

자기장 집속 강화를 통한 신경 자극용 이중 상쇄 마이크로 코일

최우석, 김한준
국립금오공과대학교

cws98110@kumoh.ac.kr, hanjoonk@kumoh.ac.kr

Dual-Loop Cancellation Microcoil for Neural Stimulation via Enhanced Magnetic Field Focusing

Woo Seok Choi, Han-Joon Kim
Kumoh National Institute of Technology

요약

마이크로 코일은 신경자극을 위해 사용되고 있는 기존 전기장 기반 전극의 비의도적인 주변 신경의 활성화, 면역반영으로 인한 전극 주변 조직의 임피던스 변화 등의 한계를 극복할 수 있는 대안책이다. 하지만, 마이크로 코일은 자기장 생성 방향에 따른 원치 않는 신경 자극, 낮은 에너지 효율 등의 이유로 널리 활용되지 못하고 있다. 본 연구에는 기존 마이크로 코일보다 높은 공간 선택성과 에너지 효율을 갖는 이중 상쇄 구조 마이크로 코일을 제안한다. 본 논문에서는 3D 전자기파 시뮬레이션을 통해 제안한 마이크로 코일이 기존 마이크로 코일보다 약 4 배 이상 향상된 공간선택성과 에너지 효율을 가짐을 보였다.

I. 서 론

뇌 심부 자극은 파킨슨병, 우울증, 강박 장애 등 다양한 신경학적 질환 치료에 혁신적인 진전을 가져왔다[1]. 그러나 기존 전기장 기반 전극은 통과 축삭의 비의도적인 활성화, 조직의 섬유화로 인한 임피던스의 변화 등 근본적인 한계가 있어 장기적 효율성과 안정성에 문제가 있다. 기존의 전극은 피라미드 신경세포와 같이 특정 방향성을 가진 세포군을 선택적으로 자극하기 어려우며, 이는 수평으로 배치된 통과 축삭의 비의도적인 활성화를 유발한다. 이러한 현상으로 인해 자극 반응이 전극 주변을 넘어 광범위하게 확산되어 치료 효율을 저해한다. 또한, 임플란트 이식 후 전극 주변에서의 글리아 세포 증식은 전극 주변에 고 임피던스 장벽을 형성하여 전기장 분포를 왜곡시켜 신경 자극 전달 효율을 감소시킨다. 이외에도 금속 전극과 뇌 조직의 직접적인 접촉으로 인해 전해질 부식 및 조직 손상, 세포의 이동 등의 이유로 기존 전극을 사용한 임플란트 장치는 장기적으로 활용하기에 어려움이 있다.

최근 자기 자극 기술이 이러한 문제를 극복할 대안으로 주목받고 있다. 2016년에는 100 μ m 폭의 V 자형 마이크로 코일을 사용하여 60 μ m 이내의 국소 영역에서 피라미드 신경세포를 활성화할 수 있음을 보였다. 이 연구에서는 또한, 글리아 세포가 발생하였음에도 자기장은 세포를 투과하여 성능을 장기적으로 유지할 수 있음을 보였다. 그러나 기존의 V 자형 단일 코일은 여전히 공간 선택성과 에너지 효율성 측면에서 한계를 보인다. 단일 코일은 비대칭적인 자기장 분포로 기존 전극보다 공간선택성을 높였음에도 불구하고 여전히 비의도적인 수평 축삭 활성화의 가능성이 존재하며 자극을 위해 44 – 52 mA 의 고전류를 요구하기 때문에

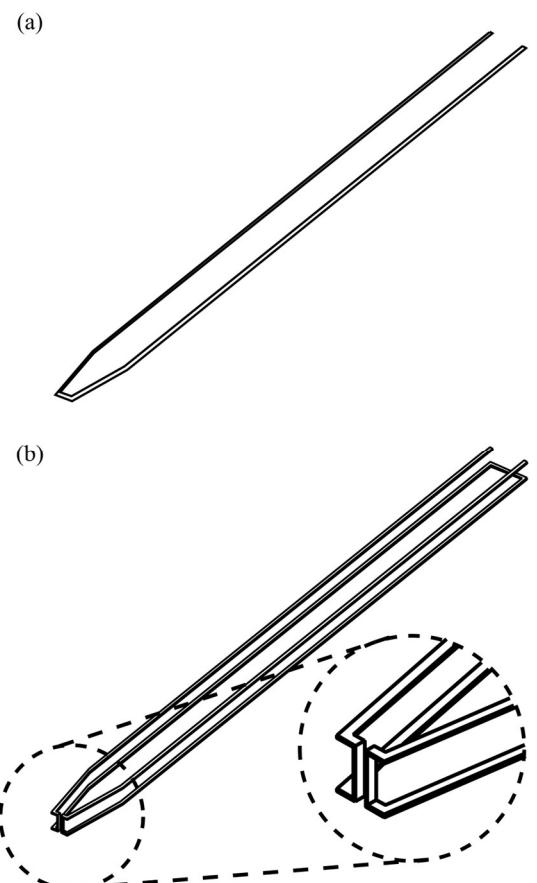


그림 1 기존 코일과 제안하는 코일의 구조
(a) 기존 V 자형 코일, (b) 이중 루프 구조 코일

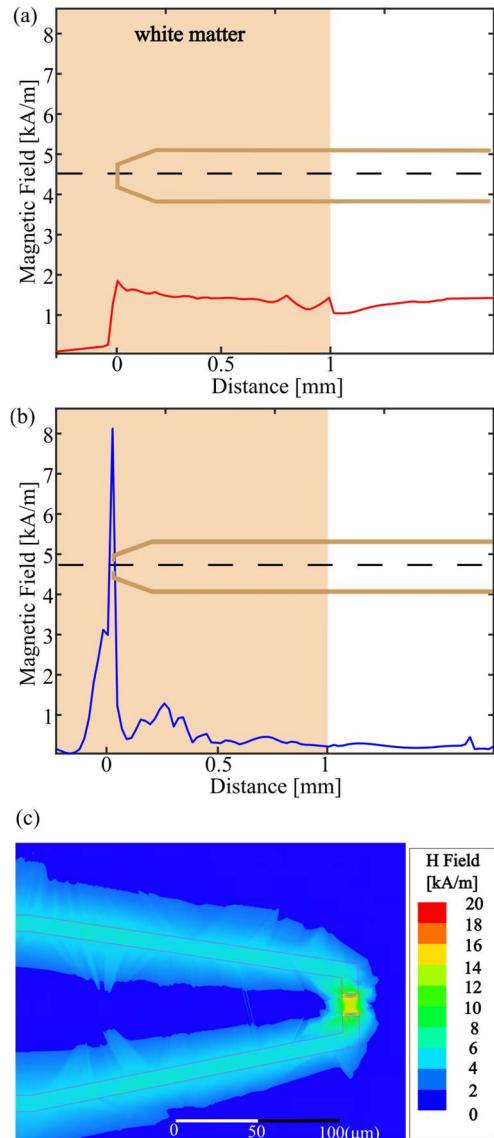


그림 2. 백질 내 삽입된 코일의 자기장 분포. (a) 백질 내 기존 코일의 자기장 세기, (b) 백질 내 제안 코일의 자기장 세기, (c) 제안 코일 주변의 자기장 분포

전력 소비도 크다[2]. 본 연구 그룹은 이러한 한계를 극복하기 위해 자기장을 전극의 끝에 집중시킬 수 있는 이중 상쇄 구조를 제안한 바 있다[3]. 본 논문에서는 전자기파 시뮬레이션을 통해 이중 코일 시스템이 표적 영역에 단일 코일 대비 4 배 높은 자기장 세기를 갖는 것을 보였다.

II. 본론

본 연구에서는 제안된 이중 루프 구조 코일과 기존 단일 V 형 코일의 자기장 분포 특성을 비교하기 위해 ANSYS 사의 HFSS를 사용하여 3 차원 유한요소법 기반 전자기장 시뮬레이션을 수행하였다[5]. 시뮬레이션 상의 코일모델은 2 μm 두께와 5 μm 너비의 구리 트레이스로 구성되어 있고 전체 길이는 2 mm이다. 코일의 폭은 100 μm 이고 텁 부분은 50 μm 로 점진적으로 테이퍼링 되는 구조이다. 제안된 이중 루프 코일의 상층과 하층의 간격은 50 μm , 코일 첨단의 사이 간격은 10 μm 로 설정하였다. 각 코일은 $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ 크기의 백질 내에 1 mm 깊이로 삽입되었다. 백질의 상대유전율은 31000,

전기전도도는 0.065 S/m, 손실 탄젠트는 12.93으로 설정하였다[4]. 시뮬레이션은 단일 주파수 모드로 설정하였으며 솔루션 주파수는 3kHz로 지정하였다.

그림 2(a)와 (b)는 시뮬레이션한 마이크로 코일 중심의 자기장 분포를 나타낸다(검은 점선). 기존 단일 코일의 자기장 세기는 그림 2(a)에서 보이는 것처럼 첨단에서 2 kA/m의 최대값을 보이고 이후 약간의 감소를 보이나, 마이크로 코일의 길이방향으로 자기장 세기의 큰 차이는 보이지 않는다. 반면에 이중 루프 구조의 자기장분포는 첨단 근처에서 기존 코일보다 4 배 큰 약 8 kA/m의 자계강도를 보이며 길이 방향으로 현저한 자계강도 세기의 감쇄를 보인다(그림 2(b)). 또한, 첨단의 강한 자계 강도는 10 μm 이내의 국소 영역에 집중되어 있는 것을 그림 2(c)에서 확인할 수 있다.

III. 결론

시뮬레이션 결과에서 확인된 것처럼 제안된 이중 루프 구조의 마이크로 코일을 사용한 경우 동일한 에너지를 공급했을 때, 기존의 V 자형 마이크로 코일보다 첨단에서 약 4 배 강한 자계 강도를 10 μm 이내 좁은 영역에서 생성할 수 있음을 확인하였다. 따라서, 제안 마이크로 코일을 신경 자극에 적용하는 경우 인접한 통과 축삭과 같은 신경 구조의 비의도적 활성화를 최소화하여, 향상된 치료 효과와 부작용 감소라는 임상적 이점을 제공할 것으로 기대할 수 있다.

ACKNOWLEDGMENT

이 논문은 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단(RS-2023-00214390, RS-2024-00415347)의 지원을 받아 수행된 연구임.

참 고 문 헌

- [1] A. M. Lozano et al., "Deep brain stimulation: current challenges and future directions," *Nature Reviews Neurology*, vol. 15, no. 3, pp. 148–160, 2019
- [2] S. W. Lee et al., "Implantable microcoils for intracortical magnetic stimulation," *Science Advances*, vol. 2, no. 12, p. e1600889, Dec. 2016.
- [3] H.-J. Kim et al., "Neural stimulation probe," KR 10-2017-0158574, May 2019.
- [4] Baumgartner C et al., "IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues," Version 4.2, April 06, 2024, DOI: 10.13099/VIP21000-04-2. itis.swiss/database
- [5] HFSS, ANSYS. [Online]. Available: <https://www.ansys.com/products/hfss>