

Maxwell 3D를 이용한 경두개 자기 전극 시뮬레이션에 관한 연구

이근용*, 윤세진*, 정진형**, 김준태**, 이상식**

A Study on Transcranial Magnetic Electrode Simulation Using Maxwell 3D

Geun-Yong Lee*, Se-Jin Yoon*, Jin-hyoung Jeong*, Jun-Tae Kim**, Sang-sik Lee**

요약 본 연구는 전 세계적으로 문제가 대두되고 있는 고령화 사회로 인한 신경성 퇴행 질환인 치매 및 근육통증 치료방법인 경두개 자기 전극에 관한 연구를 진행하였다. 특히 경두개 자기 전극은 두부 표피에 코일을 이용하여 뇌 심층으로 자기를 출력하여 언어능력, 인지능력, 기억력 등의 치매 증상에 의해 저하되는 능력을 향상시키기 위해 연구가 진행되고 있다. 본 연구에서는 경두개 자기 전극의 핵심인 코일의 설계를 위하여 Maxwell 3D 프로그램을 통한 시뮬레이션을 진행하였다. 선행 연구로 설계된 코일과 연구 개발을 통한 코일의 시뮬레이션 비교를 한 결과 출력의 경우 기존의 설계된 코일 보다 출력 면에서 뛰어난 것을 확인할 수 있었다. B-Field, H-Field 두 개의 코일 출력의 그래프는 대칭을 이루는 것을 확인하였으나, 각 코일간의 대칭은 유사 대칭으로 정확한 대칭을 이루지 않는 것으로 확인이 되었다. 이러한 결과를 바탕으로 양 코일을 통한 두부 표피의 출력이 가능한지에 관한 확인을 위해 실험을 진행하였다. 역순방향 2-코일의 분석의 자기장의 경우 최대 출력은 $3.3920e+004$ H[A_per_meter]로 나타났으며 벡터장의 경우 35도에서 165도 부근에서의 자기장이 가장강한 것으로 나타났다. 양 방향의 자기 출력으로 인하여 자기 출력이 상쇄가 되는 것을 확인하였다. 순방향 2-코일의 경우 역방향 코일과 비슷한 최대 $3.2348e+004$ H[A_per_meter] 나타났으나 vector field의 경우 순방향 출력 및 두부 표피 출력에 관한 자기 출력이 확인이 되었다. 다만, 출력 코일에서 높이의 변화를 하였을 때, 자기 출력이 줄어드는 것을 확인할 수 있었다.

Abstract In this study, we conducted a study on the transcranial magnetic electrode, a method for the study of dementia and muscle pain, a neurodegenerative disease caused by an aging society, which is becoming a problem worldwide. In particular, transcranial magnetic electrodes have been studied to improve their ability to be deteriorated by dementia symptoms such as speech, cognitive ability, and memory by outputting magnetism deep into the brain using coils on the head epidermis. In this study, simulation was performed using Maxwell 3D program for the design of coil, the core of transcranial magnetic electrode. As a result of the simulation comparison between the coil designed by the previous research and the coil through the research and development, the output was found to be superior to the conventional designed coil. The graphs of the coil outputs of B-Field and H-Field are found to be symmetrical, but the symmetry between each coil is pseudo-symmetrical and not accurate. Based on these results, an experiment was conducted to confirm whether the output of the head epidermis through both coils is possible. In the magnitude field of the reverse-coil 2-coil analysis, the maximum output was $3.3920e + 004$ H [A_per_meter], and the vector field showed the strongest magnetic field around 35 to 165 degrees. It was confirmed that the magnetic output canceled due to the magnetic output. In the case of the forward 2-coil, a maximum of $3.2348e + 004$ H [A_per_meter] similar to the reverse coil was observed, but in the case of the vector field, the magnetic output regarding the forward output and the head skin output was confirmed. However, when the height change in the output coil, the magnetic output was reduced.

Key Words : TMS(Transcranial Magnetic Stimulation), Coil, 3D design, Senile disease, Simulation

This paper is based on the support of the Korea Agency for Industrial Technology Promotion's Economic Cooperation and Development project.(P0004683)

*Remed Co., Ltd.

**Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, Catholic Kwandong University (lsskyj@cku.ac.kr)

Received December 04, 2019

Revised December 16, 2019

Accepted December 20, 2019

1. 서론

전 세계적으로 문제가 대두되고 있는 고령화 사회로 인한 신경성 퇴행 질환인 치매 및 근육통증은 문명의 발달과 기술의 발전을 통하여 사람들의 수명이 연장됨에 따라 노인성 질환에 대한 문제와 관심은 점점 높아지고 있다. 그 중에서 치매와 근육통증은 의학적 문제와 사회적 문제로 대두되고 있으며, 많은 연구가 진행되고 있으나 뚜렷한 해결방안을 찾기 쉽지가 않다. 보통의 질병군의 경우 특정한 발병 원인 및 질환에 대해서 얘기하지만, 치매는 일련의 증세를 일컫는 명칭으로 특정한 하나의 질환이 아니다. 기억력, 언어적 능력과 동시에 행동적 능력 및 감성적인 능력, 사회성 등의 지속적인 감퇴 현상을 나타낸다. 이는 치매의 공통적인 현상이며, 인지능력 감퇴와 더불어 나타나는 현상이다. 이러한 복잡하고 엉켜있는 질환의 일종으로 아직까지 치매에 대한 치료목적의 연구들은 활발히 진행되고 있다.

최근, 뇌질환 치료의 목적으로 경두개 자기 자극(TMS : Transcranial Magnetic Stimulation)에 대한 관심이 높아지고 있다. 경두개 자기 자극은 국소 자기장 파동을 이용하여 두뇌 피질을 자극할 수 있는 비침습적 시술 방법이다. 뇌와 가까이 있는 두부에 전자기 코일을 올려놓고 강한 전류파를 방출하여 생긴 자기장으로 두개골을 통과하여 피질의 신경세포를 활성화시키도록 한다. 초기의 경두개 자기 자극은 말초 및 중추신경의 전도도를 검사하는 데 사용 되어 왔으나, 점차 시각 정보 처리, 언어, 기억, 감정 및 운동 등 다양한 두뇌 기능을 활성화 하는데 사용되고 있으며, 특히 두뇌 기능을 활성화 시키는데 사용되고 있다. 두뇌 피질을 국소적으로 자극할 수 있다는 특징으로 인해 신경적, 정신과적 질환의 새로운 치료에 대한 가능성을 내포하고 있으며, 치매를 치료하는데 있어 많은 도움을 줄 것으로 기대하고 있다.[1]

본 연구는 고령화 사회로 인한 퇴행성 뇌질환인 치매와 근육통 치료용 경두개 전기 자극의 개발 및 설계를 위해 전류 방출용 코일의 설계와 코일을 통한 자기 자극의 출력에 관한 연구를 진행하였다.

2. 연구 방법

2.1 경두개 자기 자극(TMS) 설계

경두개 자기 자극을 위해 코일을 설계하였다. 경두개 자기 자극 코일은 조직에서의 전기장 세기 및 코일로부터의 거리의 함수로서 전기장의 감소율은 조직 표면에 대한 코일 요소의 배향에 크게 의존한다. 생리학 연구에 따르면 필드가 신경 섬유와 같은 방향으로 향할 때 최적의 활성화가 되고, 따라서 뇌의 깊은 영역을 자극하기 위해서는 신경구조 또는 축색 돌기를 활성화하기 위해 바람직한 방향으로 중요한 장을 생성 하여야 한다. 이러한 부분을 충족시키기 위해서는 다음과 같은 H코일의 3가지 목표를 충족해야 한다.

- 원하는 뇌 영역에서 뉴런 활성화에 대한 임계값을 초과하는 충분한 전기장
- 피질의 최대 강도와 관련하여 뇌 영역의 높은 전기장
- 얼굴 근육의 통증 및 활성화와 같은 최소 부작용.

코일의 설계를 위하여 위의 3가지 목표를 충족하고 시뮬레이션을 위해 이론적 배경을 바탕으로 설계를 진행하였다.[2-4]

2.1.1 지배 방정식

2D 정 자기 문제는 다음과 같이 정의 된 자기 벡터 전위 A와 관련하여 형성하였다.

$$\nabla \times \vec{A} = \vec{B} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \vec{A} = 0 \quad (2)$$

변수 z와 무관한 자극에 대해서 $J = J_z \hat{z}$ 라고 가정하면, 자극을 위한 벡터 전위 성분만 남아있고, 벡터 포아송 방정식은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \vec{A}_z \right) = \mu_0 \vec{J}_z \quad (3)$$

따라서 자속밀도는 $\vec{B} = \nabla \times \vec{A}_z$ 에서 계산 될 수 있다. 위의 식에서 μ_r 은 위치 함수의 상 대 투자율이다. 테스트 함수를 도입하면 \vec{A}_z^a 는 다음과 같이 약한 형태의 벡터 포아송 방정식을 도출 할 수 있다.

$$F(\vec{A}_1, \vec{A}_2^0) = \int_V \vec{A}_2^0 \cdot \left\{ \left[\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \vec{A}_1 \right) \right] - \mu_0 \vec{J}_2 \right\} dV \quad (4)$$

$\vec{A} \cdot \nabla \times \vec{B} = -\nabla \cdot (\vec{A} \times \vec{B}) + \vec{B} \cdot \nabla \times \vec{A}$ 의 식을 이용하여 (4)의 식을 다시 작성하면,

$$F(\vec{A}_1, \vec{A}_2^0) = \frac{1}{\mu_r} \int_V \nabla \times \vec{A}_2^0 \cdot \nabla \times \vec{A}_1 dV - \mu_0 \int_V \vec{A}_2^0 \cdot \vec{J}_2 dV - \frac{1}{\mu_r} \oint_r \vec{A}_2^0 \times (\nabla \times \vec{A}_1) \cdot \hat{n} dl \quad (5)$$

식 (5)로 나타낼 수 있다. 여기서 \hat{n} 은 Γ 의 수 직인 단위 벡터를 나타낸다. 이와 같은 벡터 포 아송 방정식을 바탕으로 코일의 설계를 진행하였 다.[5, 6]

2.1.2 경두개 자기 자극 코일 설계

기존의 경두개 자기 자극장치의 경우 광범위하 고 성공적으로 적용했음에도 불구하고 영향을 받 는 영역을 정확하게 예측할 수 없다. 이 문제를 해결하기 위해서는 머리 내에 유도 된 전기장의 공간 분포와 유도 된 전기장과 신경 조직 사이의 상호 작용 메커니즘에 대한 지식이 필요하다. 외 부에 적용되는 시변 전자기장으로 뉴런을 자극 할 수 있고, 자극은 헤드 위에 위치한 코일을 통 해 전류 I(t)의 강한 펄스를 구동하여야 한다. 활 성화 원은 패러데이의 법칙에서 얻은 조직에서 유도된 전기장 E를 나타낸다.[7, 8]

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (6)$$

여기서 B는 Biot Savart 법칙에 의해 주어진 코일에 의해 생성된 자기장이다.

$$B(r,t) = \frac{\mu_0}{4\pi} I(t) \oint_c \frac{dI(r') \times (r' - r)}{|r - r'|^3} \quad (7)$$

C형 코일 권선을 따라 벡터 dl로 적분이 수행 된다. μ_0 는 백질, 회백질 등과 같은 두부 조직에 서의 투과도와 동일한 자유 공간의 투과성을 나 타낸다. 전류의 펄스는 사이리스터에 의해 코일 과 직렬로 연결된 방전 커패시터를 포함하는 회 로에서 커패시터가 1kV로 먼저 충전되면 사이리 스텐을 전도 상태로 게이팅하여 코일을 통해 커패시터가 방전된다. 일반적으로 약 160 μ s동안 전류 파형은 지속되고 1803.53A의 피크 값을 갖는 감쇠 정현파 펄스가 나타난다.

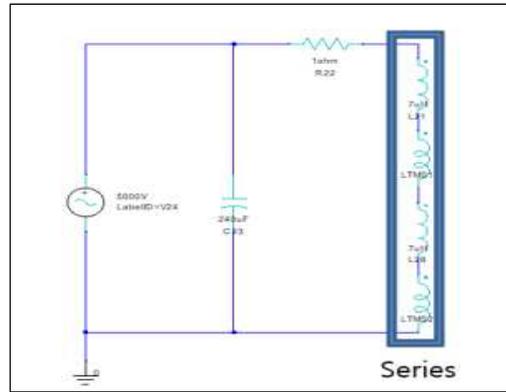


그림 1. 경두개 자기 자극 코일 회로 설계도
Fig. 1. TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) coil circuit schematic

2.2 경두개 자기 자극 시뮬레이션

경두개 자기 자극 코일의 회로 설계를 완성 한 후 maxwell 3D version 14 프로그램을 사용하여 시뮬레이션을 진행하였다. solution type의 경우 inner-radius 23.835mm, outer-radius 48.835mm, height = 10mm, thickness = 1mm으로 설정하였으며, source 설정 및 입력 조건은 conductor에서 페루프 형태로 구성된 model내의 2D 면에 설정하였다. solid의 경우 conductor 내부 도체 수를 하나로 가정하였고, stranded의 경우 conductor 내부의 도체의 수

를 여러 개로 가정하였다. 그리고 전류는 1000A로 설정하였다. 총 8개의 기존 시뮬레이션 코일과 현재 개발된 프로젝트와의 비교를 위하여 설정은 고정으로 진행하였다.

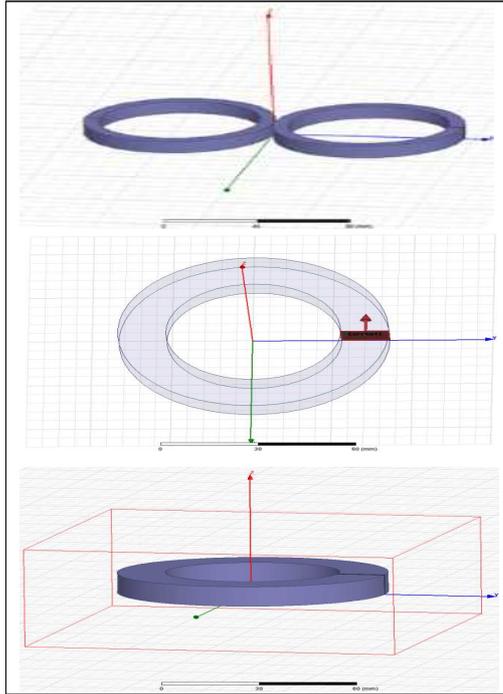


그림 2. 시뮬레이션 코일 설정
Fig. 2. Simulation coil setting

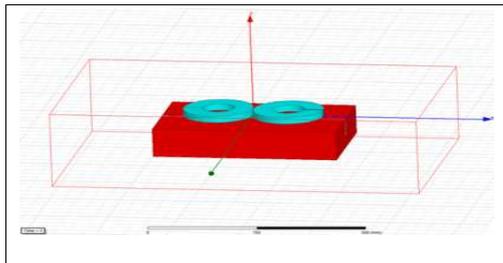


그림 3. Project model 시뮬레이션 코일 실험
Fig. 3. Project model simulation coil experiment

2.3 코일의 내경 변화에 따른 시뮬레이션

코일의 내경 변화에 따른 시뮬레이션은 프로젝트 모델의 기본 규격을 일정하게 유지하고 진행하였다.

전압의 경우 5000V, 주파수는 2280Hz를 유

지하였고, 저항(R)의 경우 1Ω , 커패시터(C)는 $240\mu\text{F}$, 인덕터(L)의 경우 $(7\mu\text{H}+\text{TMS@})^*2$ 로 고정하였다. 프로젝트 코일의 모델은 내경 3523.05mm 로 시작하였다. 이후 내경의 수치를 2mm씩 증가 시키면서 파장의 변화에 따른 원하는 부위의 출력이 나오는 것을 확인하였다. 코일의 두께가 1mm이고 코일 안쪽의 한 겹씩 없애면서 내경을 2mm씩 증가시키면서 진행하였다.

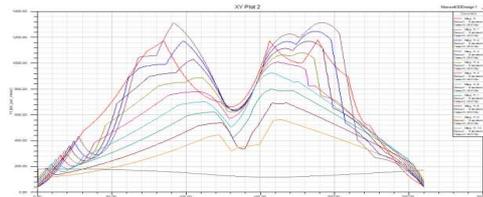
2.4 코일의 방향 변화에 따른 시뮬레이션

코일의 내경 변화에 따른 시뮬레이션 결과 유사 대칭형의 그래프를 확인할 수 있었다. 이를 바탕으로 2-코일을 바탕으로 한 치료목적의 경두개 자기 자극(TMS) 분석을 진행 확인하였다. 2-코일 실험에서는 프로젝트 모델에서 도체가 페루프를 형성하고 있지 않기 때문에 solution type의 설정을 변경하여 current type에서 stranded type으로 변경하여 region을 재설정하고 진행하였다.

3. 결과

3.1 코일 시뮬레이션(B-Field, H-Field) 결과

Basic coil – H field



Basic coil – B field

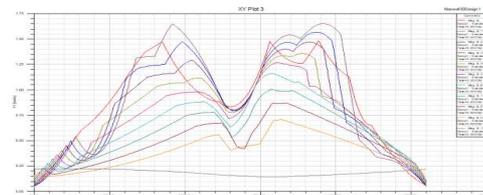
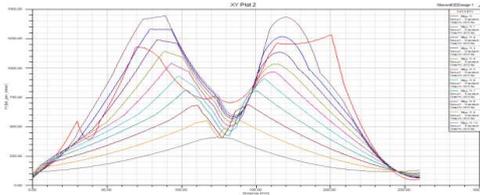


그림 4. 1차 시뮬레이션 결과 : y축 - kA_per_meter, x축 : Distance(mm)

Fig. 4. 1st simulation result: y-axis - kA_per_meter, x-axis: Distance (mm)

Inner diameter 2mm increase
- H field



Inner diameter 2mm increase
- B field

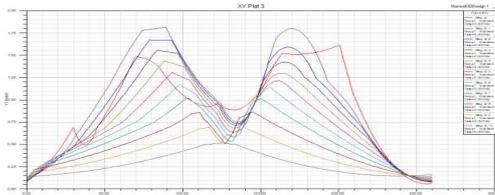
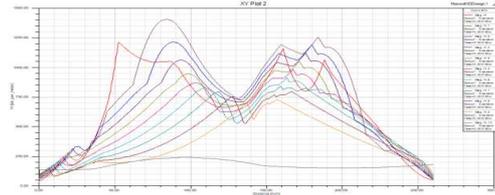


그림 5. 2차 시뮬레이션 결과 : y축 - kA_per_meter, x축 : Distance(mm)

Fig. 5. 2nd simulation result: y-axis - kA_per_meter, x-axis: Distance (mm)

Inner diameter 6mm increase
- H field



Inner diameter 6mm increase
- B field

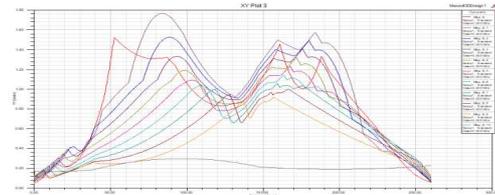
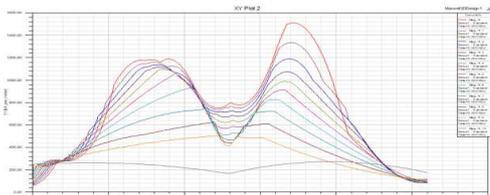


그림 7. 4차 시뮬레이션 결과 : y축 - kA_per_meter, x축 : Distance(mm)

Fig. 7. 4th simulation result: y-axis - kA_per_meter, x-axis: Distance (mm)

Inner diameter 4mm increase
- H field



Inner diameter 4mm increase
- B field

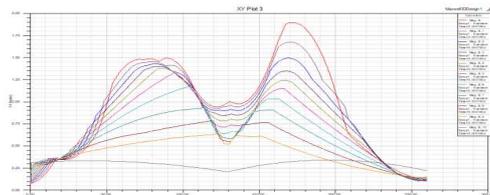
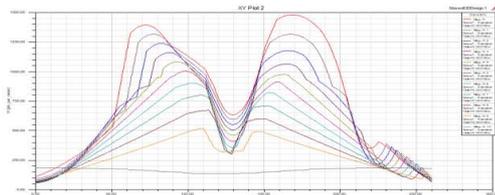


그림 6. 3차 시뮬레이션 결과 : y축 - kA_per_meter, x축 : Distance(mm)

Fig. 6. 3rd simulation result: y-axis - kA_per_meter, x-axis: Distance (mm)

Inner diameter 8mm increase
- H field



Inner diameter 8mm increase
- B field

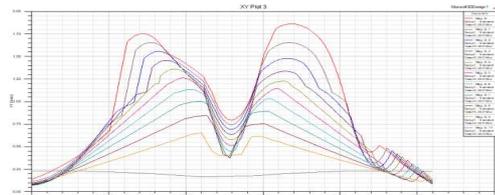


그림 8. 5차 시뮬레이션 결과 : y축 - kA_per_meter, x축 : Distance(mm)

Fig. 8. 5th simulation result: y-axis - kA_per_meter, x-axis: Distance (mm)

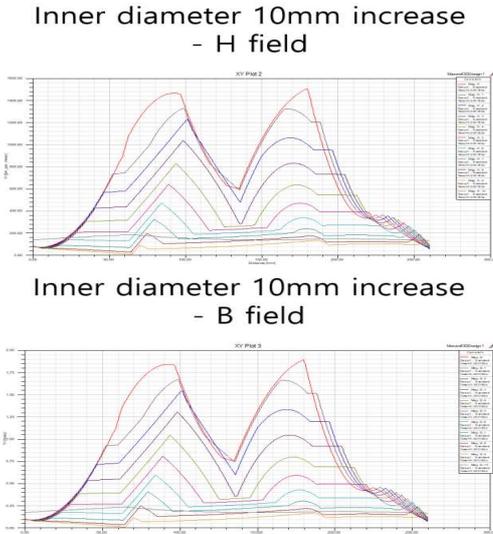


그림 9. 6차 시뮬레이션 결과 : y축 - kA_per_meter, x축 : Distance(mm)
 Fig. 9. 6th simulation result: y-axis - kA_per_meter, x-axis: Distance (mm)

그림 4는 기존 코일의 H-field와 B-field를 확인하면 그래프가 비대칭 한 것을 확인 할 수 있다. 그리고 그림 5~9번까지는 코일의 내경을 2mm씩 증가 시켰을 때의 시뮬레이션 결과 값이다. 내경의 변화에 따라서 결과 값인 그래프가 유사 대칭인 그래프도 확인 할 수 있다.

3.2 코일 시뮬레이션(2-코일:B-H) 결과

코일 방향 변화에 따른 시뮬레이션 확인 결과는 current 방향이 다른 magnitude field의 경우 그림 10과 같이 최대 3.3920e+004 H[A_per_meter]로 측정되었다.

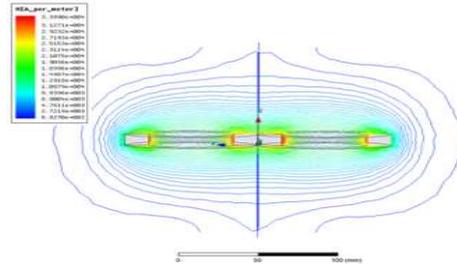
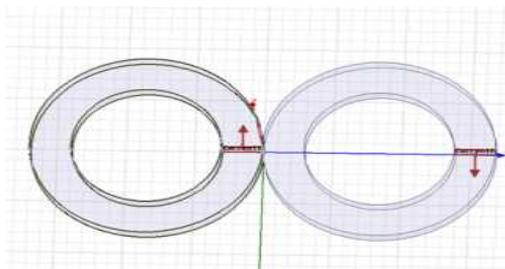


그림 10. 2-코일 current type(B-역방향, H-순방향) magnitude field 실험 결과
 Fig. 10. 2-coil current type (B-reverse, H-forward) magnitude field test result

vector field에서의 결과 값은 magnitude와는 달리 180도 부근에서의 자기장이 가장 강한 것으로 나타났다.

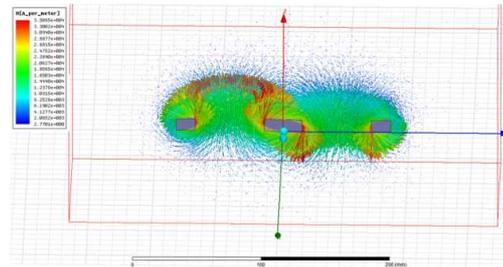
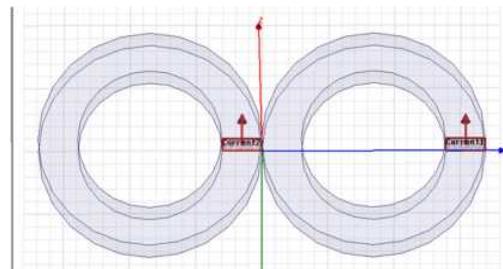


그림 11. 2-코일 current type(B-역방향, H-순방향) vector field 실험 결과
 Fig. 11. 2-coil current type (B-reverse, H-forward) vector field test result

동일한 current 순 방향으로 실험을 한 결과 magnitude field에서의 최대 값은 2.9993e+004H [A_per_meter]로 나타났다.



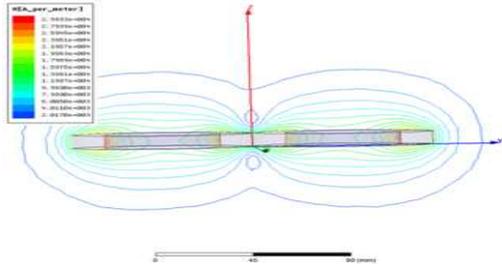


그림 12. 2-코일 current type(B-H 순방향) magnitude field 실험 결과

Fig. 12. 2-coil current type (B-H forward) magnitude field test result

역방향 및 순방향의 실험과는 달리 vector field에서의 자기 출력방향은 경두개 자기 자극을 위해 출력을 할 수 있는 최적의 출력 방향으로 표시 되었다. 또한, 최대 출력의 경우 magnitude field보다 높은 3.2348e+004H [A_per_meter]로 기록되었다.

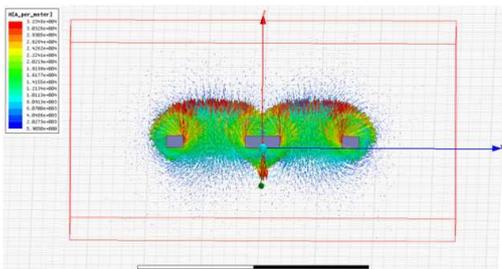


그림 13. 2-코일 current type(B-H 순방향) vector field 실험 결과

Fig. 13. 2-coil current type (B-H forward) vector field test result

하지만, 두부 표피를 통한 치료를 위해 경두개 자기 자극과 두부 표피와의 간격을 유념하여 높이에 따른 실험을 한 결과 코일 바로 밑의 경우 약 35 H[A_per_meter]로 나타났으니 약 20mm를 띄웠을 경우 최대 약 8.4 H[A_per_meter]로 나타났다.

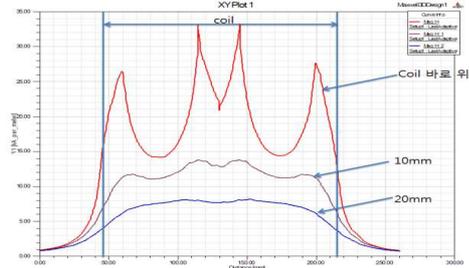


그림 14. 2-코일 current type(B-H 순방향) 높이에 따른 자기 출력

Fig. 14. Magnetic output according to 2-coil current type (B-H forward) height

하지만, 두부 표피를 통한 치료를 위해 경두개 자기 자극과 두부 표피와의 간격을 유념하여 높이에 따른 실험을 한 결과 코일 바로 밑의 경우 약 35 H[A_per_meter]로 나타났으니 약 20mm를 띄웠을 경우 최대 약 8.4 H[A_per_meter]로 나타났다.

4. 결론

1차부터 6차 시뮬레이션 결과의 경우 코일의 내경을 2mm씩 증가시키면서 두부의 출력이 제대로 전달 할 수 있는지에 관하여 실험을 진행하였다. 경두개 자기 자극의 이상적인 출력은 양 코일을 통하여 출력이 대칭으로 이루어 질 때 최적의 치료 조건이 성립된다. maxwell 3D version 14 프로그램을 통한 각 코일(B-Field H-Field)의 시뮬레이션 결과 각 유사 대칭 그래프는 확인이 가능하나 각 B-Field 및 H-Field 출력 자기가 대칭을 이루어지지 않는 것을 확인하였다. 또한, 두 개의 코일의 중심부에서 출력이 제대로 이루어지고 이를 바탕으로 두부의 표피를 지나 뇌의 심층적인 면까지 도달할 수 있도록 하는 것이 최종 목표이기에 2-코일을 역순방향 및 순방향으로 실험하였다. 역순방향의 경우 서로 출력하는 방향이 반대방향이 되어 중심부에서는 자기 출력이 상쇄되었다. 하지만, 순방향으로 이루어진 2-코일의 실험결과 자기 출력의 방향의 일치로 인하여 치료 시술을 할 수 있는 출

력의 범위 및 위치를 확인하였다. 단, 출력면의 위치에서 높이적인 변화를 주었을 때, 출력을 통한 자기 침투가 상대적으로 떨어지는 것을 확인할 수 있었다.

최근 사회적 문제인 치매를 치료할 수 있는 경두개 자기 전극을 개발하기 위해 시작되었다. 세포 실험 및 동물실험에서의 경두개 자기 전극 실험에서 유의성이 발표되고 있으며, 우울증 및 뇌질환과 관련한 뇌신경학적 부분에서 경두개 자기 전극이 사용되고 있음은 치매를 치료할 수 있는 하나의 방법이라고 생각된다. 우리는 본 실험을 통하여 확인 할 수 있었던 2-코일을 이용한 경두개 자기 전극을 통한 치료방법을 향후 더 연구하며 치매 치료가 완치되는 그 날까지 보다 나은 연구를 통하여 이바지 하고자 한다.

REFERENCES

- [1] Geun-Yong Lee, Su-Hwan Kim, Jae-Hyun Jo, Se-Jin Yoon, Sang-Sik Lee, "Establishing EMG Measurement System for Measurement of Motor Nerve Response in Transcranial Magnetic Stimulation", Journal of Korea Institute of Information, Electronics and Communication Technology, 12(4), pp.413-418, 2019
- [2] Guizhi Xu, Yong Chen, Shuo Yang, Mingshi Wang, Weili Yan, "The Optimal Design of Magnetic Coil in Transcranial Magnetic Stimulation", IEEE, 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, pp.6221-6224, 2005
- [3] Vernon Weh-Hau Lin, Ian N. Hsiao, and Vijay Dhaka, "Magnetic coil Design Considerations for Functional Magnetic Stimulation", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 47, no.5, pp.600-610, 2000
- [4] Pedro C. Miranda, Mark Hallett, and Peter J. Basser, "The Electric Field Induced in the Brain by Magnetic Stimulation: A 3-D Finite-Element Analysis of the Effect of Tissue Heterogeneity and Anisotropy," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 9, pp. 1074-1085, Sep, 2003.
- [5] Byung H. Han, In K. Chun, Sang C. Lee, and Soo Y. Lee, Member, Multichannel Magnetic Stimulation System "Design Considering Mutual Couplings Among the Stimulation Coils," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 5, pp. 812-817, 2004.
- [6] Osamu Hiwaki, Masato Odagaki, Hiroshi Fukuda, Atsuchi Kodabashi, Toshiro Fujimoto, "Modification of Motor Evoked Potentials Caused by Electrical Peripheral Nerve Stimulation in Transcranial Magnetic Stimulation", *IEEE, IEEE Transactions on Magnetics*, Vol.44, Issue 11, PP.4440-4443, 2008
- [7] W. Renhart, H. Stogner, K. Peris, "Calculation of 3D eddy current problems by finite element method using either an electric or a magnetic vector potential", *IEEE, IEEE Transactions on Magnetics*, Vol 24, Issue 1, PP.122-125, 1988
- [8] Akihisa Kameari, "Local force calculation in 3D FEM with edge elements", Elsevier, *International Journal of Applied Electromagnetics in Materials*, Vol 3, PP.231-240, 1993

저자약력

이근용(Geun-yong Lee)

[일반회원]



- 1991년 2월 : (주)휴니드테크놀로지 연구소
- 1998년 5월 : (주)메리디안 연구소
- 1999년 10월 : (주)메디코아 연구소
- 2003~현재: (주)리메드 (현)대표이사

<관심분야>

뇌파, 근전도, u-Health

윤세진(Sejin Yoon)

[일반회원]



- 1997년 2월 : 인제대학교 의용공학과 학사
- 1999년 2월 : 인제대학교 의용공학과 석사
- 2007년 2월 : 인제대학교 의용공학과 박사
- 2005~현재:(주)리메드 연구소부소장

<관심분야>

rTMS, Electromagnetic, Electro Medical device

정진형(Jin-Hyoung Jeong)

[정회원]



- 2012년 2월 : 가톨릭관동대학교 의료공학과 졸업 (학사)
- 2014년 2월 : 가톨릭관동대학교 일반대학원 졸업 (공학석사)
- 2017년 8월: 가톨릭관동대학교 일반대학원 졸업 (공학박사)
- 2017년 9월 ~ 현재: 가톨릭관동대학교 초빙교수

<관심분야>

의용메카트로닉스, 디지털 신호처리, 영상처리,

김준태(Jun-Tae Kim)

[일반회원]



- 2007-2014년 관동대학교 학사
- 2014-2016년 가톨릭관동대학교 석사
- 2017-현재 가톨릭관동대학교 박사과정

<관심분야>

의용메카트로닉스, 의용기계, 생체역학, Medical Device 임상, 피부생체의료기기

이상식(Sang-Sik Lee)

[중신회원]



- 1993-2000년 LG전선(주)
- 1996-2000년 성균관대학교 박사
- 2001-2004년 (주)미도테크
- 2004-2010년 성균관대학교 연구교수
- 2011-현재 가톨릭관동대학교 의료공학과 교수

<관심분야>

의용메카트로닉스, u-Health, 생체역학, 의용전기전자