

# ZigBee 기반의 무선 뇌자극기를 이용한 원격 뇌졸중 치료 시스템

윤효정<sup>1</sup>, 양윤석<sup>2</sup>, 유문호<sup>2,3</sup>, 김정자<sup>2</sup>, 김남균<sup>2</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 대학원 헬스케어공학과, <sup>2</sup>전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, <sup>3</sup>전북대 실버공학연구소

(Received May 22, 2007. Accepted October 5, 2007)

## A Remote Medical Treatment System for Stroke Recovery using ZigBee-Based Wireless Brain Stimulator

H. J. Yun<sup>1</sup>, Y. S. Yang<sup>2</sup>, M. H. Ryu<sup>2,3</sup>, J. J. Kim<sup>2</sup>, N. G. Kim<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Healthcare Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.

<sup>2</sup>Dept. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National Univ.

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

### Abstract

Stroke patients need regular medical treatments and rehabilitation training from their doctors. However, severe aftereffects caused by stroke allow them minimum activities, which make it difficult for them to visit doctor.

Recently, electric brain stimulation treatment has been found to be better way compared to conventional ones and many are interested in using this method for the treatment of stroke.

In this study, we have developed a remote medical treatment system using wireless electric brain stimulator that can help the stroke patients to get a treatment without visiting their doctors. The developed remote medical treatment system connects the doctors to the brain stimulator implanted in the patients via the internet and ZigBee communication built in the brain stimulator. Also, the system receives personal information of the connected patients and cumulates the total records of electric stimulation therapy in a database. Doctors can easily access the information for better treatment planning with the help of graphical visualization tools and management software.

The developed remote medical treatment system can be applied to the electric stimulation treatments for other brain diseases with a minor change.

**Key words :** remote medical treatment program, stroke recovery, electric brain stimulation, ZigBee, wireless communication

### 1. 서론

현대 사회에 접어들면서 의학의 발달과 생활환경의 향상으로 현대인들의 평균수명이 연장되면서 고령화 사회로 진입하고 있다. 이와 함께 치매 및 중풍 등 노인성 질병이 증가하고 있으며, 특히 뇌졸중의 경우 복잡한 사회구조에 따른 스트레스 과다 등의 원인으로 질병의 발생시기가 10년 전에는 60대에 가장 많았으나 요즘은 30대와 40대의 젊은 세대에도 빈발하는 등 그 발생률이

꾸준히 증가하고 있는 추세이다

뇌졸중은 의학용어로 stroke 또는 CVA(cerebrovascular accident)라 하며, 급작스런 뇌혈류 장애에 의한 의식소실, 반신마비, 언어장애 등의 국소적 신경장애 증상을 일으킨 상태를 말한다. 우리나라의 경우, 단일 질환으로는 사망률 1위를 차지하며 3대 사인 중의 하나로 포함되었다[1]. 미국의 경우 또한 매년 70여만 명의 뇌졸중 환자가 발생하며, 이중 수십만 명이 심각한 장애를 갖고 있다. 뇌졸중은 심하면 사망에까지 이르며, 사망에 이르지 않더라도 반신마비·언어장애·치매 등 후유증으로 인한 기능장애를 유발하는 중증의 질환이다[2-3]. 이로 인해 사회적 경제적 손실이 지대하며 후유 장애를 극복하기 위해서는 장기간의 치료와 재활을 필요로 한다. 현재 뇌졸중의 치료와 재활을 위해 사용하는 방법으로는 수술

이 논문 또는 저서는 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임. (지방연구중심대학육성사업 / 엘스케어기술개발사업단)

Corresponding Author : 양윤석  
(561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가 664-14,  
전북대학교 공과대학 바이오 메디컬공학부  
Tel : 063-270-4068 / Fax : 063-270-2247  
E-mail : ysyang@chonbuk.ac.kr

과 약물 그리고 운동 치료 요법 등이 있으나 이러한 방법을 통해서 는 투자한 노력과 시간에 비하여 잃어버린 신체 기능의 완전한 회복을 기대하기는 어렵다[4].

현재 뇌졸중의 치료에 기존의 치료나 재활방법에 비해 전기 자극에 의한 뇌졸중 치료에 대한 관심이 점점 높아지고 있다. 일반적으로 뇌졸중 등으로 손상된 뇌기능을 정상적인 다른 뇌 부위가 보상하는 것을 뇌가소성이라 한다. 이러한 뇌가소성 보상기전에 의해 뇌졸중으로 인한 기능장애가 점진적으로 호전되는 것으로 알려져 있으며, 뇌가소성을 증진시킬 수 있는 적절한 전기 자극치료가 획기적인 뇌졸중 치료법이 될 것으로 고려되고 있다. 이에 따라 뇌졸중 치료에 전기 자극을 이용한 방법이 시도되고 있으며, 현재 동물 실험을 통하여 뇌 전기 자극을 이용한 뇌졸중의 회복 효과를 연구 중에 있으며 그 효과가 일부 검증된 바 있다[5]. 외부와의 무선 제어 및 통신을 위해 무선 통신 표준의 하나인 ZigBee가 내장된 뇌 전기 자극기도 개발된 바 있다[6].

일반적으로 뇌졸중 환자들은 회복을 위해 정기적으로 병원을 방문하여 의사의 진찰을 받고 알맞은 재활 치료를 받을 필요가 있다. 그러나 후유 장애로 인하여 자신의 집밖은 물론 집 안에서조차도 쉽게 활동할 수 없는 경우가 많아 정기적으로 병원을 찾는 일이 쉽지 않은 실정이다.

본 연구에서는 무선 통신이 내장된 뇌 전기 자극기를 환자의 컴퓨터를 통해 인터넷과 연동함으로써 원격지의 의사가 가정에 있는 환자에게 전기 자극 처치를 실시할 수 있도록 하는 원격 자극 치료 시스템을 개발하였다. 거동이 불편한 뇌졸중 환자들이 정기적으로 병원을 방문해야하는 불편함 없이, 시술된 뇌자극기를 통하여 원격지의 병원에 있는 의사로부터 전기 자극 치료를 손쉽게 받을 수 있다. 아울러 환자의 원격 자극 치료 내역과 회복 양상 등 치료를 위한 정보를 데이터베이스로 관리함으로써 통합적인 분석을 통해 효과적인 치료를 위한 체계적인 치료 계획의 수립과 시행에 도움을 줄 수 있도록 하였다.

## II. 원격 뇌 자극 치료 시스템 개발

원격 뇌 자극 치료 시스템의 전체적인 구성은 그림 1과 같다. 원격지의 병원에 있는 의사가 인터넷을 통해 가정에 있는 환자의 컴퓨터에 접속한 후, 원격 자극 치료 프로그램을 이용하여 환자의 컴퓨터와 ZigBee 무선 통신으로 연결되어 있는 뇌자극기를 이용해 자극 치료에 대한 처치를 내릴 수 있도록 구성되어 있다.

### A. 하드웨어

#### ZigBee 통신 모듈

기존의 체내 삽입형 기기의 제어는 주로 근접 방식의 radio frequency(RF) 통신을 사용하므로, 기기의 설정 및 기능 변경을 위해서는 환자 몸의 특정 부위에 컨트롤러를 갖다 대어야 하는 불편함이 있었다. 본 연구에서는 외부와의 통신을 위해 개인 무선 네트워크(personal area network, PAN) 방법의 한 표준인 ZigBee를 뇌 전기 자극기에 내장하여 일정 반경(15m 내외)에서는 자유로운 접속과 제어 및 데이터 전송이 가능하도록 하였다. ZigBee 무선 통신은 유사한 블루투스(bluetooth), WLAN(wireless LAN) 등의 다른 무선 통신 방법에 비해 전력소모가 월등히 적어, 통신 모듈의 구동을 위한 배터리가 수개월에서 수년 동안 지속될 수 있는 장점을 가지고 있다. 본 연구에서 사용하는 뇌졸중 치료 목적의 뇌 자극기는 체내에 약 6개월 정도 삽입되어야 하므로[6], 치료 기간 중 배터리 소모에 따른 별도의 충전이나 배터리 교체를 위한 부가적인 수술의 필요성을 줄일 수 있다. 더욱이 ZigBee 무선 통신을 이용하면 체내에 시술된 자극기와 외부의 제어기 사이에 손쉽게 통신이 가능할 뿐 아니라, 통신 모듈의 작은 규모에 비해 송수신되는 데이터의 보안이나 다양한 형태의 네트워크를 구성할 수 있는 등의 향후 확장성에 관한 여러 가지 이점이 있다. 향후 신경 신호 측정 및 전송(neural signal recording and transmission)으로 기능이 확장될 수 있음을 고려하면 일반 무선 통신을 이용한 기존 신경 신호 측정 및 전송 시스템의 단점인 안테나 방향성과 제어기와 의 거리에 대한 문제점을 해결할 수 있다[7].

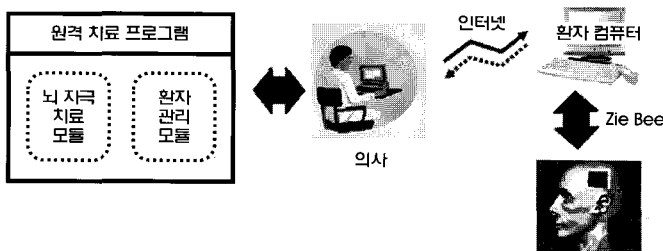


그림 1. 원격 뇌 자극 치료 시스템의 구성. 인터넷과 ZigBee 무선 네트워크를 통해 원격지의 의사와 환자에게 삽입 시술된 뇌 자극기를 연결.

Fig. 1. Remote brain stimulation system. Internet and ZigBee wireless network connect the remote doctor to the implanted brain stimulator.

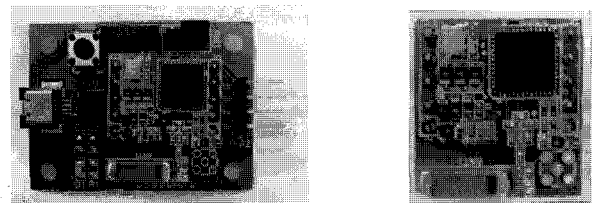


그림 2. 뇌 자극기와 PC 간의 무선 연결을 위한 ZigBee 모듈. a) ZBS-100 모듈을 PC와의 연결에 필요한 데이터 변환 보드에 장착한 모습, b) ZigBee 연결을 구현하는 ZBS-100 모듈

Fig. 2. ZigBee module for wireless communication between brain stimulator and PC. a) ZBS-100 mounted on the adaptor board for connection with PC, b) ZBS-100 module implementing ZigBee connection.

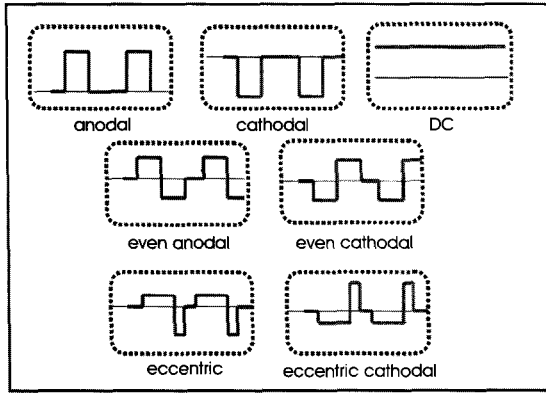


그림 3. 자극기에서 생성 가능한 다양한 자극 파형.

Fig. 3. Various stimulation waveforms generated by the electric stimulator

ZigBee 통신은 그림 2에 나타난 ZBS-100(Robo Block System, Korea) 모듈을 사용하였다. 무선 송수신 범위는 30~ 100m, 모듈의 크기는 399mm<sup>2</sup>이고 3.3V의 전원 입력을 사용한다.

전기 자극 모듈

신경 조직에 가하는 다양한 자극 파형을 외부의 제어신호에 의해 선택적으로 생성할 수 있는 소형의 전기 자극기를 ATmega 128L(Atmel, USA), H-bridge 회로, DAC7671(TI, USA) 등을 이용하여 그림 3과 같이 구성하였다. 그림에 나타난 것처럼 ZigBee 통신 모듈과의 연결 단자를 통해 자극 파라미터를 송수신한다.

자극기에서 생성 가능한 자극 파형은 그림 3에 보인 바와 같이 직류(DC) 전류, 구형파(square wave) 형태의 anodal, cathodal 펄스, biphasic 형태의 펄스로 구성된다. 전극-신경조직과의 접촉을 통해 반복적인 전기 자극을 가하는 경우, 전극-조직 경계면에서 소모되는 전하량으로 인해 장기적인 사용 시 전극 표면에 부식이 발생하고, 이로 인해 자극의 형태가 왜곡될 뿐 아니라 신경 조직에도 손상이 생길 수 있다. 따라서 단극성의 DC 자극, anodal,

cathodal 펄스 이외에 서로 상반되는 극성을 갖는 주 자극 펄스와 보상 펄스로 구성된 biphasic 형태의 자극도 구현하였다. 그림 3의 biphasic 펄스의 경우 대칭성 여부에 따라 even 과 eccentric 으로, 선두 펄스의 극성에 따라 anodal, cathodal 로 다시 세분하였다.

그림 4에 보인 자극회로 모듈의 크기는 1850mm<sup>2</sup>이고, 무게는 14.2g이다. 현재 국내 병원에서 일반적으로 시술하고 있는 IPG (implantable pulse generator) 의 크기는 약 2000mm<sup>2</sup>이며, 해외의 경우 널리 사용되는 제품인 Solettra model 7426 (Medtronic, USA)의 크기가 3120mm<sup>2</sup>, 두께 1cm, 무게 49g인 것으로 조사되었다. 본 연구에서 개발된 자극기는 직접 인체 내 삽입을 목적으로 제작된 것은 아니지만, 반도체 집적 회로로 초소형화된 상용 자극기 와도 비교할 만한 크기이며 일차적인 목표로 하고 있는 동물 실험 등에서 rat 과 같은 작은 실험동물이 착용하고 무리 없이 사용될 수 있는 크기이다. 사전 실험을 통한 치료효과의 규명 이후 임상 실험 등 인체삽입을 목적으로 한 시스템의 개발을 위해서는 간질, 파킨슨병 등 다른 뇌 질환에 사용되는 상용 뇌 자극기와 마찬가지로 반도체 집적 회로에 기반한 설계를 통해 전력 소모의 감소와 크기 소형화 뿐 아니라, 회로제작에 수반되는 유해물질 저감 및 케이스의 초음파 용접을 통한 밀봉 등 안전을 위한 방안이 추가로 고려될 것이다.

개발된 뇌 자극기의 성능을 평가하기 위해 상용 뇌 자극기의 사양을 참고하였다. 뇌졸중 치료를 위해 상용화된 뇌 자극 치료기는 아직 없으므로 간질용으로 사용되고 있는 뇌 심부 자극기(model 1097, Medtronic)을 택하여 자극 파형의 최대 속도, 최소 펄스 폭 등의 자세한 사양을 표 1에 비교하였다. 직접적인 비교 대상은 아니지만, 향후 다양한 형태의 전기 자극의 생성에 필요한 시간 축에 있어서의 해상도를 비교하는 것을 목적으로 하였다. 표 1에 기술된 뇌 심부 자극기에 비해 본 연구에서 개발된 뇌 자극기는 뇌졸중 치료를 위해 뇌 심부 대신 대뇌 피질 자극을 목적으로 하고, 그 작용기전이 간질 증상 완화와는 다를 뿐 아니라, 임상실험에 앞서 일차적인 팬텀(phantom) 혹은 쥐(rat)을 사용한 동물 실험을 염두에 둔 것이므로 비교적 낮은 전압을 출력할 수 있도록 설계되었다.

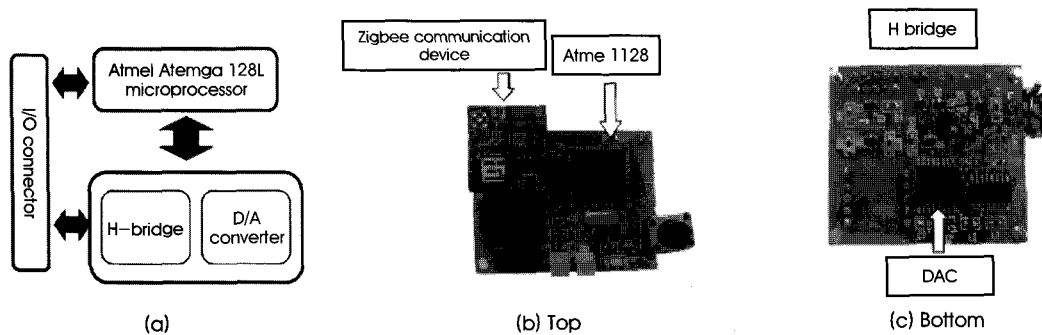


그림 4. 전기 자극기 회로.

a) 블록 다이어그램, b) AVR 과 ZigBee 통신모듈이 장착된 윗면, c) DAC 와 H-bridge 가 구성된 바닥면

Fig. 4. Electric stimulator circuit.

a) Block diagram, b) AVR and ZigBee communication module are mounted on top side, c) DAC and H-bridge are mounted on bottom side

표 1. 상용 뇌 심부 자극기와 개발된 뇌 자극기의 성능 비교

Table 1. Performance comparison of commercial deep brain stimulator(DBS) and the developed brain stimulator

	Maximum rate	Minimum pulse Width	Amplitude of stimulation
Model 1097	220Hz	110s	0.08~7.5V
Our system	500kHz	10s	0~3.3V

**B. 소프트웨어**

자극 파형과 파라미터의 선택

그림 5은 원격 뇌 자극 치료 시스템의 메인창이다. 점진적인 자극 패턴의 변경을 위해 그림 3에 보인 구형과 형태의 anodal, cathodal 펄스와 DC 자극, even anodal, even cathodal, eccentric anodal, eccentric cathodal 등의 선택이 가능하며, 선택된 자극 파형에 대한 모식도를 표시하도록 하였다. 모식도를 통해 자극의 세기(amplitude), 자극의 주기(period), 펄스폭(pulse width), 주요 펄스폭(main width), 자극의 연속시간(running time) 등의 세부적인 파라미터들의 의미를 쉽고 정확히 알 수 있도록 하였다. 모식도 왼편의 파라미터 입력을 통해 다양한 자극 패턴을 생성 할 수 있다. 이 과정에서 선택된 자극 파형의 종류에 따라 세부 파라미터 조절 톨의 활성화 및 비활성화를 조절하여 불필요한 파라미터의 변경을 막아 오류를 줄이고자 하였다.

원격 뇌 자극 치료 관리

원격 뇌 자극 치료를 위한 자극 패턴 설정 기능과 더불어 치료와 관련된 환자의 정보, 즉 뇌졸중 발병 및 수술 시기, 뇌 자극기의 시술 시기, 현 시점까지의 뇌 자극 치료 실시 및 회복 양상 등의 정보를 토대로 약 6개월 동안의 점진적 전기 자극 치료를 시행하는데

도움이 될 수 있도록 데이터베이스를 이용해 치료 관리 기능을 구현하였다. 그림 6에 전체 시스템의 흐름도를 나타냈다.

그림 7은 환자 치료 관리창의 모습을 보여주고 있다. 이 창은 그림 5의 메인 창에서 접속 버튼을 선택하였을 때 실행되며, 데이터 베이스에 있는 환자의 정보에 접근할 수 있게 된다. 이를 통해 의사는 환자에 관한 정보를 열람하고 치료 기록 및 시행에 따른 회복 양상 등을 갱신할 수 있도록 구성하였다. 환자에게 시술된 뇌자극기의 ID 정보, 원격 연결을 위한 환자의 IP(internet protocol) 주소 및 실시된 뇌 자극 형태와 세부 파라미터들은 모두 데이터베이스에 저장된다. 특히 자극의 세부 형태와 이에 따른 환자의 반응을 기록하고 검토하는 것은 효과적인 자극치료를 시행함에 있어 꼭 필요하며[8], 해당 환자의 치료 과정에서 뿐만 아니라, 임상 연구를 위한 데이터로서도 중요한 의미가 있다.

치료 과정에서 변화하는 자극 치료의 형태와 환자의 회복 양상을 한눈에 검토할 수 있도록 자극의 형태와 각 파라미터들의 변화 과정을 그림 8(a)와 같이 그래프 형태로 가시화하였다. 이는 환자의 증세와 개인별 특성을 고려한 세밀한 치료계획을 수립할 뿐 아니라, 이를 기록화하여 자극 치료가 갖는 효과와 그 기전에 대한 기초 및 임상 연구에도 도움이 될 수 있을 것으로 기대된다. 효과적인 가시화를 위해 현재 자극의 형태를 결정하는 여러 파라미터 중 회

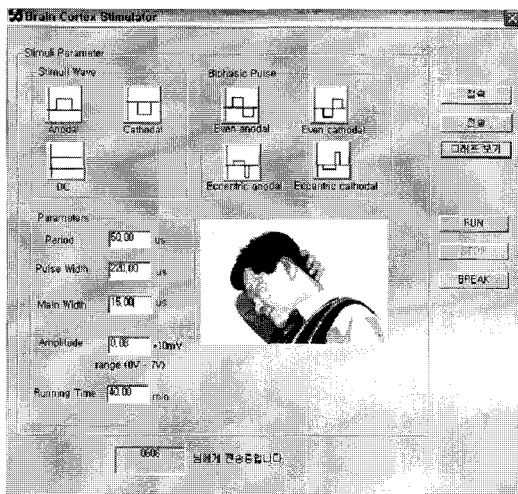


그림 5. 원격 뇌 자극 치료 시스템의 메인창  
Fig. 5. Main window of the remote brain stimulation system

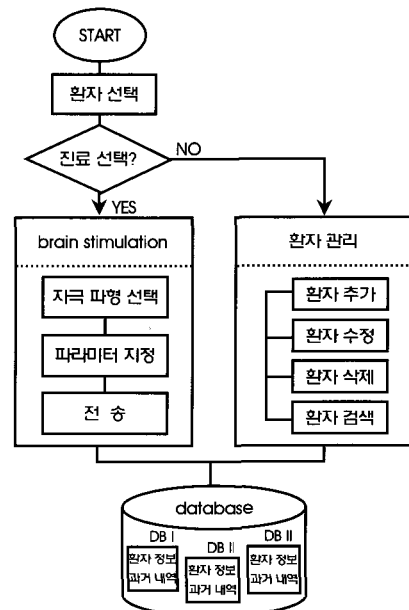


그림 6. 원격 뇌 자극 치료 시스템의 전체 흐름도  
Fig. 6. Overall process flow of the remote brain stimulation system

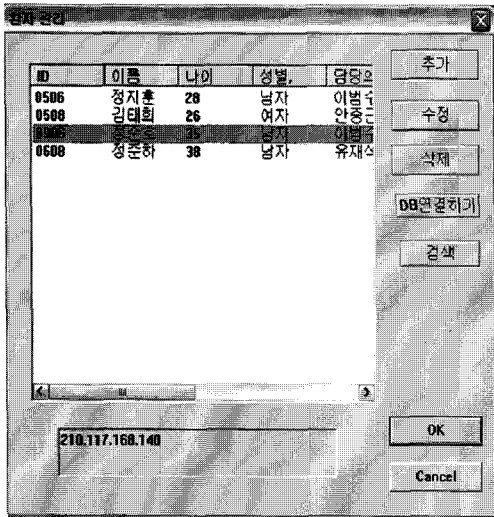


그림 7. Database를 이용한 환자 치료 관리를 위한 창  
 Fig. 7. Management of patient care using database system

복 효과와 가장 관련이 깊은 것으로 여겨지는 자극의 세기(pulse amplitude)를 중심으로 구현하였다. 각각의 원은 한 회차의 자극을 의미하며, 원의 크기는 자극의 1회 지속시간(running time)을 의미한다. 원의 색깔은 그림 8(b)에 보인 바와 같이 전기 자극의 극성에 따른 종류를 나타낸다. 빨간색은 anodal, 초록색은 cathodal, 검은색은 DC, 파란색은 even anodal, 하늘색은 even cathodal, 노란색은 eccentric anodal, 보라색은 eccentric cathodal 형태의 자극을 뜻한다. 자극의 형태에 관한 세부 파라미터들은 각각의 원에 마우스를 가까이 하면 볼 수 있도록 하였다.

점진적 자극 치료의 편의와 여러 환자의 관리를 위해, 환자를 선택하여 접속을 하면 해당 환자에게 바로 이전에 실시하였던 자극 치료와 세부 파라미터들이 메인 창에 있는 파라미터 입력 공간에 모식도와 함께 표시되도록 하였다.

그림 9은 원격 치료 관리를 구현하기 위한 데이터베이스와의 연결과 데이터의 흐름도를 보여주고 있다. 가정에 있는 환자의 컴퓨터와 원격지에 있는 의사의 컴퓨터간의 연결은 환자 정보데이터베이스에 저장되어 있는 IP 주소를 통하여 구현될 수 있도록 하였다.

뇌 자극 치료 과정에서 생길지 모를 만약의 사태에 대비하여 원격지 및 가정에서 break 혹은 stop 버튼을 이용하여 전기 자극을 긴급히 정지 할 수 있도록 하였다.

등록된 환자가 많은 경우를 위해, 데이터베이스의 검색기능을 이용하여 환자 고유의 뇌자극기 ID로 원하는 환자를 쉽게 찾아 연결할 수 있도록 하였다.

인터넷 접속 및 그래픽 인터페이스는 Visual C++ 6.0(Microsoft, USA)으로 작성하였다. 데이터베이스는 Access(Microsoft, USA)를 이용해 작성하였다.

C. 원격 뇌 자극 치료 시스템 통합 및 검증

개발된 원격 뇌 자극 치료 시스템의 검증을 위해 그림 10에 나타난 모의실험을 실시하였다. 모의실험은 원격지(의사)의 컴퓨터, 가정(환자)내의 컴퓨터, ZigBee 로 연결된 뇌 자극기, 그리고 뇌 신경 조직의 임피던스를 모방한 팬텀으로 구성하였다. 팬텀은 뇌 신경 조직의 임피던스가 일반적으로 수~수십kΩ 범위에서 다양한 값을 갖는다는 것을 모방하여 0~100kΩ 범위의 가변저항으로 구현하여 다양한 조건에서 출력을 확인할 수 있도록 하였다.

뇌졸중 발생 시 뇌 신경 조직을 전기 자극하는 목적 중의 하나는 손상된 영역을 포함하는 비교적 넓은 부위의 신경세포를 활성화하는 것이다. 뇌 신경 조직에 전기 자극기를 연결하는 경우, 전극에 의해 연결되는 신경 조직(bulk tissue)의 부피전도성(volume conductivity), 전극과 조직 사이 계면에 생기는 encapsulation 저항 및 전기용량(capacitance)에 의해 임피던스가 증가하게 된다.

임피던스의 증가는 동일한 전압 자극 시, 조직으로 유입되는 전류의 양을 감소시켜 해당 영역에 있는 신경 세포들을 활성화시키는데 문제를 일으키므로, 적당한 임피던스를 사용한 등가회로 모

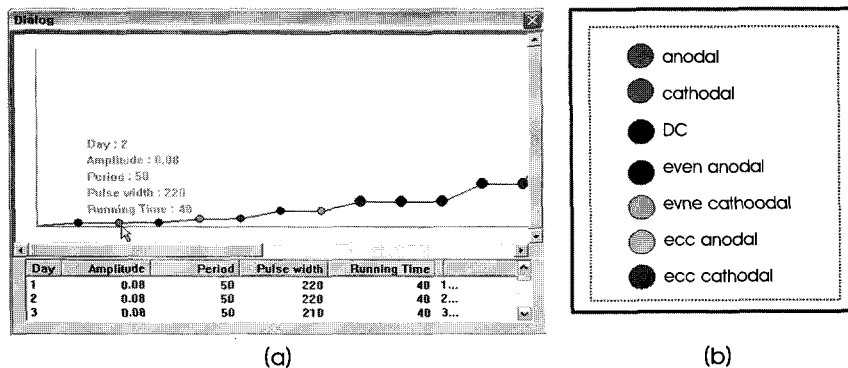


그림 8. 매 치료시의 자극의 형태와 각 파라미터들의 변화 과정을 볼 수 있는 그래프.  
 a) 자극의 세기를 중심으로 한 파라미터 가시화, b) 자극의 극성을 나타내는 색깔  
 Fig. 8. Graphical visualization of the changing parameters and stimulation waveforms.  
 a) Amplitude-based display, b) color indicates the polarity of stimulation waveform

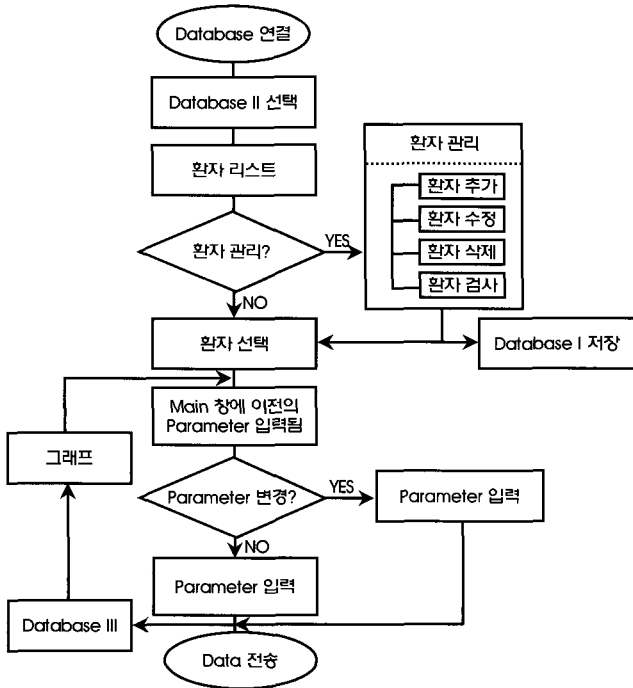


그림 9. 치료 관리를 위한 데이터베이스 흐름도  
 Fig. 9. Flowchart of the patient care database

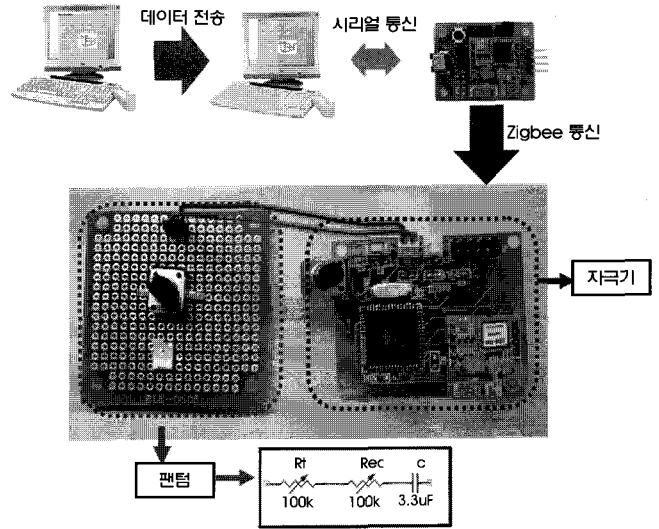


그림 10. 개발된 원격 뇌 자극 치료기의 검증을 위해 뇌신경 조직을 근사화한 팬텀을 사용한 모의실험.  
 Fig. 10. Simulated evaluation of the developed remote brain stimulation system using phantom circuit approximating brain neural tissue

델을 가정하고 이를 이용한 시뮬레이션이나 실험 등을 통해 각 부위의 신경 세포의 활성화 여부를 미리 예측하는 것이 필요하다. DBS에 적용되는 전형적인 등가회로 모델을 그림 11과 같이 나타내었다[9]. 자극기에서 인가하는 전압, 전극과 생체조직의 계면에 발생하는 표면 encapsulation 전기용량, 전극과 생체조직의 계면에 발생하는 표면 encapsulation 전도성, 신경 조직의 부피 전도성, 케이블의 저항, 반대극성의 전극으로 작용하여 닫힌회로를 형성하는 DBS 본체의 표면 전도성 등을 모두 고려하여 등가회로를 구성한다[9]. 신경 조직의 임피던스는  $R_T$ 로 표현되는 것을 볼 수 있다. 신경 세포막과 세포내·외액 등으로 구성된 신경 조직에 대한 임피던스를 병렬 전기 용량을 추가하여 표현할 수도 있으나, 뇌 자

극 모델의 총 임피던스를 결정짓는데 있어  $R_T$ 와 전극의 encapsulation에 따른 임피던스에 비해 그 영향이 미비할 뿐 아니라, 환자마다 개인차가 크기 때문에 모델에는 굳이 포함하지 않는다. 또한 이러한 형태의 용량성 임피던스는 전체 임피던스를 감소시키는 방향으로 작용하기 때문에 임피던스 증가에 따른 대책을 마련하기 위한 시뮬레이션이나 실험을 위해서는 고려하지 않아도 무방한 것으로 판단되었다. 따라서 본 연구에서는 생체 조직으로 가정된 팬텀과 개발된 자극기의 사이에 전극의 encapsulation에 따른 용량성 임피던스를 표현하기 위해 기존 DBS 전극을 사용할 때 실험적으로 측정되는  $3.3\mu F$ 의 전기용량과  $0\sim 100k\Omega$  범위의 가변저항을 직렬로 추가 연결하였다[10]. 통합된 시스템의 검증을 위해 원격

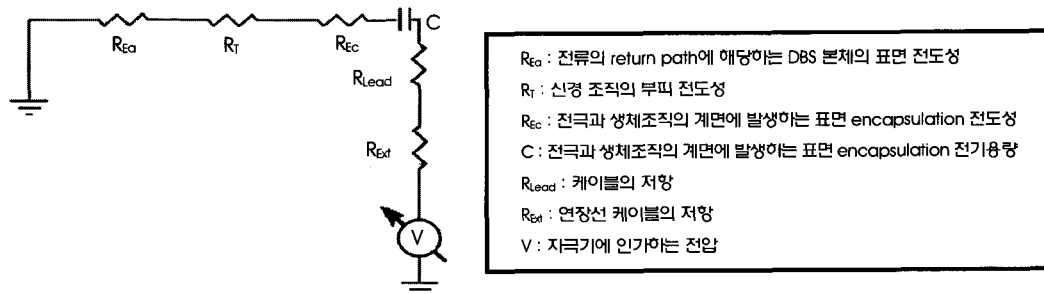


그림 11. 뇌신경 조직 전기 자극의 등가회로모델.  
 Fig. 11. Equivalent circuit model for electric brain stimulation.

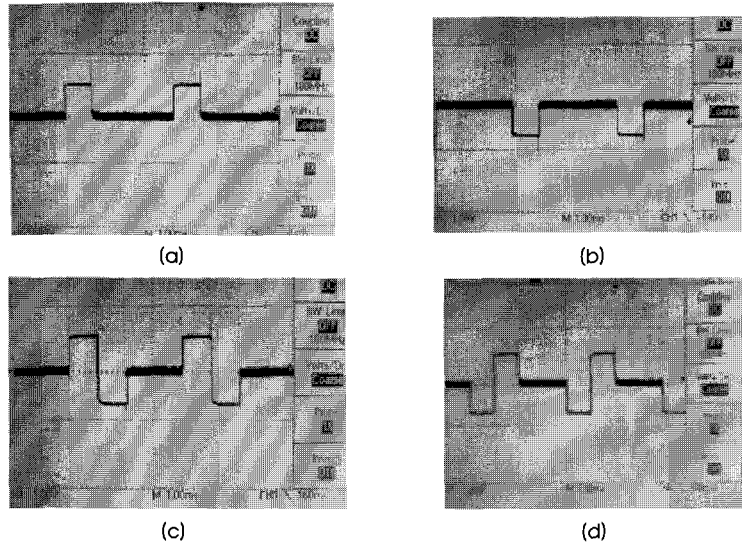


그림 12. 원격지에서 선택에 따른 자극기의 다양한 출력 파형. a) 주기 4ms, 펄스폭 1ms, 진폭 1.25V의 anodal 자극, b) 주기 4ms, 펄스폭 1ms, 진폭 1.25V의 cathodal 자극, c) 주기 4ms, 펄스폭 2ms, 진폭 1.25V의 even anodal 자극, d) 주기 4ms, 펄스폭 2ms, 진폭 1.25V의 cathodal 자극.

Fig. 12. Various output waveform controlled by remote PC. a) Anodal stimulation with period 4ms, pulse width 1ms, amplitude 1.25V, b) Cathodal stimulation with period 4ms, pulse width 1ms, amplitude 1.25V, c) Biphasic(even anodal) stimulation with period 4ms, pulse width 2ms, amplitude 1.25C, d) Biphasic(even cathodal) stimulation with period 4ms, pulse width 2ms, amplitude 1.25V.

지에서 입력된 파라미터를 인터넷과 ZigBee 연결을 거쳐 자극기에서 생성된 최종 자극 패턴과 비교하였다.

### III. 결과 및 고찰

모의실험을 통해 원격으로 전송되어 생성된 자극 파형을 팬텀의 테스트 단자에 연결된 오실로스코프를 통해 그림 12와 같이 확인할 수 있었다. 그림 12에서 보는 것과 같이 생성된 자극 파형은 원격지에서 선택된 다양한 파형 및 세부파라미터와 일치하는 것을 확인하였다.

또한 실험용 팬텀으로 사용된 가변저항의 값을 변화시켜도 출력 전압의 값은 일정하게 유지됨을 확인할 수 있었다.

무선 자극기의 경우 배터리를 사용하므로 전력 소모의 수준이 중요하다. 개발된 자극기의 전력 소모는 표 2와 같이 측정되었다. 측정 시 팬텀의 저항은 평균적인 뇌신경 조직의 저항을 고려하여 50kΩ으로 하였다. 펄스폭과 주기의 비율 및 펄스의 형태를 몇 가지로 변화시켜 측정한 결과, 평균적으로 대략 47mA의 전력소모를 나타내었다. 하루 30분 정도의 자극을 가한다고 가정할 때, 이를

배터리 지속시간으로 환산하면, 2800mAh 용량의 배터리로 약 2개월간 사용이 가능한 수준이다.

통신이 전기 자극과 동시에 수행되었을 때에도 전력 소모의 큰 증가는 없었으며, 이로부터 ZigBee 통신의 전력소모가 앞서 설명된 바와 같이 매우 미약한 수준임을 실제로 확인할 수 있었다. 뇌졸중 치료를 위해서는 6개월 정도의 사용이 필요하므로 향후 인체 내 삽입을 목적으로 시스템을 개발하는 경우 전력 소모를 절감할 필요가 있으며, 이는 현재 시스템에서 고려되지 않은 마이크로프로세서의 저 전력 모드 사용과 아날로그 회로의 저 전력 설계 등을 통해 해결할 수 있을 것으로 생각된다.

원격으로 연결된 뇌졸중 환자의 회복 양상을 모니터링 하기 위해 현재는 원격 연결된 환자의 주관적인 평가를 기초로 하나, 향후 원격 패그 보드 시스템 등[11]과 결합하여 패그 보드를 이용한 작업 수행 평가를 디지털 스코어로 정량화 한 후, 이를 원격으로 전송 받으면 운동 기능 회복에 대한 보다 객관적인 모니터링이 가능할 것으로 생각된다. 보다 세밀한 평가를 위해서는 궁극적으로 뇌신경 조직의 변화를 모니터링 하는 방법이 필요하며, 최근 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다[12].

표 2. 개발된 뇌 자극기의 전력 소모 측정 결과

Table 2. Measured power consumption of the developed brain stimulator

펄스 폭/주기	파형	
	Anodal	Even Anodal
1/10	47mA	50mA
1/40	45mA	46mA

개발된 원격 뇌 자극 치료 시스템에는 크게 뇌 자극기의 제어와 환자의 치료 관리를 위한 기능이 통합되어 있어, 익숙하지 않은 사용자의 경우 사용하는데 다소 어려움을 겪을 수 있다. 향후 보다 직관적인 사용자 인터페이스를 구현함으로써 사용자의 편의를 향상시킬 수 있을 것이다.

#### IV. 결론

본 연구에서는 뇌졸중 회복을 위한 원격 뇌 자극 치료 프로그램을 개발하였다. 아울러 체계화된 점진적 자극 치료 관리를 위해 데이터베이스와 연동한 치료 관리 기능과 그래픽 가시화 기능을 제공하였다.

본 연구에서 개발된 원격 뇌 자극 치료 프로그램은 일차적으로 뇌졸중 환자를 위한 무선 뇌 자극기와 연동을 목적으로 하였으나, 전기 자극 치료를 필요로 하는 다른 뇌신경 질환에 대한 원격 처치 프로그램으로 쉽게 확장이 가능하다. 또한 거동의 불편을 유발하는 다른 중추 혹은 말초 신경계 질환에 대해서도 기존 가정에서의 비전문적인 물리치료에서 벗어나, 원격지의 의사에 의해 직접 관리되는 보다 전문적인 치료를 받는 것도 가능할 것이다. 이를 위해서는 해당 질환의 치료를 위한 효과적인 전기 자극의 패턴을 찾는 기초연구가 선행되어야 할 것이다.

본 연구에서 개발된 원격 뇌 자극 치료 프로그램은 최종적으로 뇌졸중의 치료에 사용되는 것을 목표로 하고 있으며, 자극 패턴에 대한 원격 제어 기능은 뇌신경계와 전기 자극의 효과 규명을 위한 기초 연구에 중요한 도구가 될 것으로 기대된다.

#### 참고문헌

- [1] J.S. Jeon, "Rehabilitation 1: Articles: Special rehabilitation treatment of Stroke," *Korea Institute of Patient Information Report*, vol. 7, no. 1, pp.43-64, 1998.
- [2] H.T. Henk, V.L. Jacques, G. Alexander, and M. J. Zwarts, "Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 11, pp.1629-1637, 2002.
- [3] K.C. Stewart J.H. Cauraugh, and J. J. Summers, "Bilateral movement training and stroke rehabilitation: A systematic review and meta-analysis," *J. Neuro.l Sci.*, vol. 244, no. 1, pp.89-95, 2006.
- [4] Y.O. Lee, "Patients' lived experience in rehabilitation from stroke," *The Korea Journal of Rehabilitation Nursing*, vol. 4, no. 1, pp.33-42, 2001.
- [5] F. Techio, F. Zappasodi, M. Tombini, A. Oliviero, P. Pasqualetti, F. Vernieri, M. Ercolani, V. Pizzella, and P.M. Rossinib, "Brain plasticity in recovery from stroke: An MEG assessment," *NeuroImage*, vol. 32, no. 3, pp.1326-1334, 2006.
- [6] G.H. Kim, M.H. Ryu, Y.I. Sddhin, H.I. Kim, N.G. Kim, and Y.S. Yang, "Development of wireless neuro-modulation system for stroke recovery using ZigBee technology," *J. Biomed. Eng.* vol. 28, no. 1, pp.153-161, 2007.
- [7] S. Farshchi, P.H. Neyujukian, A. Pesterev, I. Mody, and J.W. Judy, "A tinyOS-enabled MICA2-based wireless neural interface," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, pp.1416-1424, 2006.
- [8] H.I. Kim, Y.I. Shin, S.K. Moon, G.H. Chung, M.C. Lee, and H.G. Kim, "Unipolar and continuous cortical stimulation to enhance motor and language deficit in the patients with chronic stroke: report of 2 cases," *Surg. Neurol.* in press, 2007.
- [9] C.R. Bustson, C.B. Maks, and C.C. McIntyre, "Sources and effects of electrode impedance during deep brain stimulation," *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, no. 2, pp.447-454, 2006.
- [10] C.R. Bustion and C.C. McIntyre, "Tissue and electrode capacitance reduce neural activation volumes during deep brain stimulation," *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, no. 10, pp.2490-2500, 2005.
- [11] H.H. Choi, M.H. Ryu, Y.S. Yang, and N.G. Kim, "Development of an electric pegboard using RFID with multiple reader antennas," *35th The Korean Society of Medical & Biological Engineering*, Jeonju, Korea, May, 2007, pp.144.
- [12] D. Liebetanz, F. Fregni, K.K. Monte-Silva, M.B. Oliveira, A.A. Santos, M.A. Nitsche, and R.C.A. Guedes, "After-effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on cortical spreading depression," *Neuroscience Letters*, vol. 398, no. 1, pp.85-90, 2006.