

자기유도방식 기반의 다채널 신경 자극기 개발

성경모¹, 엄경식^{1*}

부산대학교 전기전자공학과¹

Development of a multichannel neural stimulator based on an inductive coupling

Kyungmo Sung¹, Kyungsik Eom^{1*}

Department of Electronics, Pusan National University, Korea

*kseom@pusan.ac.kr

Abstract

Electrical Neuromodulation has been widely adopted to treat many patients suffering from incurable diseases. Developing fully implantable neurostimulation, however, has several limitations with regard to its high expense, bulky size, and non-biocompatible electrical components that are composed of. In this paper, we presented a multichannel neural stimulator having only passive elements to reduce cost, thickness, and toxicity. Since a conventional neural stimulator based on the IPT needs a relatively wide area due to the size of the secondary coil, so a simplification rule is suggested considering the simplified input impedance of each channel to reduce the device area. As a result, it is found that power transfer efficiencies of channel.1 and channel.2 are 20% and 4%, respectively. It is also found that each channel is well operated in the resonant frequency which is set in the range of the limited spiral coil. As another analog experiment, to check the output characteristics of this stimulator, it needs to be monitored with respect to the neural stimulation. This result opens up the possibility of building a multichannel, ultrathin neural stimulator using passive components that could help many patients with neurodegenerative disease.

1. 연구 배경

최근 체내 이식 가능한 전기적 신경 자극기를 통해 다양한 질환의 치료를 목표로 하는 연구가 활발히 진행되고 있다[1]. 기존의 신경 자극기는 체내에 배터리를 삽입해 전력을 공급하고, 채널의 증설을 위해 능동 소자를 사용해 왔다. 이로 인해 자극기의 큰 면적 및 두께, 높은 제작 비용 및 패키징 손상 시 유해 물질 발생 등의 단점이 있다. 위 단점을 보완하고자 최근 수동 소자로만 이루어진, 배터리를 필요로 하지 않는 신경 자극기들이 개발되고 있다[1][2]. 이러한 신경 자극기는 체내에 삽입 후 외부의 전력 송신기로부터 여러 방법을 통해 자극 신호를 전달받는데, 그 중 근거리에서 높은 전력 전송 효율을 가지는 자기유도 방식이 널리 사용되고 있다. 또한 자기유도 방식은 수신 코일과 튜닝 커패시터 간의 LC 병렬 공진 회로를 이루어 자극기 채널의 동작 주파수를 설정 및 선택할 수 있다는 장점을 가진다. 하지만, 생체 이식 장치 내 수신 코일의 큰 면적은 자극기의 생체 적합성을 저하시키는 요인으로 지목되고 있다[3]. 또한 채널을 증설하는 경우, 채널 수에 비례하여 요구되는 LC 공진회로의 수 및 수신 코일의 면적이 증가하는 단점이 있어, 최근의 연구들은 단채널 자극을 기반으로 이루어지고 있다[1].

이러한 단점을 보완하고자 위 논문에서는 LC 공진회로의 새로운 간소화 방법을 제시한다. 기존의 코일과 LC 공진회로가 일대일 대응을 이루는 설계 방식과 다르게, 위 논문에서 소개할 간소화 방법은 1개의 나선형 수신 코일만을 사용하여 2개의 각각 다른 공진주파수를 갖는 채널 형성을 제공한다. 이는 채널의 수 대비 코일의 개수를 감소시켜 삽입부 주변 조직의 손상을 완화시킬 수 있으며, 각각의 채널은 최적화 방법으로 인해 독립적인 공진주파수를 가지므로 높은 동작 선택도를 띄게 된다. 이러한 최적화 방법을 이용하여 위 연구진은 수동 소자 기반의 2-채널 신경 자극기를 모델링하였다. 신경 자극기의

각 채널에서 벡터 네트워크 분석기(TTR503A, Tektronix)를 이용해 입력 신호의 주파수에 따른 S-파라미터를 측정하였으며, 이를 분석하여 각 채널이 갖는 고유의 공진주파수에서 각각 어떻게 동작하는지를 관찰하였다. 위 실험의 측정값을 통해 자극기의 각 채널의 선택도를 비교하였다.

2. 연구 방법

전력 송신부는 전력 증폭기, 스위치, 송신 나선형 코일, 튜닝 커패시터로 구성했다. 전력 증폭기는 NPN, PNP형 Power BJT(2SD669A, 2SB649A)와 저항을 이용하여 class-AB 증폭기를 구현했다. 전력 증폭기의 출력단에 스위치를 연결한 후, 송신 코일과 튜닝 커패시터로 이루어진 LC 직렬 공진회로를 연결하여 전력 송신부를 구현했다. 회로의 전원은 5V와 -5V이며, 입력단에는 수신단의 동작 여부를 결정하기 위한 반송파와 신경을 자극할 신호의 주파수 정보를 갖는 신호파가 진폭 변조된 파형을 인가했다. 이후 스위치를 제어해 전력을 인가할 채널의 공진주파수에 맞도록 튜닝 커패시터를 선택했다.

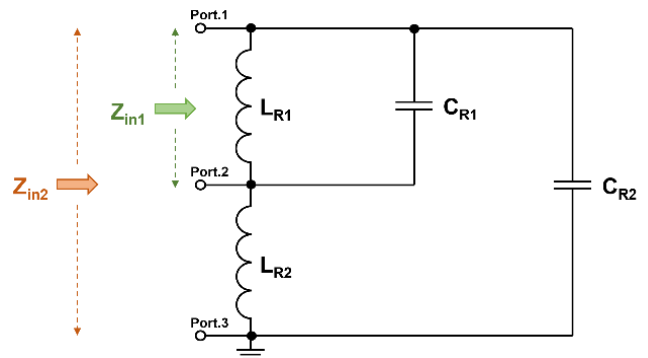


그림 1. 신경 자극기의 LC 병렬 공진회로

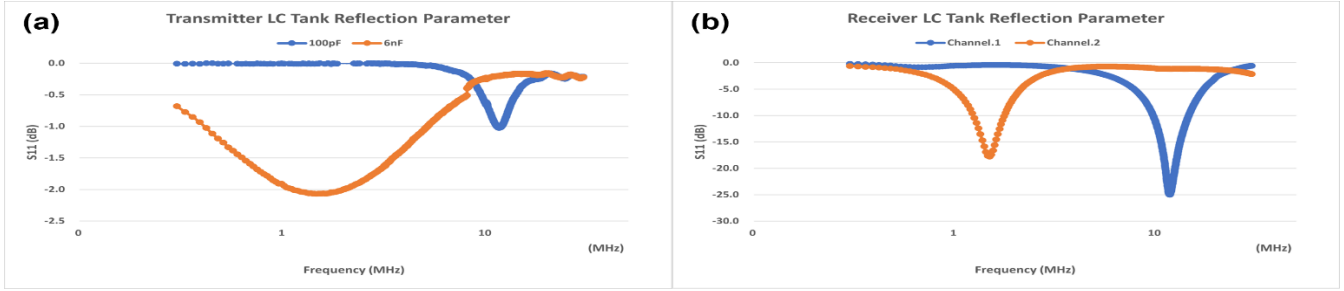


그림 2. (a)전력 송신부와 (b)신경 자극기 각 LC 공진회로의 S11-Parameter.

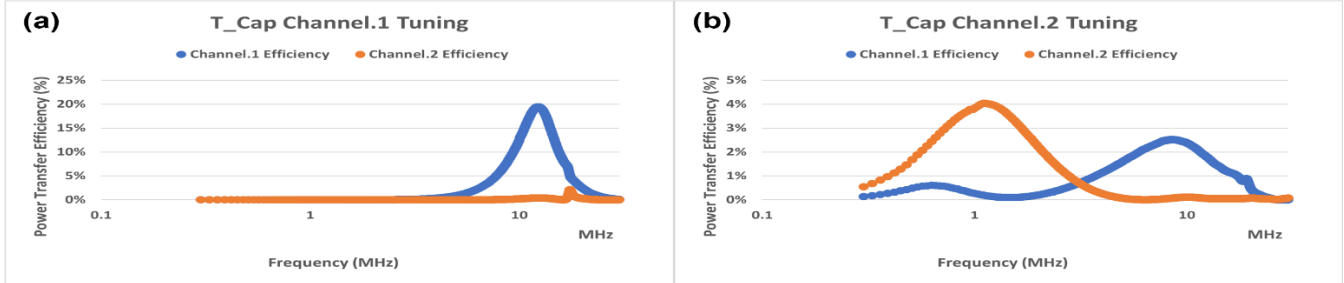


그림 3. 전력 송신기측 튜닝 커패시터가 (a) 100pF, (b) 6nF 일 때, 전력 송신기에서 신경 자극기로의 전력 효율.

	Inductor		Capacitor		Resonant Frequency
	Transmitter	Receiver	Transmitter	Receiver	
Channel.1	2.32μH	1.89μH	100pF	363pF	11.5MHz
Channel.2		20 μH	6nF	4.47nF	1.5MHz

표 1. 전체 회로 설계에 사용한 코일과 커패시터 값 및 각 채널의 공진주파수

신경 자극기는 LC 병렬 공진회로와 정류기로 이루어져 있다. LC 병렬 공진회로는 2개의 공진주파수를 갖도록 그림 1. 과 같이 설계했다. 그림 1. 의 Z_{in1} 과 Z_{in2} 를 표현하면 다음과 같다.

$$Z_{in1} = (j\omega L_{R2} + 1/j\omega C_{R2}) \parallel (1/j\omega C_{R1}) \parallel (j\omega L_{R1}) \quad (1)$$

$$Z_{in2} = \{(j\omega L_{R1} \parallel 1/j\omega C_{R1}) + (j\omega L_{R2})\} \parallel (1/j\omega C_{R2}) \quad (2)$$

$L_{R1} * C_{R1} \ll L_{R2} * C_{R2}$ 의 조건을 추가하여 식(1, 2)를 다음과 같이 간소화할 수 있다.

$$Z_{in1} = (j\omega L_{R1}) \parallel (1/j\omega C_{R1}) \quad (3)$$

$$Z_{in2} = (j\omega L_{R2}) \parallel (1/j\omega C_{R2}) \quad (4)$$

위 조건을 만족하도록 각 소자의 값과 채널의 공진주파수는 표 1. 에 기입하였다. 표 1. 을 기반으로 설계한 LC 병렬 공진회로의 Z_{in1} 과 Z_{in2} 가 입력 임피던스인 각각의 두 단자에 정류기를 연결하여 두 개의 채널을 갖는 신경 자극기를 구현했다. 각 정류기는 정류 다이오드(D1N4148), 커패시터, 로드 저항을 이용한 반파 정류 회로로 구성했다. 커패시터와 로드 저항은 신경 자극 신호의 주파수(100Hz)로 정류하기 위해 각 10uF, 1kΩ을 사용했다.

그림 1. 의 두 입력 임피던스(Z_{in1} , Z_{in2})에서 S11 값을 측정하여, 위 식(1, 2)에 사용된 간소화 방법의 유효성을 검증했다. 이후 전력 송신부와 신경 자극기의 송수신 코일을 포개어 무선 전력 전송을 진행했으며, 각 주파수에 따른 S21값을 측정해 전력 전송 효율을 관찰했다.

3. 연구 결과

그림 2.a 는 전력 송신기의 튜닝 커패시터가 각각 100pF, 6nF일 때 LC 직렬 공진회로의 S11값을 나타낸다. 100pF은 11.5MHz, 6nF은 1.5MHz에서 S11이 최소임을 보인다. 이는

신경 자극기의 각 공진주파수와 일치하는 것을 확인할 수 있다. 그림 2.b 는 그림 1.a 의 Z_{in1} 과 Z_{in2} (채널1, 채널2)에서 각 S11 측정값을 나타낸다. 채널1과 채널2의 S11값은 각각 11.5MHz, 1.5MHz에서 최소임을 알 수 있다. 그림 3.a 와 b는 전력 송신기의 튜닝 커패시터에 따른 전체 시스템의 전력 전송 효율을 나타낸다. 그림 3.a 의 경우 채널1의 전력 효율이 11.5MHz일 때 약 20%의 최대값을 가짐을, b 의 경우 채널2의 전력 효율이 1.5MHz에서 약 4%의 최대 효율을 나타냄을 확인할 수 있다. 그림.3b의 채널1 파형이 9MHz일 때의 효율이 약 2%임을 보이는데, 이는 그림 2.a 6nF 파형의 넓은 대역폭으로 인한 현상임을 알 수 있다. 신경 자극 시에는 채널 동작에 맞도록 신호파의 주파수와 전력 송신기의 튜닝 커패시터를 선택함으로써, 위 결과는 채널 선택성의 유효성 판단에 기여하지 않는다.

연구진은 그림 2.b 에서 확인한 S11값을 통해 본 논문에서 제시한 간소화 방법의 유효성을 검증할 수 있었다. 또한 그림3에서 보여지는 시스템 전체의 전력 효율을 통해, 신경 자극 시 두 전극을 독립적으로 동작 시킬 수 있는 가능성을 확인할 수 있었다.

4. Acknowledgements

This work was supported by National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MSIT) (2020R1C1C1010505) and by BK21PLUS, Creative Human Resource Education and Research Programs for ICT Convergence in the 4th Industry Revolution

5.참고 문헌

[1] Koo, J., et al. "Wireless bioresorbable electronic system enables sustained nonpharmacological neuroregenerative therapy." *Nature Medicine*, Vol 24, No.12, p.1830-1836, 2018
 [2] Q. Xu, Z. Gao, H. Wang, J. He, Z.-H. Mao, and M. Sun, "Batteries Not Included: A Mat-Based Wireless Power Transfer System for Implantable Medical Devices as a Moving Target." *IEEE Microwave Magazine*, Vol 2, No.2, p.63-72, 2013
 [3] Liu, S., et al. "wireless Passive Stimulation of Engineered Cardiac Tissues." *ACS Sensors*, vol 2, No. 7, p. 1006-1012, 2017