

## 체외 전기자극기가 심장에 미치는 영향의 분석 및 평가<sup>§</sup>

김문수<sup>\*†</sup>, 최성욱<sup>\*</sup>

\* 강원대학교 기계의용공학과

### Analysis of an External Stimulator's Impact on the Heart

Mun Soo Kim<sup>\*†</sup> and Seung Wook Choe<sup>\*</sup>

\* Dept. of Medchancial & Biomedical Engineering, Kangwon Nat'l Univ.

(Received April 28, 2011 ; Revised September 20, 2011 ; Accepted September 27, 2011)

**Key Words:** Medical Stimulator(의료용자극기), Electric Stimulator(전기 자극기), Bi-Phasic Pulse(양극 펄스), Stimulation Effect(자극 효능)

**초록:** 의료용 자극기는 병원과 가정에서 환자의 통증 경감 및 재활 치료를 위해 사용되는 의료기기이다. 전기자극기의 자극 펄스가 심장에 유입되면 부정맥 및 심실세동 등의 심각한 부작용을 초래할 수 있다. 의료용 자극기에서 공급하는 자극 펄스의 전달 거리를 측정하고 심장이 전기 자극의 위험 범위 밖에 위치하도록 자극의 크기 및 자극 부위를 제한할 필요가 있다. 전기 자극기는 초당 60 회의 빈도로 0.001Joule 전기 펄스를 가하도록 설계되었다. 전기 자극기의 성능 및 인체에 미치는 영향을 측정하기 위해 생리 식염수를 이용한 생체 조직의 모델을 제작하였고, 이를 이용하여 거리에 따른 전기장의 감쇄 정도를 측정하였다. 본 연구에서 개발한 전기 자극기를 동물실험에 적용한 후 심장 주변에 전기자극을 가했을 때 심장에서 나타나는 위험요인을 관찰하고 직류전류가 흘렀을 때 심장에서 나타나는 현상과 비교하였다.

**Abstract:** Electric stimulators are used for various treatments, such as for pain relief and to improve rehabilitation in and out of the hospital. However, if the stimulation pulse affects the patient's heart, it can cause critical cardiac disorders such as arrhythmia or ventricular fibrillation. As a result, it must be ensured that the transmission length of the stimulation pulse does not exceed the proper range in the design of an electric stimulator. Furthermore, every anticipated risk factor must be monitored in in-vitro and in-vivo experiments. A new stimulator was designed to supply continuous 0.001 J stimulation pulses at a rate of 60 pulses per second. To evaluate the safety of the new electric stimulator and to measure its energy transfer and pulse transmission length, we built a conduction model that was filled with saline and measured the electric field at various positions in response to real stimulations. In an animal experiment with two pigs, heart disorders were induced by applying electric stimulation to tissues near the heart. These heart disorders were different from the result obtained with 9 V DC stimulation.

### 1. 서론

의료용 자극기는 부작용 및 후유증이 적고 치료 효과가 빠르게 나타나며, 사용이 간편하기 때문에 통증치료 및 재활, 생체제어 및 장기활성화 등의 분야에서 사용 빈도가 점차 증가하고 있으며 기존의 약물 요법을 대체하는 유망한 치료 방법으로 발전하고 있다.<sup>(1,2)</sup>

의료용 자극기가 병원과 가정에서 활용도가 점차 높아지고 있기 때문에 사용하는 대상이 광범위하게 확대되고 있으나 자극 펄스가 넓은 범위로 유입되면 감각기나 신경을 자극 하여 통증을 유발할 수 있으며 특히 심장에 전기 펄스가 유입되면 부정맥을 유발 하거나 심실 세동을 일으키는 등의 심각한 피해를 줄 수 있는 위험 요소를 가지고 있으므로 전기 자극기의 안전성 및 신뢰성을 향상시키기 위한 체계적인 연구가 필요하다.

본 연구에서 개발된 전기 자극기는 한 부위만을 자극하는 기존의 전기자극기와 달리 통증의 크기 및 위치를 자유롭게 바꾸기 위해 건식전극을 장착하였다. 본 실험에서 사용한 전기자극의 형태는

<sup>§</sup> 이 논문은 2011년도 대한기계학회 바이오공학부문 춘계 학술대회(2011. 4. 28.-30., 포항공대) 발표논문임

<sup>†</sup> Corresponding Author, mskim86@kangwon.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

최근 국내외에서 재활 등의 목적에 자주 사용되는 전기자극기(CHENS SCENAR)의 펄스와 같은 파형을 채택하였는데, 파형의 형태는 Biphasic pulse 이며 초반은 Truncated Exponential 펄스이고 후반은 impulse 펄스의 형태를 띄고 있다. 이러한 Biphasic Truncated Exponential 펄스와 impulse 펄스는 각각 체외 제세동장치와 이식형 제세동기에 사용되는 파형이며 이러한 자극 파형은 monophaic pulse 에 비해 적은 출력으로도 심장에 효율적인 자극을 가하는 것으로 알려져 있다.<sup>(3)</sup> 따라서 본 연구에서는 전기자극이 심장에 영향을 줄 수 있는 위험 범위를 분석하고 거리에 따라 전기 자극의 에너지가 도달 정도를 측정하고자 한다.

본 연구를 통해 자극의 세기 및 전달 경로의 길이를 측정하기 위한 체외 실험 방법을 개발하고 새로운 전기 자극기의 전극 형태에 따른 출력의 크기 및 전달 깊이에 대하여 분석하며, 동물실험을 통하여 자극 펄스의 안전성 및 위험성을 평가하고자 한다.

## 2. 재료 및 방법

### 2.1 전기 자극기의 구조

전기 자극기는 Power Amplifier 와 Micro Controller Unit(MCU), Digital to Analog Converter (DAC), Pulse Generator, 전극 등으로 구성된다. MCU 에서 DAC 를 통하여 Current Controller 에 걸리는 전류를 제어하고 Pulse generator 에서 일정 전류가 형성되면 스위치를 이용하여 impulse 형태의 pulse 를 발생시킨다. 이때 발생된 자극 펄스는 건식 전극을 통하여 환자의 피부에 pulse 가 가해진다. 9V 배터리를 전원으로 사용하며 MCU 의 구동 전원이 5V 이므로, step down converter 를 이용하여 전원을 공급하였다.

전극은 자극 펄스를 공급하는 활성전극과 자극 펄스가 주변 조직으로 흘러가는 것을 차단하기 위한 차단 전극(reference electrode)<sup>(4)</sup>으로 구성되어

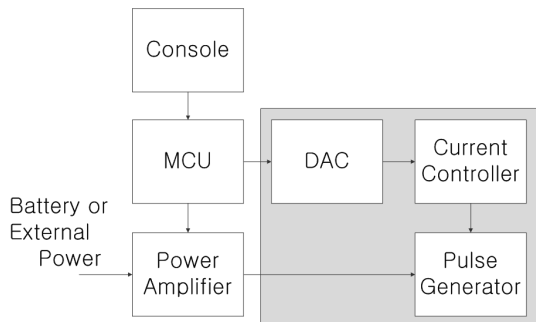


Fig. 1 Block Diagram of electric stimulator

있으며 활성 전극을 차단 전극이 에워싸고 있는 형태로 설계되었으며 스테인레스로 제작되었다.

또한, 초당 60 회의 속도로 0.001 Joule 의 전기 펄스를 가하여 Biphasic Truncated Exponential 형태의 자극 펄스를 발생 시키도록 설계하였다.

### 2.2 자극 파형의 전달 거리 측정

전기자극의 전달 범위를 측정하기 위해 생체의 임피던스와 유사한 재질로 만든 실험장치의 제작이 필요하다. 혈액의 저항성은 150 Ω/cm 이며 골격은 300 Ω/cm 이고, 지방은 혈액이나 근육에 비해 매우 높은 임피던스를 가지고 있는<sup>(5)</sup> 임피던스가 클 경우 자극 펄스의 에너지는 조직에 흡수되고 다른 부위로 전달되지 않기 때문에 혈액과 같이 임피던스가 낮고 자극 펄스를 잘 전달해주는 생리식염수를 이용하여 위험 범위 및 전송된 에너지 양을 측정하였다.

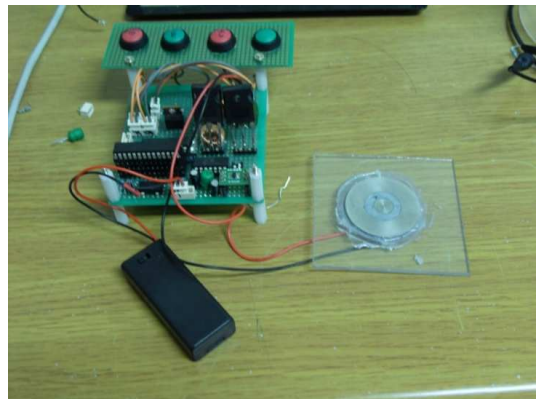


Fig. 2 Electric stimulation pulse generator & electrode

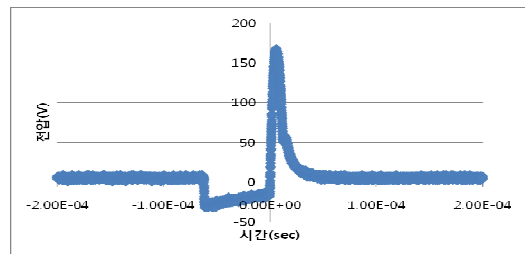


Fig. 3 Waveform of stimulation pulse

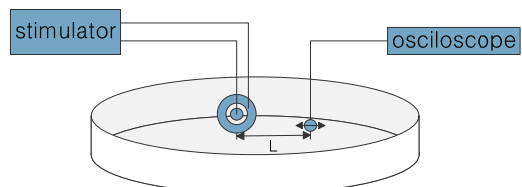


Fig. 4 Measurement of pulse according to length

자극 파형의 전달 경로를 파악하기 위해 생리식염수에서 활성전극과 차단 전극 사이에서 거리에 따른 자극 펄스 파형의 변화를 Oscilloscope 를 이용하여 측정하였다.

피부 표면을 통하여 자극 펄스가 reference 전극에 의해 펄스 전달이 차단되는지 검증하기 위해 수조에 전극을 넣고 생리식염수를 전극이 잠길 정도로 채운 후 전극에서 자극 펄스를 발생시켰을 때, reference 전극 밖으로 펄스 파형이 전달되는 여부를 측정하였다.

피부 속으로 자극 펄스가 전달되는 깊이를 측정하기 위해 생리 식염수로 채워진 수조에 전극을 넣고 Oscilloscope probe 와 활성 전극과의 거리에 따른 자극 펄스의 변화를 측정하였다. 전극과 측정하는 probe 와의 거리는 0mm, 5mm, 10mm 떨어졌을 때, 2 초 동안에 발생하는 자극 펄스를 기록하였다.

60Hz 의 자극 펄스를 2 초 동안 Oscilloscope 로 측정하게 되면 ADC(Analog-Digital conversion) 과정에서 측정값의 손실이 발생 하므로 op.amp 를 이용하여 자극 펄스를 측정할 수 있는 필터를 제작하여 probe 에 설치한 후 각 3 회 측정하였다.



Fig. 5 in-vivo for safety verification of pulse

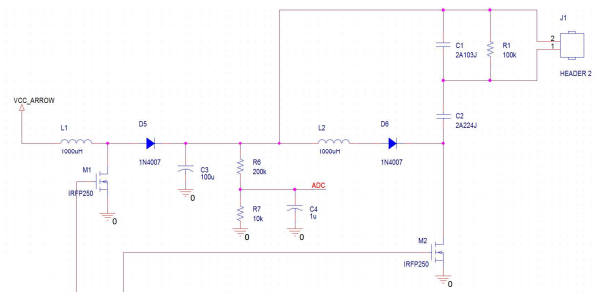


Fig. 6 circuit for measurement of pulse

### 2.3 자극 펄스의 안전성 검증

전기 자극 펄스가 차단 전극을 이용하여 국소부위에 자극 펄스를 전달하지만 심장과 같은 원하지 않는 부위에 전달될 경우 부정맥이나, 심실 세동을 일으키는 등 심각한 부작용을 초래할 수 있다. 전기 자극 펄스가 실제 생체에 미치는 위험 요인을 분석하기 위하여 40kg 의 생후 85 일된 돼지 (Mongrei)에 전기 자극 펄스를 주었을 때 ECG 의 변화를 관찰하였다. 돼지의 흉곽이 인체에 비해 두꺼우며 체지방이 높아 흉부 자극을 통한 실험만으로 심장에서 나타나는 전극을 돼지의 복부, 흉부, 개흉 후 심장 부근에 가까이 하였을 때 자극 펄스로 인해 부정맥 또는 심실 세동이 유발 가능한지 관찰하였다.

자극 파형의 주파수를 1Hz 와 60Hz 로 실험하였으며, 9V 의 DC 전압을 심장에 가하였을 때 ECG 의 변화를 관찰하였다.

## 3. 결과

### 3.1 자극 파형의 전달 거리 측정

수조에 잠긴 활성 전극에서 자극 펄스가 가장 크게 측정 되었으며, 차단 전극을 벗어나는 경우 자극 펄스는 측정되지 않았다.

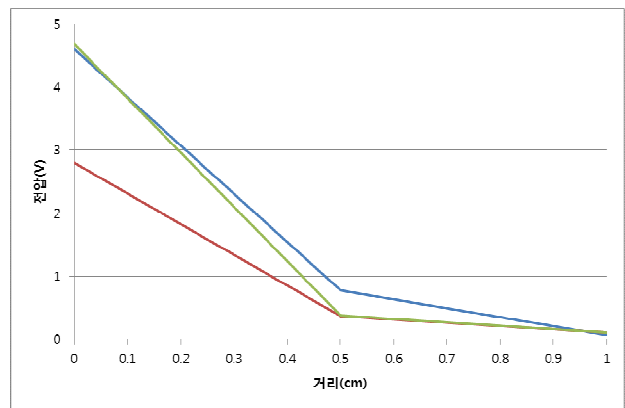


Fig. 7 Measurement of voltage according to length

전극과 probe 의 거리에 따른 자극 펄스는 전극에 거의 접하였을 때 최대 4.6V 의 펄스파형이 측정 되었으며 10mm 떨어졌을 경우 0.1V 미만으로 낮게 측정되었다.

측정 된 값의 평균 감쇄율은  $e^{-3.746} = 0.024$ 로 계산 되었으며, 감쇄율을 이용하여 에너지가 1% 미만으로 낮아지는 거리는 6mm 이상, 1.2cm 이상 떨어졌을 경우 에너지는 0.01%로 감소한다.

### 3.2 자극 펄스의 안전성 검증

돼지의 복부 및 흉부에 전기 자극을 가하였을

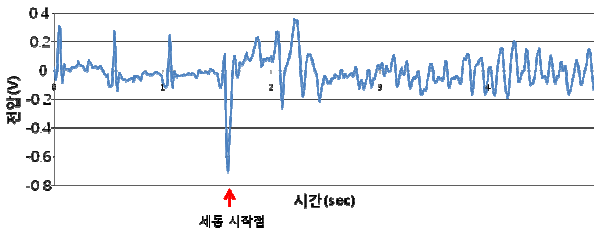


Fig. 8 ECG when permit battery of 9V at heart

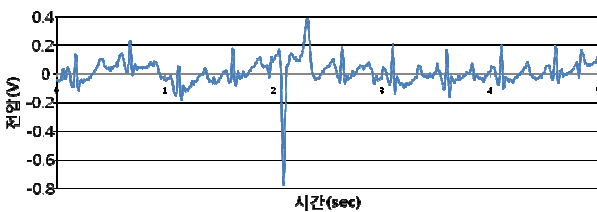


Fig. 9 ECG when permit stimulation pulse of 1Hz at heart

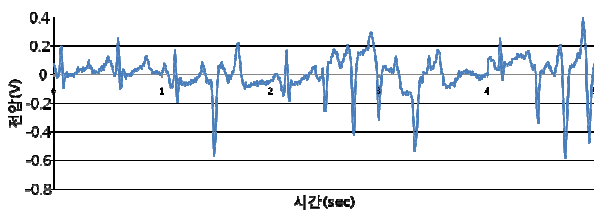


Fig. 10 ECG when permit stimulation pulse of 60Hz at heart

때 ECG의 변화는 보이지 않았다.

개흉한 돼지의 심장 부근에 자극 펄스 및 9V 전원을 인가하였을 때 ECG의 변화가 나타났다.

주파수가 1Hz 인 전기 자극 펄스를 심장에 가하였을 때, ECG 파형에서 일시적으로 파형이 왜곡되는 것이 측정되었다. 자극 주파수에 비해 왜곡되는 현상의 비율은 10% 미만으로 나타났다.

주파수가 60Hz 인 전기 자극 펄스를 심장에 가하였을 때, 1Hz 일 때보다 파형의 왜곡이 심하게 발생하였다. 부정맥과 유사한 파형이 검출되었으나 자극 펄스가 정지되면 정상적인 ECG 파형을 회복하였다.

9V의 DC 전압을 돼지 심장에 가하였을 때, 심실 세동이 발생하였다. 전압을 공급함과 동시에 심실 세동이 발생하는 것을 볼 수 있었다.

#### 4. 토 의

자극 펄스가 활동 전극에서 가장 크게 측정되고 차단 전극으로 갈수록 줄어드는 것은 두 전극이 국소적으로 피부에 자극을 할 수 있다는 것으로 해석할 수 있다. 전기 자극이 피부를 통하여 원하

지 않는 부위로 전달되는 것은 차단 할 수 있을 것으로 보인다. 자극이 전달 되는 깊이를 측정하는 경우 피부로부터 1.2cm 가 넘어갈 경우 자극 펄스가 0.01% 전압이 떨어지는 것을 볼 수 있었다. 자극 펄스가 줄어드는 것은 자극이 피부에 전달되며 피부 속으로 깊게 들어가지 않을 것이라 예상 가능하다.

동물실험에서, 자극 펄스가 복부 및 흉부에 전달 되었을 때, 심장에 직접적으로 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

개흉 후 심장 부위에 자극 펄스를 가하였을 때 전기 자극에 의해 심장에 발생할 수 있는 장애의 가능성이 나타났다. 자극 펄스가 발생이 되면 부정맥과 유사하게 ECG 가 왜곡 되는 현상이 발생했지만 자극을 멈추었을 때, 기존의 ECG 파형으로 회복하는 것으로 보아 9V에 비해 심장에 가해지는 전기적 충격이 적은 것으로 볼 수 있다. 또한 피부 속으로 깊게 들어가지 않을 것이라 예상되므로 피부에서 자극할 때 심장에 자극 펄스가 전달되지 않을 것으로 예상되지만 전달 될 경우 심장에 무리를 줄 수 있을 정도의 전기적 충격이 예상된다.

#### 5. 결 론

본 논문에서는 인체 활동전위와 유사한 Biphasic Truncated Exponential 전기 자극 펄스를 개발하고, 전기 자극이 심장에 가해졌을 때 나타날 수 있는 위험요인을 분석해 보았다.

생리 식염수를 이용한 전기 자극의 전달 시험에서는 차단전극 밖의 피부를 통하여 자극 펄스가 전달되지 않고, 1.2cm 이상 떨어진 곳에는 0.01%의 에너지만 전달됨으로 생리 식염수 보다 임피던스가 높은 흉부에서 피부 속 깊은 조직까지 자극 펄스가 전달되지 못할 것이다.

하지만 심장에 직접적으로 자극을 받았을 때, 심실 세동이 유발되지는 않았지만 ECG 가 왜곡되는 부정맥이 유발되는 것으로 나타났으며, 펄스의 안전성을 파형에 따라 비교 분석하는 추가적인 연구가 필요하다.

#### 후 기

본 과제(결과물)는 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 광역경제권 선도산업 인재양성사업의 연구결과입니다.

참고문헌

- (1) Koyuncu, E., Nakipoğlu-Yüzer, G. F., Doğan, A. and Özgürin, N., 2010, The Effectiveness of Functional Electrical Stimulation for the Treatment of Shoulder Subluxation and Shoulder Pain in Hemiplegic Patients: A Randomized Controlled Trial, *Disabil Rehabil*, 32, pp. 560~566.
- (2) Velasco, F., Carrillo-Ruiza, J. D., Castro, G., Argüelles, C., Velasco, A. L., Kassiana, A. and Guevara, U., 2009, Motor Cortex Electrical Stimulation Applied to Patients with Complex Regional Pain Syndrome, *Pain* 2009, Volume 147, pp. 91~98.
- (3) Bardy, G. H., Gliner, B. E., Kudenchuk, P. J., Poole, J. E., Dolack, G. L., Jones, G. K., Anderson, J., Troutman, C. and Johnson, G., 1995, Truncated Biphasic Pulses for Transthoracic Defibrillation, *Circulation*, 1995, 91, pp. 1768~1774.
- (4) Mylius, V. and Kunz, M., 2008, Elisabeth Hennighausen, Stefan Lautenbacher, Karsten Schepelmann, Effect of Ageing on Spinal Motor and Autonomic Pain Responses, *Elsevier*, 446, pp. 129~132.
- (5) Baker, LE, 1989, Principles of the Impedance Technique, *IEEE Eng. Med. Biol.*, pp. 11~15.
- (6) Kwon, W. H. and Vrova, G., 1981, Effects of Low-Frequency Electrical Stimulation on Fast and Slow Muscles of the Rat, *Pflugers Archiv*, 391, pp. 200~207.
- (7) White, P. F., Graing, W. F., Vakharia, A. S., Ghoname, E.-s. A., Ahmed, H. E. and Hamza, M. A., 2000, Percutaneous Neuromodulation Therapy: Does the Location of Electrical Stimulation Effect the Acute Analgesic Response?, *Anesth Analg*, 91, pp. 949~954.
- (8) Ghoname, E.S., Craig, W.F., White, P.F., Ahmed, H.E., Hamza, M.A., Gajraj, N.M., Vakharia, A.S. and Noe, C.E., 1999, The Effect of Stimulus Frequency on the Analgesic Response to Percutaneous Electrical Nerve Stimulation in Patients with Chronic Low Back Pain, *Anesth Analg*, 88(4), pp. 841~846.