

## 근조직 재활치료를 위한 자기신경 자극시스템의 설계 및 구현

김휘영\*

동주대학 의료기공학과

### Research about design and manufacture of Crossing High-Amplitude Magneto-Therapy own nerve system for Muscuoskeletal tissue rehalibitation treatment

Whi young kim\*

Biomedical engineering

Dongju College

E-mail : \*ndyag@dongju.ac.kr

#### Abstract

Magnetic nerve stimulation treatment is much backward real condition than other field. Specially, successful medical treatment introduction of magnetic field (MF) can was refered long ago in Avicenna's work, and is thought as age of medicine magnetology development recently. These development is achieved through biologist and biophysicist and clinician's joint effort, but, new mountings and relationship air tassel are developed steadily. Magnetic nerve stimulation treatment field designs treatment system by each function during long wave high-amplitude (traditional magneto therapy of greatly great that strong that) short time that CMF, VMF, PMF field etc. are representative but are HPMT technology in this research and manufacture and special quality did comparative analysis.

#### I. 서론

자기신경 자극시스템은 1980 년대 Barker 등에 의해 개발된 후 많은 개선이 되어왔다.[1] 자기신경 자극 시스템은 시간적으로 변화하는 자계를 인체내부에 전계를 유도하는 방식이다.[2] 특히, 무접촉성, 무침습적 으로 깊고 넓은 부위의 자극이 가능한 이점으로 뇌질환, 신경, 근력, 요실금 등 재활치료까지 근래에 와서 활발하게 연구가 활발히 진행 중이다.[3]

자기신경 자극시스템은 인체내에서 전계유도를 이용 하는데 전계크기는 전기자극에서 사용되는 전계의 크기, 수십 V/m 정도가 되어야 하기 때문에 생체에 인가 해야 할 펄스형 시변자계의 크기는 수 telsa 정도가 되어야 하며 시변자계의 스위칭시간도 수백 msec 이하 여야 한다. 따라서, 자기신경자극시스템은 치료목적보다 신경계통의 기능을 측정하는 진단으로 많이 사용하였다. 자기신경 자극시스템을 다목적 치료목적으로 사용할 경우 자극 주파수가 가변적이어야 함으로 자극코일의 용량이 크다. 또한, 자극코일에 발생하는 열량도 주파수에 비례하여 증가하기 때문에 자극코일 온도상승에도 주의해야 한다. 자기신경 자극시스템은 자기자극이 가능하기 위해서는 전계의 크기가 수십 V/m 이상이 되어야 하며 수 KV 의 고압을 필요한 에너지를 저장하는 커패시터와 이를 방전 하여 자계를 형성시키는 코어, 코일선으로 구성되어 있다. 이러한 성능을 구현하기 위해서는 대용량 전원장치와 고내압과 고반복, 고스위칭 소자, 다양한 제어기법 등이 요구된다. 특히, 본 연구에서 제안한 방식은 기존의 펄스를 코일프로브(자극코일)로 한번만 출력시키는 방식에서 역방향 회로를 부가하여 코일프로브를 한번 더 출력시키는 효과를 가진다. 이로인해, 고반복, 고출력, 고효율의 출력을 얻을 수가 있다.

#### II. 연구방법

체성섬유는 뼈, 근육, 피부와 관련하고 내장성 섬유는 내부장기, 혈관, 점막, 근조직 활동에 주요한 역할을 하는 데 이를 계측하고 치료하기 위하여 중요한 기술인 시스템의 특성을 높이기 위한 Crossing High-Amplitude Magneto-Therapy 의 도입을 위한 펄스포밍 회로를 설계하고 코일 프로브의 효율을 한 단계 올리기 위한 설계와 제작을 통해 특성을 구하고자 한다.

**1. CHMT(Crossing High-Amplitude Magneto-Therapy) 회로**

영전류 직렬공진 컨버터적용 펄스포밍 네트워크는 그림 1 과 같이 스위칭 소자(IGBT1, 2 ), 공진용 커패시터 (C1, C2)로 구성하고, 스위칭소자 및 코일프로브에 흐르는 전류를 정현파형으로 하여 영전류에서 스위칭 소자의 온,오프를 행하기 때문에 원리적으로는 스위칭 손실이 없고 고주파화에 적합하다.

$$P = 2 fC_j Vin^2 \text{------(3)}$$

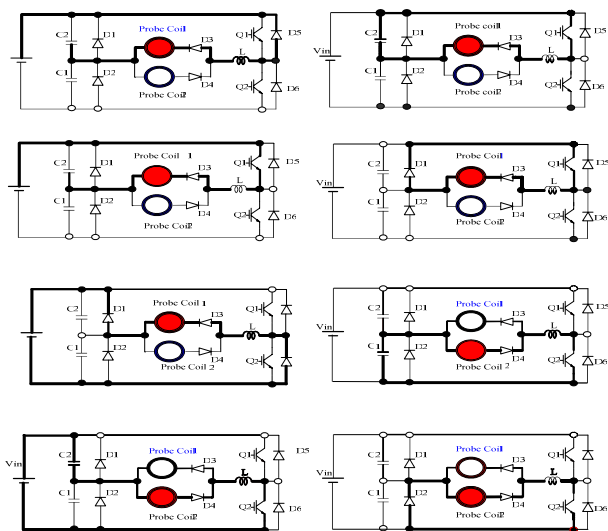


그림 1. 동작모드

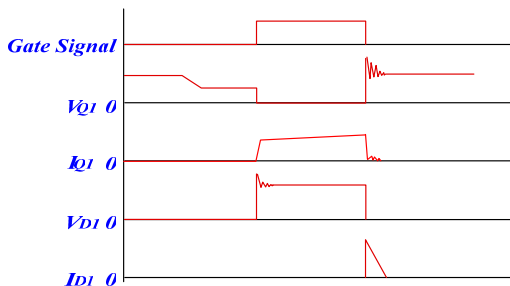


그림 2. 각부 시뮬레이션 파형

**2. 코일프로브 (자극프로브)**

자기신경자극기는 자극에 필요한 에너지를 충·방전할 수 있는 커패시터와 자계를 형성하는 코일부분으로 구성 하고 있다. 코일에 전류가 형성되면 내부에 자계를 인체로 와전류를 유발시키며 시간적으로 자계가 변화를 하는데 이는 위치와 시간에 따른 현상으로 볼 수가 있다.

**III. 실험결과**

그림에서 설명한 바와 같이 펄스형 전류를 코일 프로브에 한번 흘려주는 것이 아니고 연속해서 번갈아 가면서 펄스형 전류를 흘려주는 스코프 파형을 그림 12 에 나타내고 있으며 이는 컨버터전류 펄스포밍 파형으로 CRT-a 는 한번 펄스형 전류를 코일 프로브로 흘려 주는 파형이며, CRT-b 는 CRT-a 파형이 휴지기간에 들어가는 순간 다시 다른 전력소자에서 펄스형 전류를 생성시켜 흘려주는 펄스형 전류를 나타내고 있다

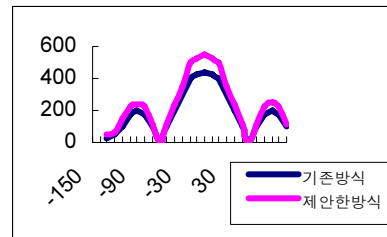


그림 3 8자형 코일프로브에 인식된 전계분포형

**IV. 결론**

전계신경 자극시스템은 커패시터에 충전된 펄스형 전류를 코일프로브로 전류를 흘려 환자의 몸에 와전류를 흘려주는 방식으로 치료하는 장비이다.

본 연구에서 도입한 2 가지 방식에서 먼저, CHMT 회로방식을 도입한 결과 커패시터 부분에서 만들어진 펄스형 전류를 코일 프로브에 한번만 흘려주는 방식에 비해 번갈아 가면서 흘려주는 방식이 효율면에서 우수 하다는 점을 발견할 수가 있었다

**References**

[1] W.Y.Kim, " The new type pulsed Nd:YAG laser power supply empolyed multi-amplification method" ACED-2000  
 [2] Overstreet.j.w.Tzes.A,"An internet-based real-time control engineering laboratory", IEEE control systems, vol 5,p19-34,1999