shock rhythm

1. 서론

최근 세계적으로 자동제세동기(AED)에 대한 시장 점유율이 증가하고 있는 추세다. 이러한 동향에 따라 AED의 성능을 검증할 수 있는 시뮬레이터의 필요성이 증가하고 있다. 고전압을 발생시키는 AED의 특성상 사람을 통하여 AED의 성능을 검증할 수 없기 때문에 안정적인 AED를 개발하기 위해서는 반드시 필요한 기술이기 때문이다.

AED 시뮬레이터 기술은 부정맥성 심실세동 혹은 무맥성 심실빈맥 등 심장 질환을 치료하는데 사용되는 AED를 트레이닝 시키거나 테스트하기 위한 기술이다. AED는 심장에 적절한 전기 에너지를 전달하여 동시에 충분한 양의 심장근육

을 탈분극 시킴으로써 심장이 정상적으로 활동할 수 있도록 만드는 의료기기이다[1].

보편적으로 활용되고 있는 AED 기술 플랫폼은 기본적으로 심전도 측정을 위한 진단부와 데이터 변환기, 고압 충·방전부를 제어하기 위한 제어부로 구성되어 있다. 전기충격을 위한 고압 충·방전부에서는 저압의 전력원을 변환모드의 전력 변환장치를 통해 고압으로 변환시키고, 이를 캐패시터에 보관한다. 캐패시터에 보관된 에너지는 방전부를 통해 환자에게 전달되게 된다. 제어부는 방전하는 과정에서 변화되는 저장 에너지 혹은 환자에 전달되는 전기 에너지를 측정하여 적절한 에너지의 전기충격을 실시할 수 있도록 한다.

AED 시뮬레이터에서는 다양한 임상적 환경 프로세스를 구현하기 위해 virtual simulated patient 인 ECG 리듬 생성과 측정 알고리즘 기술이 탑재되어야 한다. 우선, 심전도 리듬 분석/측정 파트에서는 심실세동 및 빈맥과 같은 심전도 리듬을 분석하

* 강원대학교 대학원 전자공학과 석사과정

** 강원대학교 전자공학과 교수, 교신저자

여 전기 충격 에너지 전달 유무를 판독하는 기능을 구현하고, 전기 충격 에너지 보정 파트에서는 출력된 심전도 리듬에서 최대 피크 전압과 전류량을 제어하여 전기 충격 에너지를 측정, 계산하는 데 활용된다. 특히, 전기 충격 에너지 보정 파트에서는 전기 충격 시도 횟수가 증가함에 따라 가변되는 요소인 저항률을 보정하여 에너지 측정값의 항상성을 유지시키며, 측정 정밀도의 신뢰도를 높이는 플랫폼 기반 기술이 적용된다.

AED 시뮬레이터는 심전도의 출력/저장 기능뿐만 아니라 치료 대상의 심장질환을 판독하는 기능도 포함하고 있다. 또한, 다양한 심전도 리듬 분석을 위한 알고리즘에서는 파형의 크기, 경사도, 주기를 기본 파라미터로 구현되어 있어, 공진주파수 영역에서 특정 리듬에 대한 정보를 정밀하게 추출하는 high speed sampling 추출 기법 및 고성능 micro-controller processor 기반의 주변장치와 측정 알고리즘, 측정 데이터 기록 관리에 대한 응용 기술 적용이 필요하다.

이러한 필요에 따라 본 논문에서는 Texas Instruments 사의 ARM Cortex-M4를 사용하여 고성능 AED를 검증하기 위한 효율적인 시뮬레이터를 구현하였다[2]-[5][7]. ECG rhythm 생성 및 시뮬레이터의 효율적인 동작 알고리즘을 설계하고 AED를 통해 전해지는 충격파를 측정하기 위한 알고리즘을 설계한다. AED로부터 전해지는 충격파의 형태는 bi-phasic 형태를 가지지만 매우 낮은 에너지에서는 그 특성이 뚜렷하게 나타나지 않고 잡음과 구별되지 않는 현상이 발생한다. 따라서 이미 알고 있는 충격파의 특성을 고려하여 충격파가 전달되지 않았을 때 잡음만으로는 동작하지 않는 것을 확인하고, 실제 매우 낮은 에너지의 충격파가 전달되었을 때 제대로 측정되어짐을 확인한다. 마지막으로 완성된 시뮬레이터의 성능을 확인하며 기존에 사용되고 있는 다른 제품과의 성능 차이를 비교하고 결론을 내린다.

2. ECG 리듬 생성 및 시뮬레이터 동작 알고리즘 설계

2.1 ECG 리듬 생성

본 논문에서 구현된 시뮬레이터는 Texas Instruments의 Cortex-M4를 사용하였으며 ECG 파형은 CU Medical사에서 제공받은 파형을 사용하였다. ECG 파형은 12bit 정수형 데이터로 구성되어 있으며 총 27개의 파형을 받았다. 다음 그림 1부터 3까지 제공받은 파형 중 대표적인 3개의 ECG 파형을 나타낸다.

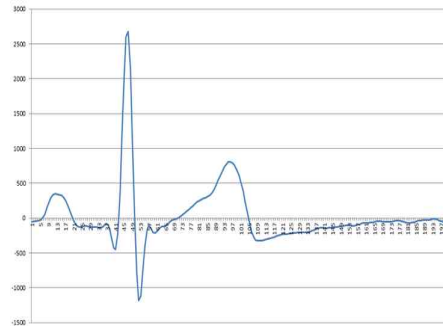


그림 1 NSR (normal sinus rhythm : 정상 심장 리듬) 60bpm

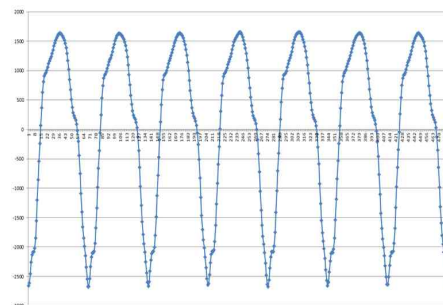


그림 2 VT (The ventillary threshold: 심실백맥)

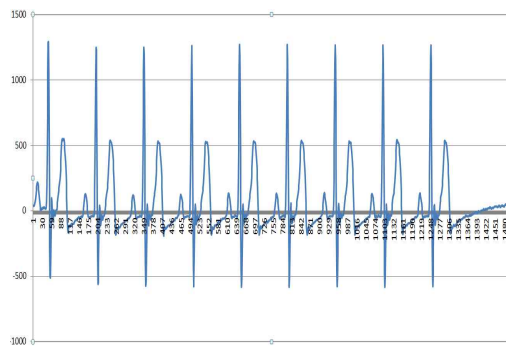


그림 3 AF(Atrial Fibrillation : 심방세동)

ECG 리듬을 최대한 정밀하게 출력하기 위해서 Cortex-M4가 제공하는 최대 시스템 클럭인 80MHz를 사용하였다. 다양한 ECG 시나리오를 출력하기 위해서는 다양한 ECG 데이터가 저장되어 있어야 한다. Cortex-M4는 256KBytes의 크기를 가지는 flash memory를 가지고 있으므로 이를 활용하였다. ECG 리듬을 출력은 PWM(Pulse Width Modulation)을 통하여 구현될 수 있다. Cortex-M4는 타이머를 PWM으로 구성할 수 있으며 해당 타이머와 mapping되어 있는 GPIO(General Port Input Output) 핀을 통해 출력신호를 생성할 수 있다. ECG 데이터가 12bit로 이루어져 있기 때문에

에 PWM으로 설정된 타이머의 주기를 동일하게 설정하고 출력할 ECG 데이터를 해당 타이머의 match value로 설정함으로써 제공 받은 ECG 리듬을 온전히 재생시킬 수 있는 PWM 출력 과정을 생성할 수 있다. 또 다른 타이머의 주기는 200Hz로 설정하였는데 이는 CU Medical사로부터 제공 받은 ECG 데이터의 샘플링 주파수이기 때문에 해당 주기마다 PWM 출력을 보내야하기 때문이다. 이렇게 발생된 PWM 신호는 저역 통과 필터를 거쳐 ECG 신호로 변환된다. PWM을 이용하여 출력된 신호가 제공 받은 ECG 신호와 일치하는지 오실로스코프를 이용하여 확인하였으며 이는 그림 4에 첨부하였다.(volt div: 500mV, time div: 250ms)



그림 4 오실로스코프로 측정된 PWM 출력 (NSR60)

2.2 시뮬레이터 동작 알고리즘 설계

그림 5부터 9까지는 AED 시뮬레이터의 동작 알고리즘을 보여준다.

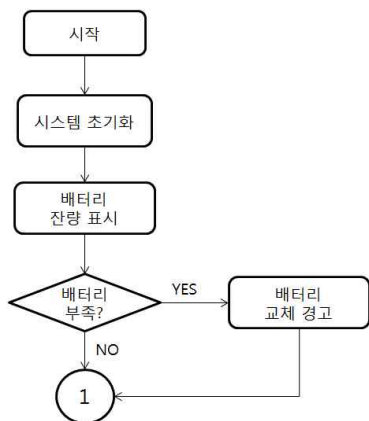


그림 5 장비 동작 전 (직후)

그림 5은 시뮬레이터가 처음 동작할 때 수행과정을 나타내며 그림 5에 표시된 순서로 전원이 켜지면 시스템을 초기화하고 배터리 잔량을 확인 후 대기 상태에 머무른다.

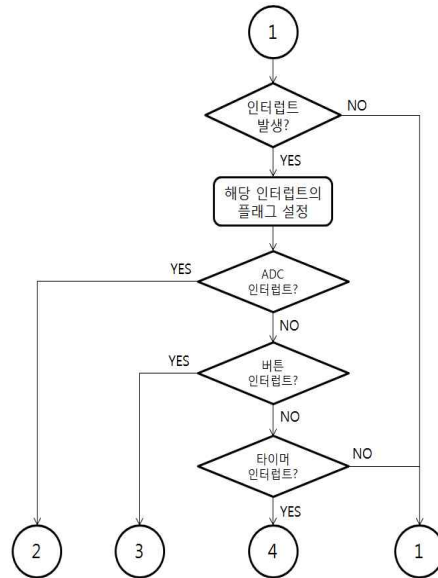


그림 6 인터럽트

그림 6은 시뮬레이터가 인터럽트를 처리하는 방식을 나타낸다. 인터럽트가 발생하면 해당 인터럽트 서비스 루틴이 처리되며 인터럽트가 발생하지 않으면 대기한다.

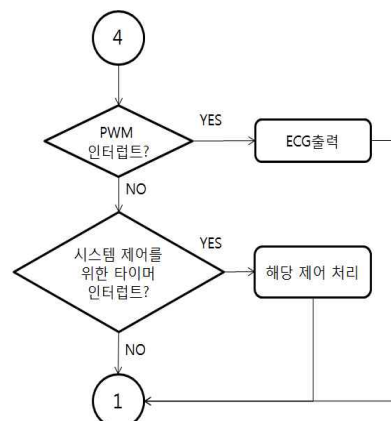


그림 7 타이머 인터럽트 처리

그림 7은 타이머 인터럽트 발생 시 해당 처리를

보여준다. PWM으로 설정된 타이머로부터 인터럽트가 발생되면 ECG 리듬을 발생시키고 실시간으로 발생하는 ECG 리듬을 그래픽 LCD(Liquid Crystal Display)에 그려준다. 앞서 언급한 타이머 외에 추가적으로 타이머 하나를 설정하였는데 이는 그래픽 LCD에 ECG가 그려지는 중에 인터럽트가 발생되면 그래픽이 깨지는 현상을 방지하기 위해 사용되었다. 버튼 입력 등으로 인해 상황이 바뀌는 경우 약간의 지연 후 해당 처리를 해주는 방식으로써 해결하였다.

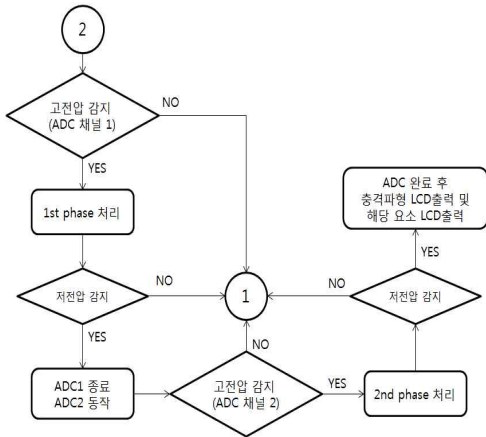


그림 8 충격파 수신

그림 8은 ADC 인터럽트 발생시 처리과정을 나타낸다. 그림 9는 bi-phasic 100J 충격파의 모양을 보여주는데 파형의 총 길이는 화면 상단에 표시되었고 충격파 최대 전압은 약1280V이다. 이와 같은 충격파의 특성을 고려하여 두 번의 고전압과 저전압이 감지되면 충격파가 감지되었다고 판정하며 이를 만족하지 못하면 고전압이 발생하였어도 충격파로 인정하지 않도록 설계하였다.



그림 9 충격파

3. 충격파의 정확한 측정을 위한 하드웨어의 구성

3.1 충격파의 에너지 측정

AED로부터 전달되는 충격파는 대부분의 시뮬레이터에서 비슷하거나 공통된 수식을 사용하여 계산되는데 수식 (1)과 같은 방식으로 계산한다.

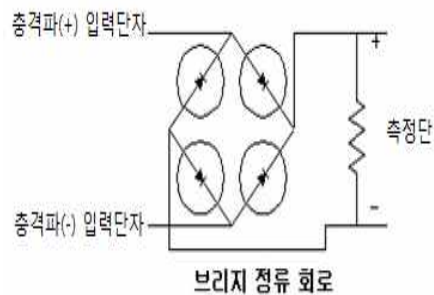
$$E = \int P dt = \int \frac{V^2}{R} dt = \int \frac{V^2 e^{-\frac{2t}{RC}}}{R} dt = \int \frac{(1870)^2 e^{-\frac{2t}{50 \times 10^{-6} \times 200 \times 10^{-6}}}}{50} dt$$

$$= 69938 \int e^{-333.333t} dt = -209.8 [e^{-333.333t}]_0^{8.8} = 199J \quad (1)$$

여기서 V는 1st phasic의 최대 전압, R은 인체 저항, C는 사용된 캐패시터의 용량을 나타내며, 최대전압 1870V를 가지는 200J의 충격파가 계산된 결과이다.

3.2 제안된 충격파 수신부

기존 시뮬레이터의 충격파 수신부는 충격파가 들어오는 순간 수신부를 통과한 충격파로 인해 외부 인터럽트가 발생하여 그 순간부터 일정 시간동안 ADC되는 전압수치를 처리함으로써 에너지를 계산하였다. 따라서 충격파가 수신된 것이 아닌 경우에도 외부 인터럽트를 발생시키는 조건이 만족되면 무조건적으로 충격파의 에너지를 측정하는 알고리즘이 실행되어 충격파의 감지 부분에 있어서 신뢰도가 떨어지는 문제를 가졌을 뿐만 아니라 50J이하의 충격파가 수신되는 경우 50J이하의 충격파의 1st phasic의 최대 전압이 외부 인터럽트를 발생시키지 못하는 경우도 빈번히 발생하는 문제 또한 가지고 있다. 그림 10은 브리지 정류 회로를 사용하는 기존의 시뮬레이터의 충격파 수신부를 나타낸다.



브리지 정류 회로

그림 10 기존 시뮬레이터에서 사용한 브리지 정류 회로

기존의 시뮬레이터는 그림 10과 같은 브리지 정류 회로를 수신부로 사용하기 때문에 저렴한 비용으로 간단히 구현할 수 있다는 장점을 가지고 있

지만 50J이하의 에너지를 가지는 충격파를 수신할 경우 다이오드로부터 발생하는 전압 강하로 인하여 외부 인터럽트 발생 조건을 충족시키지 못하거나 정밀한 에너지 측정이 어려워진다는 문제점을 갖고 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 본 논문에서는 그림 11과 같은 voltage follower[8]를 사용하여 충격파 수신부를 그림 12와 같이 설계하였다.

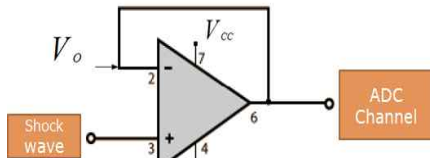


그림 11 Voltage follower

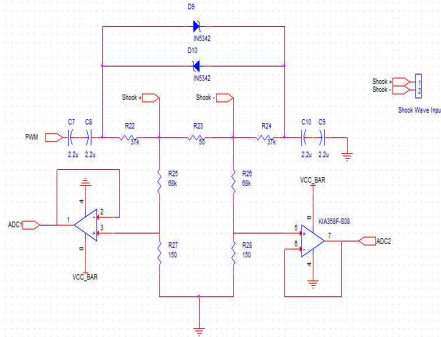


그림 12 Voltage follower를 적용한 충격파 수신부

제한된 방식은 그림 10과 같은 브릿지 정류 회로를 통과하지 않아서 다이오드로 인한 전압강하가 존재하지 않기 때문에 충격파의 온전한 에너지를 손실 없이 측정 할 수 있게 된다. 또한 voltage follower를 사용함으로써 수신부와 메인 회로의 사이에 저항이 무한대에 가까운 것으로 여겨지기 때문에 역전압, 쇼트 등의 임의의 고장으로부터 메인 회로를 보호할 수 있게 된다.

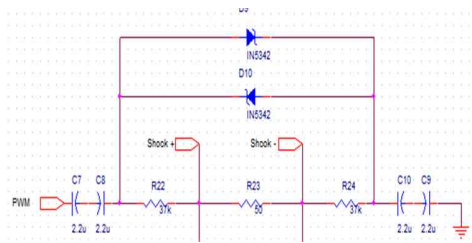


그림 13 Voltage follower를 적용한 충격파 수신부 상단

그림 13은 그림 12의 충격파 수신부 상단을 확대하여 나타낸 그림이다. 수신부 상단에서는 PWM을 통해 발생하는 ECG파형과 충격파 단자 사이의 신호가 섞이지 않도록 하기 위한 부분이다. 충격파 단자 사이의 저항은 인체 저항 값을 나타낸다.

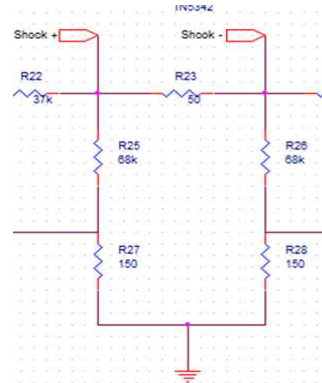


그림 14 Voltage follower를 적용한 충격파 수신부 중단

그림 14는 수신부 중단에 해당하는 부분으로써 충격파의 고전압 신호를 시뮬레이터가 받아들이기 위한 저전압 신호로 바꾸는 과정이다. 저항을 이용한 전압 분배는 1%오차를 가진 저항을 사용하여 정확도가 높고 저항의 비율을 변경함으로써 전압레벨을 쉽게 조절할 수 있으며 매우 저렴하게 구성할 수 있는 방법이다. 또한 신호를 두 개로 사용해야하는 이러한 상황의 경우 추가적인 회로의 구성이 없어도 저항만으로 원 신호와 위상이 반전된 신호를 얻을 수 있는 장점이 있다.

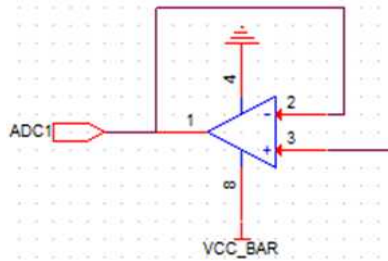


그림 15 Voltage follower를 적용한 충격파 수신부 좌측 ADC채널 1

그림 15는 충격파 수신부에서 ADC 채널 1에 연결된 좌측 부분이다. 우측은 동일한 회로가 ADC 채널 2에 연결되어 있다. 하나의 충격파 신호를 두 개의 채널로 받는 이유는 voltage follower 회로가 그림 15와 같이 4번 단자를 접지

로 연결하여 음의 전압이 모두 차단되어 온전한 형태의 충격파형을 받기 위해서는 그림 16과 같이 위상이 반전된 두 개의 신호가 필요하기 때문이다. 수신부 좌측과 우측의 voltage follower로 들어가는 충격파형은 그림 16과 같다.

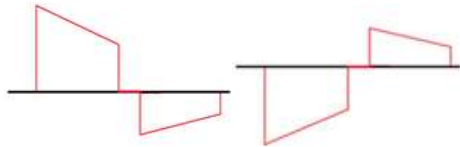


그림 16 voltage follower를 통과하기 전 충격파와 위상 반전된 충격파의 형태

그림 16의 충격파는 voltage follower를 통과하면서 음의 전압이 모두 없어지게 되므로 ADC 채널1에는 충격파의 1st phasic이 전달되고 ADC 채널2에는 충격파의 2nd phasic이 전달되어 시뮬레이터는 그림 17과 같이 온전한 충격파를 수신할 수 있다.



그림 17 voltage follower를 통과한 후 시뮬레이터가 계산하는 충격파의 형태

그림 17과 같이 얻어진 충격파 신호를 계산하는 과정은 ADC 채널 1에서 1st phasic의 시작부분(최대전압)을 모니터링 하여 이후 수신되는 전압이 반드시 시작부분보다 낮아야 하며 1st phasic의 끝나는 부분(최소전압)이후 일정시간 이내에 ADC 채널 2에서 수신되는 2nd phasic의 시작부분이 감지되어야 한다.

위와 같은 과정을 통해 충격파임을 판별한다. 만약 위의 조건중 하나라도 만족하지 못할 경우 잡음으로 판단하여 계산하지 않는다. 이 계산 과정은 100KHz 마다 샘플링되기 때문에 매우 정밀한 에너지 값을 얻을 수 있다.

4. 완성된 AED 시뮬레이터

그림 18은 본 논문에서 구현된 시뮬레이터의 전체적인 모습을 보여준다. 버튼을 통하여 ECG 리듬을 선택, 출력 여부 결정 및 전압 레벨을 조절할 수 있으며 그래픽 LCD를 이용하여 시뮬레이터의 동작 상태를 눈으로 확인할 수 있게 하였고 각

각의 파라미터들도 표시되도록 하였다. CU Medical사의 AED로 직접 테스트하여 기존의 시뮬레이터가 수행하는 모든 동작이 제대로 수행됨을 확인하였다[9].

개발된 시뮬레이터의 성능을 확인하기 위해 CU Medical사에서 제공해준 AED를 사용하여 충격파를 측정하였다. 다양한 에너지 값을 가지는 충격파를 시뮬레이터로 측정하여 그 결과를 표 1에 표시하였다.

표 1 AED 충격파 수신 5회 수행 결과(단위 : J)

충격파 에너지	1	2	3	4	5	평균 오차
1	1	1	1	1	1	0
50	49	51	50	49	50	2
150	148	148	152	151	151	1.8
200	196	199	198	202	201	1.4
360	361	359	362	361	361	1.2

추가적으로 20회까지 실시한 결과 측정오차는 $\pm 2\%$ 미만이었다. 이 결과는 CU Medical사의 AED 시뮬레이터의 평균 오차 $\pm 15\%$ (50J이하 측정 불가)[9]와 비교하면 매우 우수한 결과임을 알 수 있다.

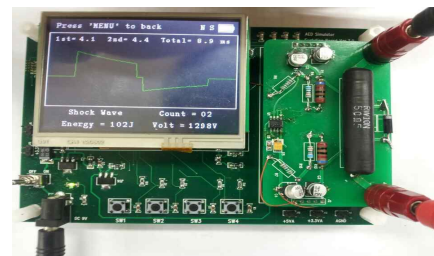


그림 18 AED 시뮬레이터

5. 결론

본 논문에서는 AED의 주요 동작과 기능을 검증하기 위해 Cortex-M4를 사용하여 고성능 AED 시뮬레이터를 구현하였다.

개발된 시뮬레이터는 그래픽 LCD와 버튼을 통해 사용자가 쉽게 조작할 수 있으며 동작 과정을 실시간으로 그래픽 LCD를 통해 확인할 수 있고 기존의 시뮬레이터가 가지는 모든 기능이 원활히 수행됨을 확인하였다.

기존의 시뮬레이터에서는 충격파 수신부가 다이오드를 활용한 브릿지 정류회로로 구성되어 다이오드로 인한 전압 강하로 인하여 낮은 에너지를 가지는 충격파를 수신하게 되는 경우 제대로 측정

되지 않았으며 외부 인터럽트 발생시 일정시간동안 무조건적인 에너지 측정이 이루어지기 때문에 잡음과 충격파를 구별하지 못하였는데 이는 에너지 측정을 하기위한 동작을 하드웨어적인 측면에서 모두 처리하려 하였기 때문이었다. 그러나 본 논문에서는 bi-phasic 형태를 가지는 충격파의 특성을 고려하여 voltage follower 회로를 이용한 새로운 충격파 수신부와 기존 시뮬레이터에서 하드웨어적으로 처리했던 부분들을 모두 소프트웨어적으로 처리한 수신 알고리즘을 제안하여 이러한 문제를 해결했다.

구현된 시뮬레이터의 충격파 측정 오차는 측정 범위 1~360J 내에서 $\pm 2\%$ 미만임을 실험을 통해 확인하였으며 $\pm 15\%$ 의 오차율을 가지는 기존의 시뮬레이터와 비교하여 충격파의 에너지를 매우 정밀하게 측정함을 보였다.

참 고 문 헌

- [1] 고한우, “제세동기 개발”, 한국표준과학연구원, 2차, 1994.
- [2] Texas Instruments, “Tiva TM4C123GH6PM Microcontroller data sheet”, *Texas Instruments*, 2014.
- [3] Texas Instruments, “Stellaris LaunchPad LCD Boosterpack EB-LM4F120-L35 User Guide”, *Texas Instruments*, 2012.
- [4] Texas Instruments, “ARM Cortex-M4 Processor Technical Reference Manual”, *ARM*, 2013.
- [5] Texas Instruments, “TivaWare Peripheral Driver Library USER’S GUIDE”, 2014.
- [6] Dave Wilson, “TivaWare Graphics Library Display Drivers”, *Texas Instruments*, 2013.
- [7] Dave Wilson, “Migrating Software Projects from StellarisWare to TivaWare”, *Texas Instruments*, 2013.
- [8] Thomas L. Floyd, *Electronic Devices*, *Prentice Hall*, 1996.
- [9] (주)씨유메디칼시스템, “CU-SMI Operation Manual”