

# ZigBee를 이용한 뇌졸중 치료용 무선 전기 자극기 개발

김국화<sup>1</sup>, 유문호<sup>2,3</sup>, 신용일<sup>4</sup>, 김형일<sup>5</sup>, 김남균<sup>2</sup>, 양윤석<sup>2,6</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 대학원 의용생체공학과

<sup>2</sup>전북대학교 생체정보공학부

<sup>3</sup>전북대학교 실버공학연구소

<sup>4</sup>원광대학교 의과대학 재활의학과

<sup>5</sup>전주 예수병원 신경외과

<sup>6</sup>전북대학교 헬스케어기술개발사업단

(Received November 22, 2006. Accepted December 21, 2006)

## Development of Wireless Neuro-Modulation System for Stroke Recovery Using ZigBee Technology

G.H. Kim<sup>1</sup>, M.H. Ryu<sup>2,3</sup>, Y. I. Shin<sup>4</sup>, H. I. Kim<sup>5</sup>, N.G. Kim<sup>2</sup>, Y.S. Yang<sup>2,6</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.

<sup>2</sup>Division of Bionics and Bioinformatics, Chonbuk National Univ.

<sup>3</sup>Bioengineering Research Center for the Aged, Chonbuk National Univ

<sup>4</sup>Dept. of rehabilitation, Wongwang Univ.

<sup>5</sup>Neurosurgery, Jeon-Ju Jesus Hospital

<sup>6</sup>Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk National Univ.

### Abstract

Stroke is the second most significant disease leading to death in Korea. The conventional therapeutic approach is mainly based on physical training, however, it usually provides the limited degree of recovery of the normal brain function. The electric stimulation therapy is a novel and candidate approach with high potential for stroke recovery. The feasibility was validated by preliminary rat experiments in which the motor function was recovered up to 80% of the normal performance level. It is thought to improve the neural plasticity of the nerve tissues around the diseased area in the stroked brain. However, there are not so much research achievements in the electric stimulation for stroke recovery as for the Parkinson's disease or Epilepsy.

This study aims at the developments of a wireless variable pulse generator using ZigBee communication for future implantation into human brain. ZigBee is widely used in wireless personal area network (WPAN) and home network applications due to its low power consumption and simplicity.

The developed wireless pulse generator controlled by ZigBee can generate various electric stimulations without any distortion. The electric stimulation includes monophasic and biphasic pulse with the variation of shape parameters, which can affect the level of recovery.

The developed system can be used for the telerehabilitation of stroke patient by remote control of brain stimulation via ZigBee and internet. Furthermore, the ZigBee connection used in this study provides the potential neural signal transmission method for the Brain-Machine Interface (BMI).

**Key words :** ZigBee, stroke, rehabilitation, brain stimulator

### 1. 서론

뇌졸중은 의학용어로 stroke 또는 CVA(CerebroVascular Accident)라 하며, 급작스런 뇌 혈류 장애에 의한 의식소실, 반신마비, 언어장애 등의 국소적 신경장애 증상을 일으킨 상태를 말한다. 우리나라 인구 1,000명당 5.73명, 특히 65세 이상에서

This research was supported by the Ministry of Commerce, Industry and Energy Development through Core Technology Development Program.

Corresponding Author : 양윤석

전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14, 전북대학교 공과대학 생체정보공학부

Tel : +82-63-270-4068 / Fax : +82-63-270-2247

E-mail : ysyang@chonbuk.ac.kr

39.85명의 높은 유병율을 보이고, 발병 후 의식을 되찾더라도 평균적으로 30~40% 정도에서는 반신마비, 언어장애, 치매 등의 후유증을 유발하여, 35세 이상 장애인의 1/3을 점유하고 있다. 또한 미국의 경우만 매년 70여만 명의 뇌졸중 환자가 발생하고, 이중 수십만 명이 심각한 장애를 갖게 된다[1][2]. 사회적으로도 뇌졸중이나 뇌 손상 후에 발생하는 뇌기능저하의 증상들은 인간의 삶의 질을 저하시키는 중요한 원인인데, 인간의 수명이 증가함에 따라 뇌졸중의 발생빈도도 현저하게 증가되고 있다. 과거보다 사망률은 감소되었으나 상대적으로 장애율은 계속 증가하고 있어 국가와 사회에 큰 부담이 되고 있어 뇌졸중의 후유증 장애는 환자 본인 뿐만 아니라 가족 모두에게 심리적·사회적·경제적 부담을 주게 되어 뇌졸중 장애 극복을 위한 치료기술의 개발이 절실히 필요하다[3].

현재 뇌졸중으로 인한 편마비 및 언어 장애 환자에 대한 검증된 유일한 치료법은 운동요법에 의한 재활치료이다. 뇌 손상을 위한 운동치료는 다른 질환에 비하여 노력과 시간이 상대적으로 더 많

이 요구되나, 이로 인한 기능 회복은 대부분의 경우 정상 기능의 70% 이하여서 노력과 투자한 시간에 비하여 치료의 효과가 상대적으로 적은 것으로 알려져 있다.

뇌졸중의 정도와 회복은 손상부위와 손상 뇌 반구의 위치, 경색의 크기와 부차적 순환 (Collateral circulation)과 연령에 따르게 된다. 일반적으로 신경회복은 3~6개월 사이에 가장 많이 일어나며, 그 후 9개월에서 12개월까지는 특히 뇌출혈 환자에서 완만한 회복을 기대할 수 있어 신경회복이 가능한 3~6개월 사이에 효과적인 재활 프로그램이 필요하다[4].

최근 뇌졸중에 따른 기능 손상을 병변 부위의 폭 넓은 전기 자극을 통해 회복시키고자 하는 연구가 진행되고 있으며, 본 연구진의 동물 실험에 의한 사전 연구를 통해 그 효과가 일부 검증되었다[5].

전기자극이 뇌졸중에 따른 손상을 보상하는 기전은 아직 정확히 밝혀지지 않았으나, 가장 유력한 설명은 전기 자극이 뇌의 가소성을 증진시키고, 손상된 세포 부근에서 진행되는 광범위한 조직 과

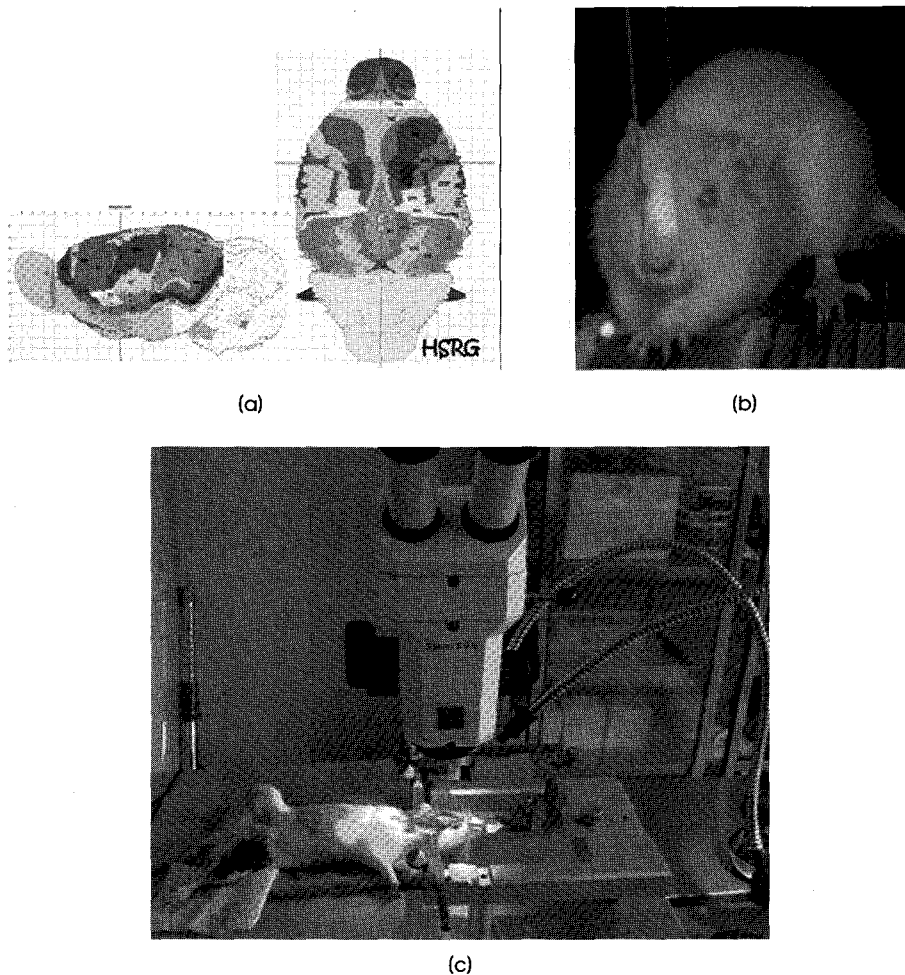


그림 1. 전기 자극의 효과를 사전 검증하기 위한 동물 실험. (a) rat 의 뇌 지도, (b) 운동기능의 정량적 평가를 위한 Single pallet reaching task (SPRT) 방법, (c) photo-thrombotic infarction 에 의한 뇌졸중 유발.

Fig. 1. Preliminary animal experiment to verify an effect of electric stimulation, (a) the brain map of a rat, (b) single pallet reaching task (SPRT) method to estimate motion skill, (c) stroke induction by photo-thrombotic infarction

사를 일부 방지하는 것으로 생각되고 있다. 참고로 뇌 가소성이란 뇌졸중 등으로 손상된 뇌기능을 다른 정상 뇌 부위가 보상하는 것을 일컫는다. 결과적으로 뇌졸중 발생 시 전기 자극을 통하여 병변 부근의 손상되지 않은 뇌 신경망을 최대한 보존하고 이를 기능적으로 재구성하는 가소성 증진을 도와 손실된 뇌기능의 회복이 일어나게 함으로써 장애의 정도를 감소시키는 것으로 설명할 수 있다[6-8]. 아울러 전기 자극술을 기존의 운동 치료와 병행 한다면 재활의 효과는 더욱 커질 것으로 예상된다.

참고로, 다른 종류의 뇌 질환인 파킨슨병이나 Epilepsy 환자의 경우, 뇌의 직접적인 전기 자극을 통해 병변의 증세를 완화하거나, 발작을 사전에 차단하는 방법이 연구[9-10]되어 왔으며, 이에 기반하여 인체의 뇌에 삽입하는 상용화된 전기자극 기기와 이의 기술도 가능한 상황이다. 그러나 뇌졸중의 경우 전기 자극을 이용한 보편화된 치료 방법은 아직 보고된 바 없으며, 이에 대한 연구 역시 그 사례가 거의 없다.

한편 기존의 뇌에 삽입된 전기 자극기는 적절한 제어를 위해 마그네틱 및 근거리 RF ID 기술을 채택하고 있으나, 이는 삽입 부분에 외부의 제어를 근접시켜야만 기능의 설정 및 변경이 가능하다는 제약이 있다.

본 연구에서는 뇌졸중의 회복을 위한 다양한 형태의 자극을 발생시킬 수 있는 소형의 전기 자극기를 개발하고, 이를 무선통신 모듈과 결합하여 인체의 외부에서 제어할 수 있도록 하는 것을 목표로 하였다. 무선 통신 모듈로는 대표적인 무선 개인 네트워크 (WPAN) 기술의 하나인 ZigBee 통신을 이용하여 기존의 근접 통신방식에서 오는 거리상의 제약을 극복할 뿐 아니라, 인터넷과 연결된 원격 재활 치료 및 향후 양방향 데이터 통신의 기반을 제공함으로써 뇌신경 신호를 이용한 뇌-기계 접속 (Brain-Machine Interface) 기술로 확장할 수 있도록 하였다.

## II. 재료 및 방법

### A. 사전 연구 결과 (Preliminary animal study result)

뇌졸중 회복에 있어 전기 자극의 효과를 검증하기 위한 사전 연

구로서, rat 을 이용한 동물 실험을 수행하였다. 20 마리의 rat 에 대하여 photothrombotic infarction 방법에 의해 rat 의 앞다리를 관장하는 뇌의 운동 영역에 인위적으로 뇌졸중을 유발 시킨 후, 전기 자극을 위한 전극을 삽입하는 수술을 시행하였다. 전극 삽입의 위치는 그림 1에 나타난 바와 같이 손상된 뇌 피질의 뇌막 위에 오도록 시술하고 bone cement 등으로 두개골에 고정시킨 후 각각 전기 자극기를 연결하였다. 시술된 rat 을 전부 3 그룹 (no stimulation, anodal stimulation, cathodal stimulation) 으로 나누어 서로 다른 형태의 전기 자극을 가한 후 각 그룹의 운동 기능의 회복 결과를 비교하였다. 운동 기능의 정량적 평가를 위해서는 앞 다리의 사용 정도를 정량적으로 계측할 수 있는 single pallet reaching task (SPRT) 를 이용하였다. 그림 2에서 보는 바와 같이 뇌졸중 후 전기 자극을 가한 그룹은 평균적으로 정상 기능의 80% 에 이르는 회복률을 보여, 전기 자극을 가하지 않은 그룹의 50% 정도 회복률에 비해 높은 결과를 나타내었다. Anodal 및 cathodal 자극에 따른 결과는 다소 차이가 있으나 유의한 수준은 아니었다.

### B. 무선 통신 연결 및 시스템 개발

#### ZigBee 통신 모듈

사전 연구 결과에서 확인한 바를 바탕으로 하여 무선 전기 자극이 가능한 실험 구성과 향후 인체내 삽입을 목표로 한 무선 전기 자극기를 개발하였다.

무선 통신을 위한 방법으로는 현재 무선 개인 네트워크, 홈 네트워크 등에서 채택되고 있는 ZigBee 통신을 이용하였다. ZigBee 무선 통신은 최대 250Kbps의 전송 속도, 저전력, 간단한 구조 및 연결성을 제공하여, 20m 이내의 작은 범위 내에서 무선 연결을 요구하는 분야에 적합하도록 표준화 되어 있다. 특히 낮은 전력을 소모하는 IEEE 802.15.4 PHY 및 MAC 계층 위에 가벼운 ZigBee Protocol Stack을 구현하여 전력 소모 측면에서 효율성이 있어 배터리가 수개월에서 수년 동안 지속될 수 있는 장점을 가지고 있으므로 개인 무선 통신 환경 하의 저속 무선 데이터 통신을 위한 가장 경제적인 솔루션이라고 할 수 있다[11]. 참고로 본 연구에서 목표

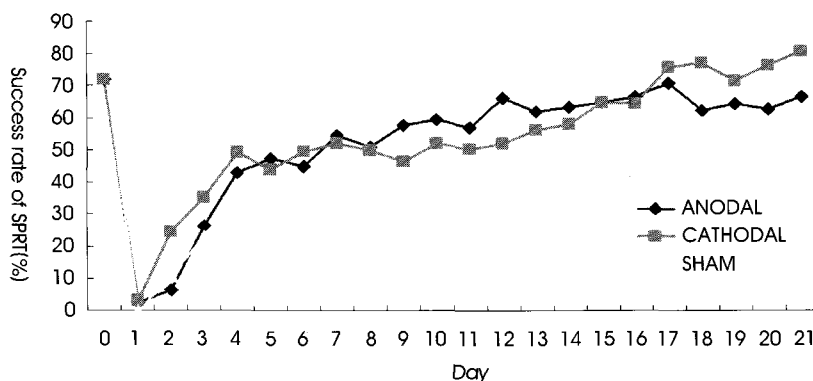


그림 2. Stroke 유발 rat 에 대하여 전기 자극을 가하지 않은 그룹 (SHAM) 과 ANODAL 및 CATHODAL 전기 자극을 가한 그룹의 운동기능 회복 정도.  
 Fig. 2. Recovery rate of 3 groups of stroke induced rat (no electric stimulation group (SHAM), ANODAL stimulation group, CATHODAL stimulation group)

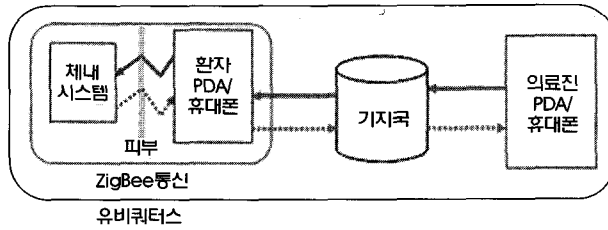


그림 3. ZigBee 와 무선 홈 네트워크를 결합한 원격 재활 치료 모델  
 Fig. 3. A tele-rehabilitation model based on ZigBee combined with wireless home network

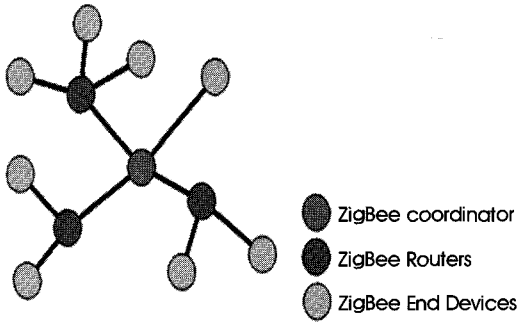


그림 4. 집단 원격 재활을 위한 네트워킹 모델  
 Fig. 4. Network model for group tele-rehabilitation

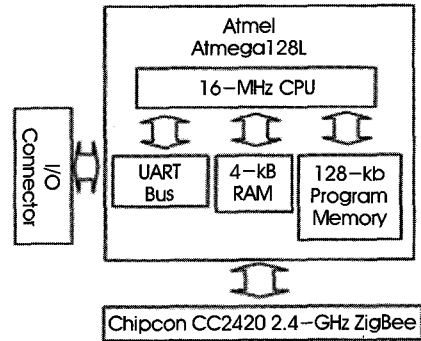
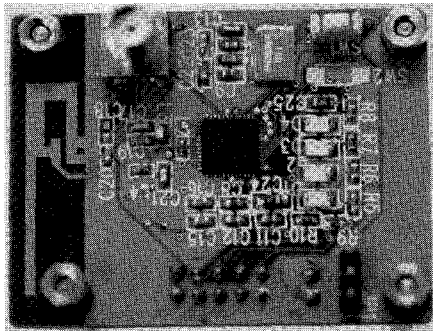
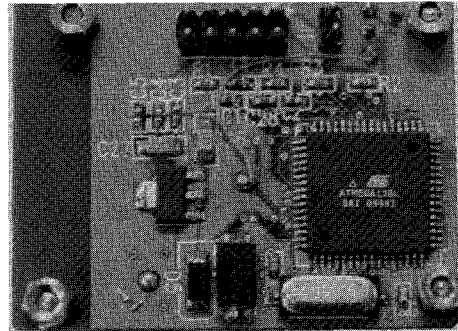


그림 5. 통신 모듈의 구성도  
 Fig. 5. Schematic of the communication module



(a)



(b)

그림 6. 자극 신호 수신부의 통신 모듈, 크기: 30x40x10.2 (mm), 무게: 12.7 (g), a) 상층, b) 하층  
 Fig. 6. The communication module of stimulation signal receiver, size: 30x40x10.2 (mm), weight: 12.7 (g), a) top layer, b) bottom layer

로 하고 있는 전기 자극에 의한 뇌졸중 치료는 손상된 신경회복이 가장 활발한 최장 6개월의 기간이면 충분하므로, ZigBee 의 적은 전력 소모는 전기 자극에 필요한 전력 소모 이외의 무선 통신에 따른 전력 소모를 최소화 하여, 배터리 소모에 따른 별도의 충전이나 배터리 교체를 위한 추가적인 수술의 필요성을 줄일 수 있다.

향후 뇌-기계 접속 기술을 위한 뇌 신경 신호의 전송을 고려할 때, ZigBee 의 이용은 기존 neural-recording 시스템의 문제점인 안테나 방향성과 제어기와의 거리에 대한 문제점을 해결할 뿐 아니라[12], 무선으로 송수신되는 데이터의 보안이나 다양한 네트워크의 구성 등 작은 통신 모듈의 규모에 비해 상대적으로 여러 가지

이점이 있다.

ZigBee 는 하나의 코디네이터(Coordinator)를 중심으로 다수의 허브나 노드가 연결된 네트워크를 구성할 수 있으므로, 디지털 무선 홈 네트워크와 결합한 그림 3과 같은 원격재활 치료도 가능하다. 다른 무선 네트워크 방식에 비해 보다 쉽게 네트워킹이 가능하며, 이 때 여러 개의 라우터가 연계되어 그림 4와 같은 Cluster- Tree Network 가 구성되어 집단 원격재활을 위한 네트워킹 또한 가능하다.

ZigBee 통신 모듈은 CC2420 ZigBee Development Kit (CHIPCON, NORWAY) 을 사용하였다. ZigBee 프로토콜 스택을 구현하기 위한 Microcontroller (MCU) 는 ATmega128L

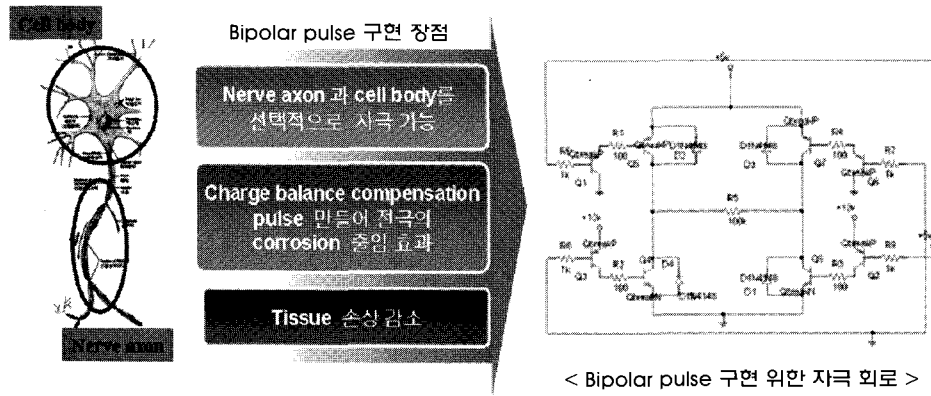


그림 7. 뇌 신경 조직의 전기 자극 및 회로 구성

Fig. 7. An electric stimulation of a cerebral nerve tissue and a circuit diagram

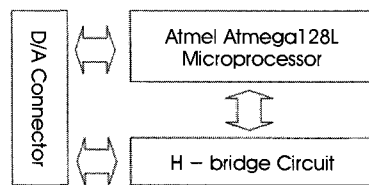


그림 8. MCU 와 H-bridge 및 D/A converter를 사용한 소형 전기 자극기의 구성

Fig. 8. Block diagram of the miniaturized electric stimulator using MCU, H-bridge and D/A converter

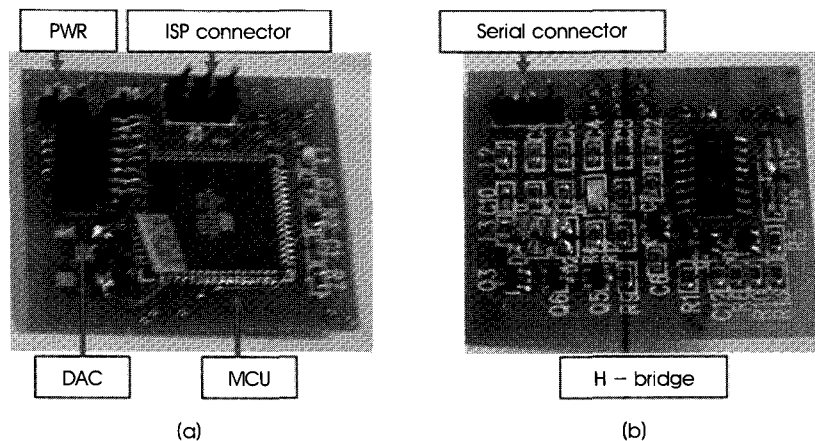


그림 9. 소형 전기 자극기, 크기: 3.2 x 3.4 (mm), 무게: 7.4 (g), a) 상층, b) 하층

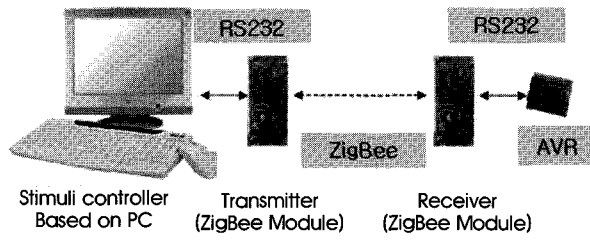
Fig. 9. The miniaturized electric stimulator, size: 3.2 x 3.4 (mm), weight: 7.4 (g), a) top layer, b) bottom layer

(Atmel, USA)을 사용하였으며, 무선통신모듈 CC2420 (CHIPCON, NORWAY)을 이용하여 RF (2.4 GHz) 데이터를 송수신하였다. 통신 모듈의 하드웨어 구성도는 그림 5와 같다. 인체내 삽입을 목표로 하는 수신부의 모듈은 크기의 소형화가 필요하므로 별도로 제작하였다. 제작된 보드의 형태를 그림 6에 나타내었다.

소형 전기 자극 모듈

동물 실험에서 뇌 신경 조직을 전기 자극하기 위해 구형과 형태

의 펄스 신호를 극성에 따라 anodal, cathodal로 구분하여 자극을 가하였다. 그러나 반복적인 단방향성 전기 자극을 가하는 경우, 전극-조직 경계면에서 소모되는 전하량으로 인해 장기적인 사용시 전극 표면에 변형이 생겨 자극의 형태가 왜곡될 뿐 아니라 조직에도 손상이 생길 수 있다. 따라서 본 연구에서는 단방향성 자극 입력 직후, 자극 과정과 상반되는 극성을 갖는 보상 펄스 부분을 추가한 biphasic 형태의 자극을 구현하였다. Biphasic 자극을 가하면 전극의 변형을 줄여 전달되는 전기 자극의 형태를 일정하게 유지하



(a)



(b)

그림 10. ZigBee 무선 통신과 PC를 이용한 무선 전기 자극 및 제어 시스템의 구성. (a) 개념도, (b) 실제 구현된 시스템  
 Fig. 10. Wireless electric stimulation and control system using PC and ZigBee connection, (a) Block diagram, (b) Implemented system

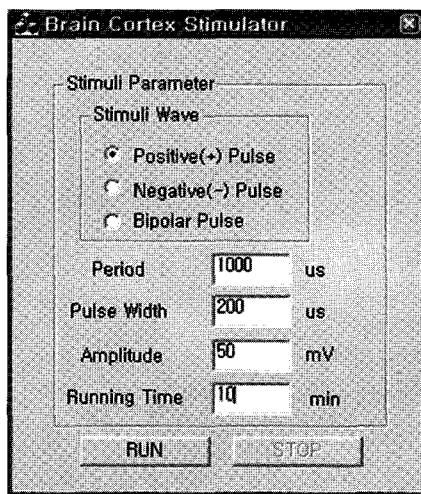


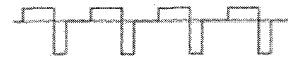
그림 11. 자극기의 무선 제어를 위한 PC 용 소프트웨어  
 Fig. 11. PC software for wireless control of electric stimulator



(a)



(b)



(c)

그림 12. 선택 가능한 전기 자극 파형의 형태, (a) Positive pulse, (b) Negative pulse, (c) Bipolar pulse  
 Fig. 12. 3 possible selections of electric stimulation type, (a) Positive pulse, (b) Negative pulse, (c) Bipolar pulse

고 조직의 손상도 줄일 수 있을 뿐 아니라, 자극 형태의 파라미터를 달리하여 축색돌기와 세포체를 선택적으로 자극하는 것이 가능하므로 [13] 뇌졸중 회복에 대한 기전을 밝히기 위한 연구에도 중요한 수단을 제공할 수 있다. Biphasic 전기 자극을 위한 회로를 그림 7에 보인 H-bridge를 이용하여 구성하였다.

이와 같이 설계된 다양한 자극 파형을 외부의 제어신호에 의해 선택적으로 가할 수 있는 소형 전기 자극기의 하드웨어를 그림 7에 보인 바와 같이 MCU, H-bridge, D/A converter를 이용하여 구성하였다. MCU로는 Atmega128L(Atmel, USA), 자극의 크기 조절에 사용되는 DAC7617(TI, USA), 그리고 단방향성 전원으로 부터 biphasic 파형의 구현을 위한 H-bridge로 구성되어 있다. 실제 제작된 회로를 그림 9에 나타내었다.

상층은 AVR 회로와 DAC 회로를 포함하고, 하층은 H-bridge 회로로 이루어져있다. 자극회로 모듈의 크기는 3.2 x 3.4 (mm)이고 무게는 7.4 (g)이다.

소프트웨어 및 PC 기반의 외부 무선 제어기

ZigBee 무선 통신을 위한 protocol stack은 CHIPCON사에서 제공하는 Z-Stack 을 수정하여 사용하였다. ZigBee 통신과 PC를 이용한 무선 전기 자극기의 전체적인 구성을 그림 10에 나타내었다. 그림 10-(a)와 같이 전기 자극기는 ZigBee 무선 통신을 사용하여 외부로부터 제어신호를 송수신 하며, 외부에서 자극기의 무선 제어를 위해서 PC를 이용하였다. PC와 자극기는 RS-232통신에 의해 각각 ZigBee 모듈과 연결된다.

자극기의 무선 제어를 위한 PC용 소프트웨어는 Visual C++ 6.0을 이용하여 그림 11과 같이 제작하였다. 자극파형은 그림 12에서 보인 바와 같이 Positive pulse와 Negative pulse 그리고 Bipolar pulse로 구분 되어진다.

자극 파형의 형태를 결정하는 세부적인 파라미터로는 그림 13에 나타낸 것처럼 주기(Period), 펄스폭(Pulsewidth), 진폭(Amplitude), 연속시간(Running time)이 있다. 자극의 주기와 펄스폭의

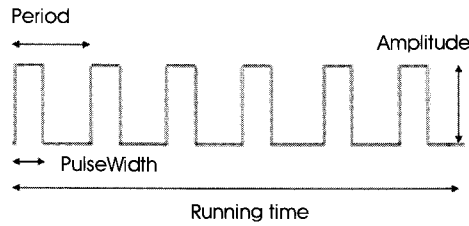


그림 13. 자극 파형의 형태를 결정하는 세부적인 파라미터  
 Fig. 13. Parameters related to detailed pulse shape.

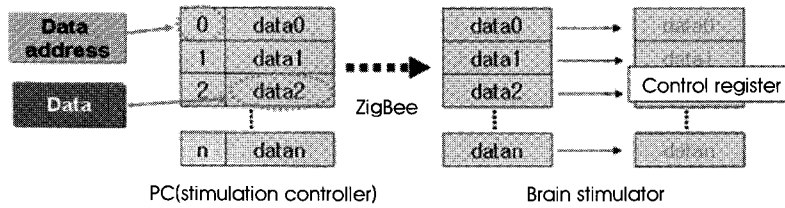


그림 14. 선택된 파라미터의 ZigBee 전송 및 자극 파형의 생성  
 Fig. 14. Zigbee transmission of selected parameter and a generation of stimulation pulse

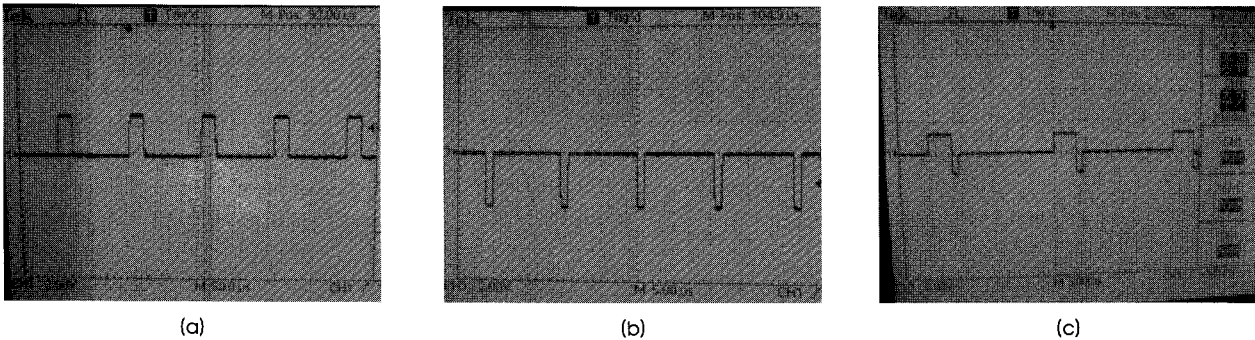


그림 15. Oscilloscope 로 계측된 전기 자극기의 출력 파형. 자극의 형태를 PC 에서 무선으로 선택하였다. (a) Positive pulse, period: 100 $\mu$ sec, pulsewidth: 10 $\mu$ s, amplitude: 2.3V, (b) Negative pulse, period: 10 $\mu$ sec, pulsewidth: 1 $\mu$ s, amplitude: 3.3V, (c) Bipolar pulse, period: 20ms, pulsewidth: 4ms(+),1ms(-), amplitude: 3.3V  
 Fig. 15. Output wave form from the electric stimulator measured with oscilloscope. The stimulation shape was selected on PC, (a) Positive pulse, period: 100 $\mu$ sec, pulsewidth: 10 $\mu$ s, amplitude: 2.3V, (b) Negative pulse, period: 10 $\mu$ sec, pulsewidth: 1 $\mu$ s, amplitude: 3.3V, (c) Bipolar pulse, period: 20ms, pulsewidth: 4ms(+),1ms(-), amplitude: 3.3V

단위는  $\mu$ s로 제어 할 수 있고, 자극의 진폭은 mV 단위로 조절이 가능하다. 자극의 연속시간은 분 단위로 설정하여, 자극을 일정한 지속기간 및 간격을 두어 가할 때 선택할 수 있도록 구성되어 있다. 제공된 파라미터의 범위는 사전 연구와 관련한 동물 실험에 사용되고 있는 수치 및 Epilepsy 완화에 사용되고 있는 상용 뇌 심부 자극기 Model 1097 (Medtronic) 의 데이터를 참고하여 결정하였다.

PC 기반의 자극 제어기에서 선택된 후 전송되는 데이터 구조를 그림 10에 나타내었다. 선택된 파라미터는 주소와 값을 가진 버퍼를 거쳐 시리얼 통신을 통해 ZigBee 모듈로 전송되고, 수신부 ZigBee 모듈을 통해 수신된 파라미터는 자극기 MCU 의 해당 레지스터에 반영되어 이에 상응하는 자극 파형을 생성하게 된다.

### III. 결과 및 고찰

동물 실험을 통한 사전연구를 통해 뇌 전기 자극이 뇌졸중으로 인해 손상된 rat의 운동능력 회복에 큰 도움이 될 수 있음을 확인하였다. 이를 기반으로 전기 자극의 발생과 제어를 위한 시스템으로 PC기반의 외부 무선 제어기와 소형 전기자극 모듈을 제작 하였고, 향후 체내 삽입을 목표로 ZigBee통신의 수신모듈을 소형화하는 단계에 있다.

개발된 전기 자극기를 그림 11의 PC 상의 소프트웨어에서 ZigBee 통신을 이용해 그림 15와 같은 출력 파형을 얻었다. 제작된 전기 자극 모듈에서 자극의 펄스 패턴에는 Positive pulse와 Negative pulse 그리고 Bipolar pulse 세 가지 파형으로 구분되며,

표 1. Epilepsy 용으로 사용되는 상용 뇌 심부 자극기와 본 연구에서 개발된 시스템의 비교

Table 1. Comparison of the developed system with commercial deep brain stimulator used for epilepsy

	Max. rate	Min. pulse width	Amplitude of stimulation
Model1097(Medtronic)	220Hz	11 $\mu$ s	0.08~7.5V
Our system	500kHz	1 $\mu$ s	0~3.3V

일정 범위의 여러 파라미터에 대하여 테스트 한 결과, 제어기에서 선택된 파형의 종류 및 파라미터와 자극 회로에서 출력된 파형이 일치함을 확인하였다.

ZigBee통신시 자극 파형을 전송하는 것이 아니라 그림 12와 같은 자극의 형태를 결정짓는 파라미터를 선택하여 전송하는 방식을 사용하였다. 자극파형을 전송할 경우 파형에 대한 유연성은 높으나, 지속적인 전송 시 전력소모가 클 뿐 아니라, RF 통신시 생길 수 있는 전자파에 대한 노출의 위험이 커지게 된다. 또한 뇌졸중 환자용 뇌 전기자극은 파형의 변화가 적어 ZigBee통신을 통해 자극 형태 결정 파라미터를 전송하는 방식이 보다 효과적이라 할 수 있다. 이로 인해 전자파 노출의 위험이 줄어들고 선택적 통신을 통해 전력소모가 줄어들 것으로 예상된다. 또한, 결과 그래프에서 보는 바와 같이 자극파형 전송 중 통신 지연으로 생기는 파형의 왜곡이 일어나지 않았으며, 선택 가능한 파라미터의 범위 내에서 파형의 왜곡이나 지연도 나타나지 않았음을 확인하였다. 특히 Bipolar pulse 출력 과정에서 수반되는 극성의 급격한 전환에 따른 파형의 왜곡 또한 보이지 않았다.

표 1은 본 연구에서 개발한 장치와 Medtronic사에서 상용화된 Epilepsy용 뇌 심부 자극기 (Model1097, Medtronic)와 성능을 비교한 것이다. 본 연구에서 개발된 무선 뇌 자극기에서 출력 가능한 파형의 pulse width는 최소 1 $\mu$ s, 최대 주파수는 500kHz, 자극의 크기는 -3.3V ~ 3.3V로서, 동물 실험 등을 통해 간접적으로 예상되는 뇌졸중 환자 치료용 자극 펄스의 크기는 3.3V 이하이므로 출력의 범위는 충분할 것으로 사료된다.

향후 무선 뇌 전기 자극기의 상용화를 위해서 체내 삽입 가능한 크기로 자극기의 소형화가 되어야 하며 자극기 크기와 용량에 맞는 배터리가 제작되어야 한다. 또한, 뇌 전기 자극기 시술 후 환자의 뇌 활성 상태를 파악하기 위해 사용되는 fMRI 촬영을 용이하게 하기 위해 MR compatible 형태의 개발도 고려해야 할 것으로 보인다.

#### IV. 결론

실험 결과를 통해 개발된 ZigBee 무선 통신 기반의 뇌졸중 치료용 전기 자극기의 성능을 검증할 수 있었다. 현재 출력 가능한 자극 펄스의 파라미터의 범위는 기존 상용 제품에 비해 손색이 없을 뿐 아니라, 다양한 형태의 전기 자극을 무선으로 제어할 수 있어 전기 자극이 뇌 신경 조직에 미치는 영향에 관한 다양한 연구를 위해서도 중요한 도구를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

현재 동물 실험을 바탕으로 뇌졸중 발병 후 얼마 동안의 시간 지연 후 자극치료를 시작하는 delayed stimulation 시의 치료 효과

및 long term potentiation (LTP) 등을 통해 전기 자극이 뇌 신경 조직의 회복에 미치는 효과를 연구 중에 있다.

본 연구에서는 PC를 이용하여 외부 제어기를 구성하였으나, PDA 나 무선 홈 네트워크 등 ZigBee 연결이 가능한 기기를 이용해 무선으로 자극기를 제어할 수 있다. 이를 이용하면 향후 휴대폰, 인터넷, 홈 네트워크 등을 통해 환자가 일일이 병원을 방문하지 않고도 의료진에 의해 원격으로 관리되는 적절한 전기 자극에 의한 회복 치료를 받는 것이 가능하며, ZigBee가 갖고 있는 유연한 확장성을 바탕으로 재활센터와 같이 재활 훈련이 필요한 환자들이 모여 있는 곳에서 중앙 제어를 통해 각 환자들이 실시하고 있는 재활 훈련과 병행한 무선 전기 자극 치료도 가능할 것으로 생각된다.

아울러본 연구에서 사용한 ZigBee 에 의한 무선 연결은 인체 내에 양방향 신호 전송의 기반을 제공하는 것이므로, 향후 뇌 신경 신호 전송 및 처리를 이용하는 뇌-기계 접속 (Brain-Machine Interface) 기술로 확장이 가능할 것으로 생각된다.

#### 참고문헌

- [1] Hendricks HT, van Limbeck J, Geurts AC, Zwarts MJ., "Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 83, pp.1629- 37, 2002.
- [2] Kim C. Stewart a, James H. Cauraugh a, Jeffery J. Summers, "Bilateral movement training and stroke rehabilitation: A systematic review and meta-analysis," *Journal of the Neurological Sciences*, vol.244, pp. 89 - 95, 2006.
- [3] K. S. Kim, K. H. Roh, "A study on environmental status, FIM and illness intrusiveness of home stayed stroke patients," *Journal of the Korea Gerontological Society*, vol. 25, no. 2, pp. 143-154, 2005.
- [4] K.U. Kim, H.M. Kim, S.Y. Woo, B.K.Chung, "The effect of the Aqua-rehabilitation program on the Stroke patient's muscle strength and ADL performance," *Journal of Adapted Physical Activity*, vol.14, no.2, pp.99-115, 2006.
- [5] G.H. Kim, Y.S. Yang, S.M. Lee, N.G. Kim, "Development of the brain stimulator for stroke recovery using ZigBee technology," *World Congress*, vol. 14, pp. 3631-3634, 2006.
- [6] John F. Kennedy Center for Research on Human Development, Vanderbilt University Staff. Brain Plasticity, Retrieved July 28, 2002 from <http://kc.vanderbilt.edu/kennedy/research/topics/plasticity.html>
- [7] Neville, H.J. and Bavelier, D. (2000). Specificity and plasticity in neurocognitive development in humans. In Gazzaniga, M.S. (Ed). *The New Cognitive Neurosciences*. (2nd ed.), Cambridge, MA: The MIT Press, pp. 83-99.
- [8] Society for Neuroscience. (July 2000). Brain Plasticity, Language Processing and Reading, Retrieved August 3, 2002 from, <http://web>



sfn.org/content/Publications/BrainBriefings/brain\_lang\_reading.html

- [9] Frances M Weaver, Matthew B Stern and Kenneth Follett, "Deep brain stimulation in Parkinson's disease," *The Lancet Neurology*, vol. 5, Issue 11, pp. 900-901, 2006.
- [10] William H Theodore and Robert S Fisher, "Brain stimulation for epilepsy," *The Lancet Neurology*, vol. 3, Issue 2, pp. 111-118, 2004.
- [11] S.H.Jung H.I.Jeon, "IEEE 802.15.4 and ZigBee Protocol: Active RFID technology for Ubiquitous sensor networking," *Journal of the Korean Institute of Communication Sciences*, vol.21, no.6, pp.67-88, 2004.
- [12] Shahin Farshchi, Student Member, IEEE, Paul H. Nuyujukian, Aleksey Pesterev, Istvan Mody, and Jack W. Judy, Senior Member, IEEE, "A TinyOS-Enabled MICA2-Based wireless neural interface," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, 2006.
- [13] Hans O Luders MD PhD, Deep brain stimulation and epilepsy, USA: The Cleveland Clinic Foundation, 2004, p.45-54.