

ZigBee 기반의 무선 뇌 자극기와 네트워크를 이용한 원격 뇌졸중 회복 시스템의 개발

論 文

57-3-28

A Development of Remote Medical Treatment System for Stroke Recovery using ZigBee-based Wireless Brain Stimulator and Internet

尹孝晶* · 梁允碩† · 柳文浩*** · 金貞孜** · 金南均**
(G. H. Kim · Y. S. Yang · M. H. Ryu · J. J. Kim · N. G. Kim)

Abstract - Ubiquitous healthcare (U-healthcare) system is one of potential applications of embedded system. Conventional U-healthcare systems are used in health monitoring or chronic disease care based on measuring and transmission of various vital signs. However, future U-healthcare system can be of benefit to more people such as stroke patients which have limited activity by providing them proper medical care as well as continuous monitoring. Recently, an electric brain stimulation treatments have been found to be a better way compared to conventional ones and many are interested in using the method toward the treatment of stroke. In this study, we proposed a remote medical treatment system using ZigBee-based wireless electric brain stimulator that can help them 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 receive personal information of the connected patients and cumulate 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 extend their coverage to outdoors being networked with hand-held devices through ZigBee.

Key Words : ZigBee, Remote medical treatment program, Stroke recovery, Electric brain stimulation, Wireless communication

1. 서 론

유비쿼터스 환경에 대한 관심과 함께 개발이 활발하게 이루어지면서 RFID, Bluetooth, ZigBee와 같은 무선통신을 사용하는 임베디드 기기가 많이 개발되고 있다[1]. 그 한 예로 언제 어디서나 가능한 의료 서비스, 즉 유비쿼터스 헬스(ubiquitous health)를 지원하는 소형, 휴대용 의료기기들도 다양하게 연구, 개발되고 있다. 대부분의 유비쿼터스 헬스용 기기는 건강 상태의 모니터링을 위해 다양한 생체신호(vital sign)의 측정과 전송을 목적으로 하고 있으며 이러한 기술을 기반으로 휴대용 혈당 측정기와 같은 휴대용 시스템을 이용한 건강관리, 혹은 만성 질환 관리 등에 주로 사용되고 있다.

인구의 고령화와 복잡한 사회구조에 따른 스트레스 과다 등의 원인으로 뇌 질환의 발병률이 증가하고 있는데, 특히 뇌졸중은 한국인의 3대 사인 중의 하나로 포함된 바 있다

[2]. 뇌 병변으로 인해 반신마비, 언어장애, 치매 등의 손상을 입은 환자의 경우 쉽게 활동 할 수 없는 특징이 있기 때문에 필요한 치료를 받기 위해 정기적으로 병원을 찾는 일이 쉽지 않은 실정이다[3].

최근 뇌졸중의 치료에 있어서 기존의 치료법과는 다른 대뇌피질의 직접 전기 자극에 의한 치료법이 관심을 받고 있다. 현재 동물 실험을 통해 그 효과가 일부 검증된 바 있어 기존의 약물이나 운동치료에 비해 획기적이고 잠재적인 치료 방법으로 인식되고 있으며[4], 이를 목적으로 저 전력 무선통신모듈인 ZigBee가 내장된 뇌 전기 자극기(brain stimulator)도 개발된 바 있다[5].

그러나 대뇌 피질 직접 전기 자극 방법을 통해 뇌졸중의 회복을 돕는 경우에 있어서도, 환자마다의 개별적 특성과 치료에 따른 환자의 예후를 관찰하며 점진적인 치료를 시행하여야 하기 때문에 환자는 여전히 정기적으로 병원을 방문하여 의사를 통해 뇌 전기 자극의 세기와 빈도 등을 적절히 제조절할 필요가 있다.

거동이 불편한 뇌졸중 환자들이 병원을 방문하지 않고도 회복과 재활에 필요한 치료를 받을 수 있도록 하기 위해, 본 연구에서는 이전 연구를 통해 개발된 ZigBee 기반의 뇌 전기 자극기의 출력을 보다 다양화하고 이를 인터넷과 연계하여 원격지의 의사가 환자의 전기 자극기에 직접 접속하여 자극의 세기와 빈도 등을 변화시킬 수 있도록 하는 유무선

* 學生會員 : 全北大學校 헬스케어공학과 碩士課程

** 正會員 : 全北大學校 바이오메디컬공학과

*** 正會員 : 全北大學校 실버공학연구소

† 교신저자, 正會員 : 全北大學校 바이오메디컬공학과 助教授

E-mail : ysyang@chonbuk.ac.kr

接受日字 : 2007년 12월 5일

最終完了 : 2008년 1월 9일

연동의 원격 뇌졸중 회복 시스템을 개발하였다. 아울러 최적의 치료 효과를 얻기 위해 환자마다의 발병 시기, 증상, 시술 시기 및 전기 자극에 대한 초기반응 등 치료의 시행에 필요한 정보들을 데이터베이스를 이용해 종합 관리하도록 하였다. 자극의 형태에 관여하는 파라미터들의 변동과 이에 대한 영향을 토대로 효과적인 치료 계획의 수립과 시행을 위한 가시화 분석 도구를 개발하였다.

2. 원격 뇌 자극 치료 시스템의 개발

원격 뇌 자극 치료 시스템의 전체적인 구성은 그림 1과 같다.

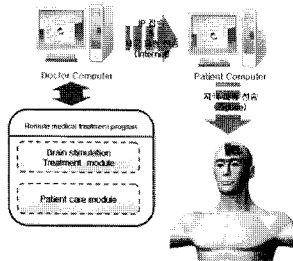


그림 1 뇌졸중 원격 회복 시스템 구성

Fig. 1 Overview of the remote stroke treatment system

2.1. 통신모듈

본 연구에서는 외부와의 통신을 위해 무선 개인 네트워크(WPAN : Wireless Personal Area Network) 방법의 한 표준인 ZigBee를 뇌 전기 자극기에 내장하여 일정 반경(20m 내외)에서는 구속감 없는 접속과 제어 및 데이터 전송이 가능하도록 하였다. ZigBee 무선 통신은 블루투루 (bluetooth), 무선랜(WLAN) 등 다른 무선 통신 방법에 비해 전력소모가 월등히 적어, 통신모듈의 구동을 위한 배터리가 적게는 수개월에서 많게는 수년 동안 지속될 수 있는 장점을 가지고 있다. 본 연구에서 개발하고자 하는 뇌졸중 치료 목적의 대뇌 피질 자극기는 체내에 약 6개월 정도 삽입되어야 하므로[6], ZigBee로 무선통신을 구현하면 치료 기간 중 무선통신을 위한 배터리 소모로 인한 별도의 충전이나 배터리 교체를 위한 부가적인 수술의 필요성을 줄일 수 있다. 체내에 시술된 자극기와 외부의 자극제어기 사이의 무선 연결 이외에도 송수신되는 데이터의 보안이나 네트워크 확장성 등 여러 가지 잠재적 이점이 있다. 더욱이 신경 신호 측정 및 전송 등 양방향 데이터 통신으로 기능이 확장될 것을 고려할 때, 일반 무선 통신(RF)을 이용한 기존 신경 신호 전송 시스템의 단점인 안테나 방향성과 제어기와의 거리에 대한 문제점도 해결할 수 있다[7].

ZigBee의 구현은 ZBS-100(Robo block System, Korea) 모듈을 사용하였다. 모듈의 무선 송수신 범위는 30~100m, 모듈의 크기는 19×21mm이고, 3.3V의 전원 입력을 사용한다.

2.2. 신경 자극기 모듈

뇌졸중에의 영향과 동물실험에서 나타난 결과들을 토대로 [8], 임상적으로 유의한 전기 자극을 실현할 수 있도록 이전 연구에서 개발된 소형 전기 자극기를 개선하였다. 특정 뇌신

경 조직의 활성을 억제하는 뇌 심부 자극기(DBS : Deep Brain Stimulator)의 원리와 달리, 뇌졸중에 있어서의 전기 자극은 뇌 세포의 흥분에 필요한 역치를 낮추어 목표 영역의 전반적인 뉴런 활성도를 증진시켜 이에 따른 뇌 기능을 일깨우는 효과가 있는 것으로 파악된다. 따라서 직류(DC), eccentric biphasic(+,-)를 포함하여 구형과 형태의 anodal(+) 펄스, cathodal(-) 펄스 등 다양한 전기 자극의 세기와 빈도 등을 조절하여 출력할 수 있도록 하였다[9].

신경 조직에 가하는 다양한 자극 파형을 외부의 제어신호에 의해 선택적으로 생성할 수 있는 소형의 전기 자극기를 ATmel128L(Atmel, USA), H-bridge 회로, DAC7617(TI, USA)등을 이용하여 그림 2과 같이 구성하였다. 그림 3에 나타난 것처럼 ZigBee 무선 통신 모듈을 통해 외부 제어기와 전기 자극치료의 형태를 결정하는 파라미터를 송수신한다. 자극 회로 모듈의 크기는 50×37mm이고, 무게는 14.2g이다.

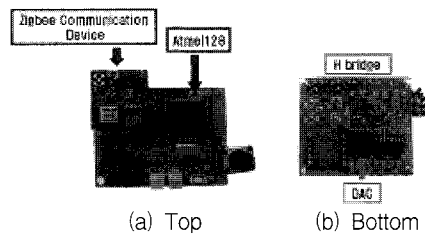


그림 2 뇌 자극기 회로

Fig. 2 Brain stimulator circuit (a) top view, (b) bottom view

2.3. 소프트웨어 모듈

전기 자극기를 시술한 이후 약 6개월간의 치료기간 동안 치료용 전기 자극의 패턴을 단계적으로 변경하기 위해 전용의 소프트웨어가 필요하다. 소프트웨어 모듈은 ZigBee로 연결된 전기 자극기를 무선으로 접속하여 기기의 설정을 외부에서 할 뿐 아니라, 이를 인터넷과 연동하여 원격지의 의사가 환자를 직접 대면하지 않고도 치료 단계에 적당한 조절을 시행할 수 있도록 하였다. 신경 자극기 모듈의 성능 개선을 바탕으로 그림 3에서 보인 바와 같은 다양한 형태의 전기 자극에 대한 선택이 가능하며, 이전 연구에서 개발된 제어용 소프트웨어를 한층 개선하여 보다 사용자 친화적인 인터페이스를 위해 간략한 모식도를 표시하도록 하였다. 모식도를 통하여 자극에 관한 세부적인 파라미터들의 의미를 쉽고 정확히 알 수 있도록 하였다.

전기 자극 치료의 조절을 위해 중요한 정보는 현재까지 적용된 치료의 방법, 즉 자극의 세기, 빈도 등 파라미터들의 상세한 기록과 각 처치에 대하여 변화된 환자의 상태, 회복의 양상, 부작용의 유무 등이다. 자극의 세기는 전기 자극이 도달하는 범위 즉, 병변으로 인해 손상된 뇌 영역 주변의 정상 신경 세포가 활성화되는 범위와 관련이 있으므로[9], 손상된 기능 영역과 이의 보상영역의 범위에 따라 적절히 조절되어야 한다. 자극의 빈도, 반복횟수, 지속기간 등은 뇌신경 조직의 학습과 휴식 기간 동안의 자기 강화에 의한 기억의 효율에 관련되는 것으로 생각되며, 각 경우마다 면밀히 조절되어야 높은 치료효과를 얻을 수 있다. 이렇게 뇌 전기 자극 치료의 효율은 다양한 요소에 의해 좌우되므로 여러 파라미터와 이에 대한 반응을 개별 시행 기록과 차트만을 가지고 종합적으로 검토하는 것은 쉽지 않다. 개발된 소프트

웨어 모듈은 이를 해결하기 위해 치료와 관련된 환자의 정보들을 데이터베이스를 이용하여 관리하도록 하였고, 각 치료의 시행과 관련하여 누적된 파라미터들을 효과적으로 검토하여 효과적인 치료에 관한 방안을 설계할 수 있도록 가시적인 데이터 분석 틀을 제공한다. 그림 4에 데이터 분석 그래프의 예를 나타내었다. 다수의 파라미터를 표시함에 있어 자극의 세기가 가장 주요한 척도인 것을 고려하여 이를 y축에 표시하였고, x축은 치료기간의 경과, 즉 시간을 나타내었다. 그래프상의 각각의 원은 한 회 차의 자극을 의미하며, 원의 크기는 자극의 1회 지속시간(running time) 을 의미한다. 원의 색깔은 그림 4와 같이 전기 자극의 극성에 따른 종류를 나타낸다.

소프트웨어 모듈의 작동에 필요한 인터넷 접속 및 그래픽 사용자 인터페이스는 Visual C++ (Microsoft, USA), 데이터베이스는 Access (Microsoft, USA)으로 작성하였다.

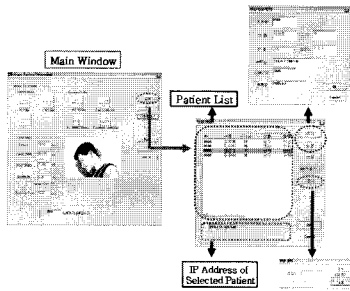


그림 3 소프트웨어 모듈의 구성

Fig. 3 Software module

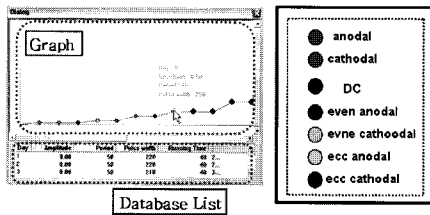


그림 4 매 치료시의 자극의 형태와 각 파라미터들의 변화 과정을 볼 수 있는 그래프

Fig. 4 Graphical visualization and stimulation waveforms

2.4 원격 뇌 자극 치료 시스템 통합 및 검증

기기의 성능을 평가하기 위해 상용 뇌 심부 자극기(deep brain stimulator, DBS)의 사양을 참조하였다. 뇌졸중을 위해 상용화된 뇌 자극 치료기는 아직 없으므로 Epilepsy용으로 사용되고 있는 뇌 심부 자극기(Model 7426, Medtronic)을 택하여 자극 파형의 최대 속도, 최소 펄스 폭 등의 사양을 비교하였다[10]. 사용 목적과 신경 조직에의 작용 기전이 다르기 때문에 직접적인 비교 대상은 될 수 없지만, 인체 내장을 목적으로 하고 있는 점과, 향후 보다 다양한 패턴의 전기 자극 생성을 위해 중요한 시간 축 분해능(time resolution)을 비교하기 위해 모델로 선정하였다.

개발된 각 모듈을 통합하여 인터넷과 연동한 원격 뇌 자극 치료 시스템의 검증을 위해 모의실험을 실시하였다. 모의 실험은 원격지(의사)의 컴퓨터, 가정(환자) 내의 컴퓨터,

Zigbee로 연결된 뇌 자극기, 그리고 뇌신경 조직의 임피던스를 모방한 팬텀으로 구성하였다. DBS의 경우 통상적으로 사용하는 등가회로 모델은 자극기에서 인가하는 전압, 전극과 조직의 계면에 발생하는 표면 캡슐화 용량(surface encapsulation capacitance), 전극과 생체조직의 계면에 발생하는 표면 캡슐화 전도도(surface encapsulation conductivity), 신경 조직의 부피 전도도(volume conductivity), 케이블의 저항, 전류의 return path에 해당하는 DBS 본체의 표면 conductivity 등을 모두 고려하여 등가회로를 구성한다[11]. 이 중 뇌신경 조직의 임피던스는 일반적으로 수~수십kΩ 범위에서 다양한 값을 가지므로, 팬텀은 이를 모방하여 0~100 kΩ 범위의 가변저항으로 구현하여 다양한 조건에서 출력을 확인할 수 있도록 하였다. 그 밖의 용량 성분을 포함하기 위해 팬텀과 자극기의 출력단자 사이에 일반적인 DBS용 전극의 용량성분인 3.3μF을 직렬로 연결하였다[12].

3. 결 과

표 1에 보인 바와 같이 본 연구의 뇌 자극기는 상용 DBS에 비해 빠른 주파수의 전기 자극이 가능할 뿐 아니라 더 높은 시간 축 분해능을 가지고 있음을 알 수 있다. 뇌졸중 치료 목적의 뇌 자극기의 출력 전압 범위가 낮은 것은 DBS와 달리 신경 세포의 활동을 인위적으로 유발하거나 억제하기 위한 것이 아니라, 자발적인 활성을 돕는 수준의 전류 자극을 인가한다는 의미가 있으며, 실제로는 임상실험에 앞서 일차적인 팬텀 혹은 Rat을 사용한 동물 실험을 목표로 비교적 낮은 전압을 출력하도록 설계되었기 때문이다.

표 1 상용 뇌 심부 자극기와 개발된 뇌 자극기 성능 비교 Table 1 Performance comparison of commercial DBS and the developed brain stimulator

	Maximum Rate	Minimum Rate	Amplitude of Stimulation
Model 7426	220Hz	60μs	0~10.5V
Our System	550Hz	1μs	0~1.25V

표 2는 개발된 무선 뇌 자극기의 배터리 소모 전류 측정 결과이다. 측정 시 팬텀의 저항은 평균적인 뇌신경 조직의 저항을 고려하여 50kΩ으로 하였다. 펄스폭과 주기의 비율 및 펄스의 형태를 변화시켜 측정한 결과, 평균적으로 대략 47mA를 보였다. Even Anodal 파형으로 펄스폭과 주기 비율 1/10인 자극을 가한다고 가정하여, 2850mAh의 배터리 총 소모 시간을 측정하였다. 측정된 결과 총 33시간 동안 작동하였으며, 이 시간동안 전력소모량의 차이는 거의 나타나지 않았고 신호의 강도 또한 변화가 없어TEk. 이는 하루 30분 동안 자극을 가한다면 2850mAh의 배터리로 약 10주간 사용가능한 수준이다.

표 2 개발된 뇌 자극기의 소모 전류 측정결과

Table 2 Measured power consumption

	Anodal	Even Anodal	Eccentric Anodal
1/10	47mA	50mA	50mA
1/40	45mA	46mA	47mA

원격 뇌 자극 치료 시스템의 검증을 위해 원격지의 입력 파라미터와 인터넷-ZigBee 연동을 거쳐 뇌 자극기에서 실제 출력된 자극 패턴을 그림 5에 함께 나타내었다.

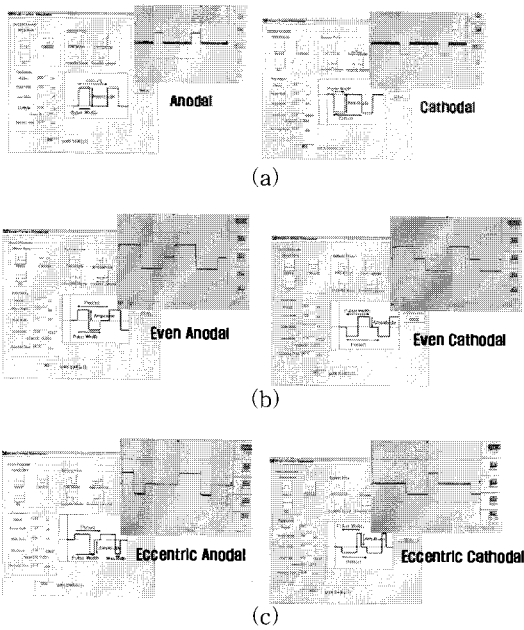


그림 5 자극기의 다양한 출력파형 a) 주기4ms, 펄스폭1ms, 진폭1.25v의 anodal과 cathodal자극 b) 주기5ms, 펄스폭2ms, 진폭1.25v의 even anodal과 cathodal자극, c) 주기6ms, 펄스폭2/1ms, 진폭1.25v의 eccetric anodal과 cathodal자극

Fig. 5 Various output waveform a) anodal & cathodal pulse with period: 4ms, pulse width: 1ms, amplitude: 1.25v, b) even anodal & cathodal pulse with period: 5ms, pulse width: 2ms, amplitude: 1.25 v, c) eccentric anodal & cathodal pulse, with period: 6ms, 1st/2nd pulse width: 2/1ms, amplitude: 1.25 v.

4. 결론 및 토의

본 연구에서는 뇌졸중의 회복을 위한 잠재적인 치료법으로 인식되고 있는 직접 뇌 전기 자극 방법을 토대로, 사실상 거동이 불편한 뇌졸중 환자들이 치료를 위해 정기적으로 병원을 방문해야 하는 불편함 없이, 시술된 뇌자극기를 통하여 원격지의 병원에 있는 의사로부터 전기 자극 치료를 손쉽게 받을 수 있도록 지원하는 통합 시스템의 프로토타입을 개발하고 이를 검증하였다.

개발된 시스템은 ZigBee 기반의 직접 뇌 자극기를 인터넷과 연결한 유무선 연동의 원격 치료를 위한 통합 시스템으로, 모식도를 이용한 자극 패턴의 쉽고 정확한 설정, 환자 별로 원격 연결과 치료기록 저장을 위한 데이터베이스 연동, 전기 자극 치료의 효과를 높이기 위한 데이터 분석 및 가시화 기능을 갖추고 있다.

개발된 시스템은 뇌졸중의 회복을 위한 원격 자극 치료를 대상으로 하였으나, 전기 자극법을 적용할 수 있는 다른 뇌 신경 질환에 대한 원격 의료 시스템으로도 확장이 가능하다. 또한 본 연구의 ZigBee 기반의 원격 뇌졸중 치료 시스템은 환자 가정 내의 PC를 통하여 인터넷에 연동되었으나 향후

휴대폰과 PDA 등 다른 휴대용 네트워크 접속기기를 경유하여 가정 이외의 장소에서도 지속적인 치료 관리를 통한 회복을 얻을 수 있을 것으로 기대된다. 향후 원격 유무선 시스템의 효과 검증과 자극 형태에 따른 치료효과를 규명하기 위한 동물 실험이 계획 중이며, 본 연구에서 개발된 파라미터 분석 및 가시화 기능은 여기에 중요한 도구로 사용될 것이다.

감사의 글

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

참고 문헌

- [1] 유영환, 송형규, "유비쿼터스 근거리 무선 통신 기술" 전자공학회지, vol. 31, no. 12, pp.52-61, 2004
- [2] 전중선, "뇌졸중의 전문적 재활치료에 대하여" 간호학탐구, vol. 7, no. 1, 1998
- [3] K. C. Stewart, J. H. Cauraugh, J. J. Summers. "Bilateral movement training and stroke rehabilitation: A systematic review and meta-analysis." Journal of the Neurological Sciences vol. 224, no.1, pp. 89 - 95, May, 2006
- [4] F. Techio, F. Zappasodi, M. Tombini, A. Oliviero, P. Pasqualetti, F. Vernieri, M. Ercolani, V. Pizzella, P. M. Rossini, "Brain plasticity in recovery from stroke : An MEG assessment", NeuroImage, vol. 32, no.3, pp.1326-1334, May, 2006
- [5] H. J. Yun, Y. S. Yang, M. H. Ryu, J. J. Kim, N. G. m, "A Remote Medical Treatment System for Stroke Recovery using ZigBee-Based Wireless Brain Stimulator" J. Biomedical Engineering Research, vol. 28, no. 5, pp. 657-664, 2007.
- [6] G. H. Kim, M. H. Ryu, Y. I. Shin, 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 Jack W. Judy, "A tinyOS-enabled MICA2-based wireless neural interface", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 53, no. 7, pp.1416-1424, 2006.
- [8] G. H. Kim, Y. S. Yang, S. M. Lee, and N. G. Kim, "Bipolar plastic cortex simulator for stroke recovery via ZigBee technology," 33th The Korea Society of Medical & Biological Engineering, 2005.
- [9] Jens Volkmann, Jan Herzog, Florian Kopper, and Gu'tnner Deuschl, "Introduction to the Programming of Deep Brain Stimulators", J. VOLKMANN ET AL. vol. 17, no. 3, pp.181-187, 2002.
- [10] http://www.medtronic.com/physician/activa/downloadable/files/220822_a_002.pdf
- [11] 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.
- [12] C. R. Bustion, and C. C. McIntyre, "Tissue and electrode capacitance reduce neural activation volumes during DBS", Clinical Neurophysiology, vol.116, no.10, pp.2490-2500, 2005.