

**신경조직 재활치료를 위한 Crossing High-Amplitude
Magneto-Therapy 자기신경 시스템의 설계 및 제작에 관한 연구
(Research about design and manufacture of Crossing
High-Amplitude Magneto-Therapy own nerve system for
nervous tissue rehalibitation treatment)**

김휘영(Whi-Young Kim)¹⁾

요약

자기신경 자극치료는 다른 분야에 비해 많이 낙후된 실정이다. 특히, 자기장(MF)의 성공적인 의 료도입이 Avicenna의 연구에서 오래전에 언급되었고, 최근에 의학 magnetology 발달의 시대로 생각될 수 있다. 이러한 발달은 공학자와 생물학자 그리고 임상과의 접합부분 노력을 통하여 이루어지고 있으며, 새로운 장비들과 BT기술은 꾸준히 발전되고 있다. 자기신경 자극치료분야는 CMF, VMF, PMF분야 등이 대표적이거나 본 연구에서는 HPMT기술인 장파 high-amplitude(전통적인 magneto-therapy의 크게 대단한 강렬) 짧은시간 치료용 시스템을 각 기능별로 설계하고 제작하여 특성을 비교분석 하였다.

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.

논문접수 : 2006. 6. 1.

심사완료 : 2006. 6. 22.

1) 종신회원 : 동주대학 의료기공학과 조교수

I. 서론

자기신경 자극시스템은 1980년대 Barker 등에 의해 개발된 후 많은 개선이 되어왔다.[1] 자기신경 자극 시스템은 시간적으로 변화하는 자계를 인체내부에 전계를유도하는 방식이다.[2] 특히, 무접촉성, 무침습적으로 깊고 넓은 부위의 자극이 가능한 이점으로 뇌질환, 신경, 근육, 요실금 등 재활치료까지 근래에 와서 활발하게 연구가 활발히 진행 중이다.[3] 자기신경 자극 시스템은 인체내에서 전계유도를 이용 하는데 전계크기는 전기자극에서 사용되는 전계의 크기, 수십 V/m 정도가 되어야 하기 때문에 생체에 인가 해야 할 펄스형 시변자계의 크기는 수telsa 정도가 되어야 하며 시변자계의 스위칭 시간도 수백msec이하 여야 한다.[4]

이와 같이, 강한자계를 짧은시간 내에 스위칭해야 하는 기술적인 제약 때문에 초기단계 자기신경 자극 시스템의 자계펄스 발생주파수는 수Hz미만 이었다.

따라서, 자기신경자극시스템은 치료목적보다 신경계통의 기능을측정하는 진단으로 많이 사용하였다. 자기신경 자극시스템을 다목적 치료 목적으로 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 수KV의 고압을 필요한 에너지를 저장하는 커패시터와 이를 방전 하여 자계를 형성시키는 코어, 코일선으로 구성되어 있다. 특히, 커패시터에 충·방전하여 수백sec이내에 짧은시간 안에 코일프로브(자극코일)로 방전시켜 수kA의 전류를 발생시킨다. 이로인해 펄스형태의 자계가 형성되며 인체 내 와전류를 유발시켜 자극하게 된다. 이와같은 신경자극 할 정도의 와전류를 발생시키기 위해서는 다양한 펄스포밍 형태로 발생시켜야 한다.이러한 성능을

구현하기 위해서는 대용량 전원장치와 고내압과 고반복, 고스위칭 소자, 다양한 제어기법 등이 요구된다.

일반적인 자기신경 자극시스템은 커패시터에 전하를 고전압으로 충전하기 위해서는 60hz정현파 전원을 승압시켜 이를 정류하는 방식을 사용하고 있고 승압에 따른 변압기의 권선비, 전력손실, 크기, 시스템의 복잡성, 고전압, 고전류 제어등의 어려움이 있었다. 본 연구에서는 커패시터에 전하를 충방전 제어하기 용이하며 전압과 전류펄스 포밍이 자유로운 영전압하프 브리지 방식의 스위칭기법을 도입하여 고반복, 고효율, 시스템의 크기, 무게, 전력효율을 목표로 하였다. [3]

특히, 하프브리지 방식은 스위칭전압 스트레스가 입력전압에 2배인 포워드, 푸시풀 방식과는 달리 스위칭소자에 가해지는 전압스트레스가 입력전압의 크기와 같다는 특징을 가지고 있으며, 각각의 스위칭구동 파형이 반대대칭인 형태를 띄고 있기 때문에 주로 대용량컨버터에 적합한 구조를 폭넓게 활용이 될 수가 있다. 특히, 본 연구에서 제안한 방식은 기존의 펄스를 코일프로브(자극코일)로 한번만 출력시키는 방식에서 역방향 회로를 부가하여 코일프로브를 한번 더 출력시키는 효과를 가진다. 이로 인해, 고반복, 고효율, 고효율의 출력을 얻을 수가 있다.

II. 연구방법

신체 모든기능을 활성화, 협동, 조절하는 구조들의 광범위하게 얽힌 연결망으로 뇌, 척수의 중추신경계, 뇌신경, 척수신경의 말초신경계로 나눌수 있는데, 이러한 형태학적 하위영역은 원심성, 구심성 신경섬유와 신체의 체성, 내장성 부분과 서로 결합한다. 체성섬유는 뼈, 근육, 피부와 관련하고 내장성 섬유는 내부장기, 혈관, 점막, 근조직 활동에주요한 역할을 하는데 이를 계측하고 치료하기 위하여 중요한 기술인 시스템의 특성을 높이기 위한Crossing Hi

gh-Amplitude Magneto-Therapy의 도입을 위한 펄스포밍 회로를 설계하고 코일 프로브의 효율을 한 단계 올리기 위한 설계와 제작을 통해 특성을 구하고자 한다.

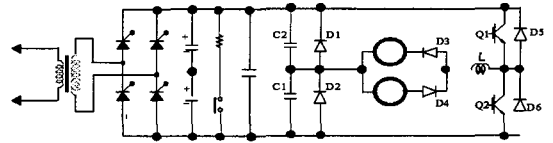


그림 1. 구성도

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

본 연구에서는 반브리지 방식을 도입하는데 여기서 같은용량의 커패시터 두개가 직류입력전압 양단에 직렬로 접속되어 있으며 두 커패시터의 접합점이 중성점이 되어 각 커패시터에 $V_d/2$ 의 전압이 걸린다. 반브리지 방식에서의 스위치들의 첨두전압 및 전류정격은 아래와 같다.

$$V_t = V_d \text{-----(1)}$$

$$I_t = i_0, \text{ peak} \text{-----(2)}$$

스위치와 역병렬로 다이오드를 연결함으로써 출력전압의 변동에 민감하지 않도록 만들 수가 있다. 영전류 직렬공진 컨버터적용 펄스포밍 네트워크는 그림1과 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. 또한, 회로에 흐르는 전류가 정현파이므로 코일프로브에 급격한 펄스가 가해지는 것을 막을 수가 있으며, 컨버터에서 발생하는 잡음을 저감하는 등의 특징을 가진다. 출력밀도 제어는 일정 펄스폭 및 주파수에서 공진형 컨버터의 입력전압을 가변시켜 출력을 제어할 수 있는 방법과 공진형 컨버터의 스위칭주파수를 저주파에서 고주파로 가변시켜 제어하는 방식으로 제한할 수가 있다.

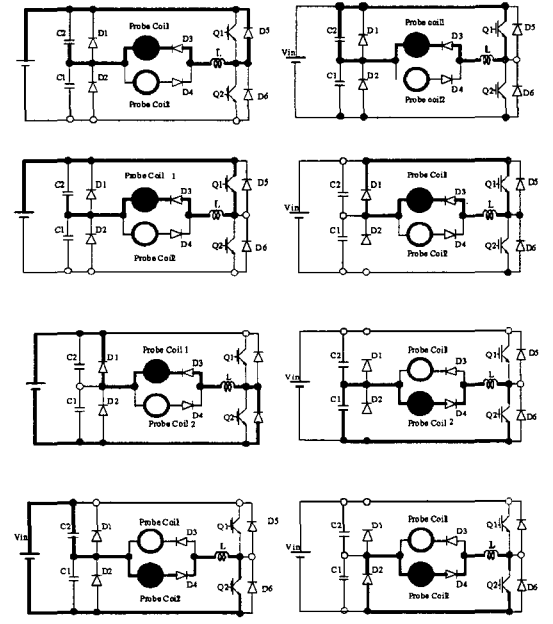


그림 2. 동작모드

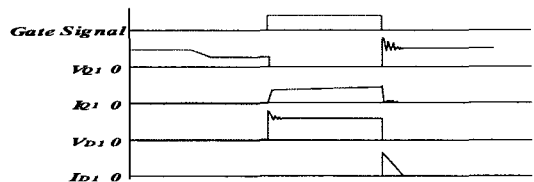


그림 3. 그림1의 각부 시물레이션 파형

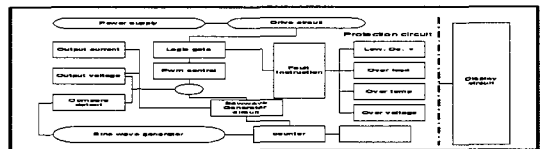


그림 4. 설계된 제어보드

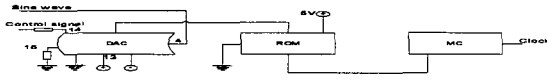


그림 5. 정현파 발생회로

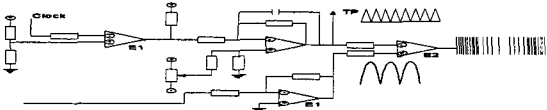


그림 6 톱니파, 정현파로 조합된 PWM 발생회로

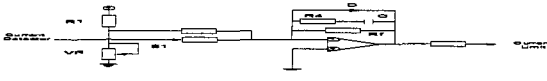


그림 7 전류제한회로

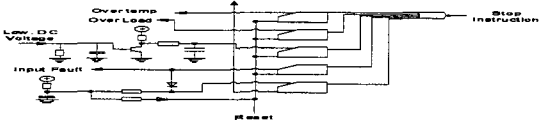


그림 8 보호단 회로

주파수제어의 경우 경부하에 따라 낮은 주파수로 이동하여 동작시, 저주파 스위칭 동작에 따른 동작 불안정과 acoustic 노이즈가 발생하는 단점이 있으므로 본 논문에서는 공진형 컨버터 입력전압을 가변시켜 제어하는 방식을 채택하였다. 그림1에서 회로의 동작순서를 간략하게 설명하면 다음과 같다. 초기상태에서 공진커패시터 c2가 공진형 컨버터 입력전압 Vin으로 충전되고 공진커패시터 c1에는 영전압으로 되어 있고, 스위칭소자 Q1, Q2 는 off 상태로 coil probe에 전류가 흐르지 않고 시머 트리거된 상태에 있다고 가정 한다. 스위칭소자를 Q1을 on 시키면 c2-Q1-Lr-coil probe 1-C2의 루프와 Vin-Q1-Lr-D3-coil probe 1-c1의 루프를 통해 공진전류가 흐르고 에너지를 coil probe 1에 공급한다. 또한, c2가 그림3처럼 t1시점에서 방전된 후는 공진인덕터 Lr에 흐르는 전류는 Lr-D3-coil probe 1-D1-Q1-Lr의 루프로 전류가 흘러 공진커패시터 c2의 전압Vc2를 영으로 공진 커패시터c1의 전압 Vc1을 입력전압으로

clamp시킨다.

공진전류가 0으로 된후 스위칭소자Q1이 오프되면 좋지만 coil probe의 tailing current가 계속해서 흐르므로 계산된 은 time후 강제적으로 오프시키면 이때의 공진전류는 Lr-D3-coil probe 1-D1-Vin-D6-Lr로 흐르면서 공진전류를 영으로 저감시킨다. 이에 대한 파형이 그림 3에 나타냈다. 이때의 coil probe 2은 D4에 의해 블록킹 되어 있으므로 전류를 흐르지 않고 coil probe 1에만 에너지를 공급하게 된다.

일정시간 후에 Q2가 온 되면 C1-coil probe 2-D4-Lr-Q2-C1의 루프와 Vin-C2-coil probe 2-D4-Q2-Vin의 루프로 공진전류가 흐르고 공진인덕터Lr에는 전과는 반대방향의 공진전류가 흘러 coil probe 2에 에너지를 공급한다. 또한, 공진커패시터 c1이 방전된후 Lr의 공진전류는 Lr-Q2-D2-coil probe 2-D4-Lr의 루프로 흐르면서 coil probe에 에너지를 방출하면서 전류는 영이 된다. 공진커패시터 c2의 양단 전압은 Vc2는 D2 때문에 클램프되고 이후 동작은 반복된다. 이에대한 ZCS직렬공진컨버터의 시뮬레이션 파형은 그림3 나타냈다.

그림4 실험에서 사용한 제어회로 블록도로서 전원회로와 구동회로에 의한 로직게이트, PWM 제어, 톱니파발생, 정현파발생, 정지명령, 보호회로 기능, 카운터, 제한회로, 보호회로 등으로 구성할 수가 있다. 그림5은 정현파 발생회로로서 롬에서 입력제어펄스에 의하여 1/4주기 동안 28=256의 디지털신호를 전송하여 D/A 변환회로(DAC08)에 의하여 정현파 아나로그 신호로 변환한다. 그러므로 외부로부터 혼입되는 잡음이나 전원불안정 등의 요인으로부터 전혀 방해받지않고 프로그램에 의하여 정현파를 발생하므로 양질의 소스를 생성할 수가 있다.

그림6은 수정진동자를 이용한 안정된 신호가 카운터 회로를 지나서 정현파 발생회로와 톱니파 발생회로에 공급한다. 톱니파 발생회로의 입력에서는 다른회로에서 발생하는 각종 잡음의 혼입을 방지하기 위하여 일정한 레벨이상의 펄스신호만 감지하여 전송한다.

$$V_{ref} = \frac{R}{R1 + R2} V = 1.36V \text{ -----(4)}$$

E1 비교기회로에서 Clock의 신호중 1.36v이상의 펄스신호가 E2에 전송한다. R2, R3, R4, C1에 의하여 펄스신호가 시정수에 의한 증방전의 특성으로 톱니파로 변화되게 되며 Vr에 의하여 출력레벨을 조정할 수가 있다. 그림7은 앞의 톱니파 발생회로의 톱니파 정현파발생 회로의 정현파를 비교기로 비교하여 출력과형 펄스 폭이 변조된 신호를 얻는다. 또한, 전류제한회로는 E1의 출력전류 제한신호는 어떠한 입력의 경우에서도 다이오우드 D에 의해서 순방향 전압강하 이상의 "-"전압은 나올수가 없다. 그러므로 전류제한 신호는 "+"의 신호에 의해서 제한된다. R1, VR에 의해서 기준전압이 가해지며 검출전류는 "-"의 신호가 가해지는데 기준전압보다 큰 절대치의 신호가 가해지면

$$V_o = \frac{(R4/C) // Rf}{R3} V_i \text{ -----(5)}$$

이때부터 출력의 과부하가 되며 전류를 제한하기 위하여 출력전압을 낮출 수 있다. 그림10은 보호회로로서 다음과 같은 조건이 발생되면 제어부에서 운전을 자동으로 정지 처리한다. 주소자가 방열판 온도가 85℃ 이상 일 때 부하가 정격용량의 150% 이상일 때 과부하 처리하며 직류입력전원이 정격 이하일 때 직류저전압 신호를 검출하며 그밖에 제어회로 이상으로 출력이 높아 졌을 때 등으로 설계 하였다.

2.코일프로브 (자극프로브)

자기신경 자극기는 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. 전류가 시간에 따라일정한 직류전류가 흐를 때 발생하는 여러가지 전자기현상을 고찰할 수가

있는데 시간에 따라 정현적으로 변화하는 전류를 시스템의 입력 으로 갖는 전자기 시스템의 유한요소 해석하려면, 시변계를 기술하는 맥스웰 방정식으로 설명할 수가 있다.

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} , \oint \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\frac{d\phi}{dt} \text{ ---- (6)}$$

$$\nabla \times \mathbf{D} = \rho_v , \oint \mathbf{D} \cdot d\mathbf{s} = Q \text{ ----- (7)}$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} , \oint \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = I + \int \frac{d\mathbf{D}}{dt} ds \text{ --(8)}$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mathbf{0} , \oint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} = \mathbf{0} \text{ -----(9)}$$

여기서 식(6)은 폐회로 내에 유도된 기전력은 회로와 결합되는 자속량 ϕ 의 시간에 따른 변화를 방해하려는 경향으로 유기된다는 페러데이 유도법칙을 기술한 식이고 식 (7)은 임의의 폐경로 주위를 따라 발생하는 자계의 회전량은 이 경로로 둘러싸인 면적을 통해 흐르는 전류 및 변위전류의 합과 같은 암페어의 주회법칙으

로 표현한 식이다. 식(8)에서 $\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}$ 는 변위전류에 해당하는 값이며 사용주파수가 10 GHz이하에서는 자유전하에 의한 전류 밀도 \mathbf{J} 에 비해 아주 작은 값이므로 무시할 수 있다. 그리고 식 (8)의 우변의 전류밀도를 외부에서 강제적으로 인가되는 전원에 의한 전류밀도 \mathbf{J}_s 와 자유 전자가 도체 내부에생성된 전계에 의해서 이동하여 발생하는 유도전류밀도 \mathbf{J}_e 로 구분하면 다음과 같다.

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_s + \mathbf{J}_e \text{ -----(10)}$$

도체내부의 유도전류밀도와 내부 전계의 세기와의 관계는

$$\mathbf{J}_e = \sigma \mathbf{E} \text{ -----(11)}$$

위 식은 옴의 법칙을 나타낸다. 유도법칙을 자속밀도와 자기벡터포텐셜의 관계식 $\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A}$ 를 이용하여 \mathbf{A} 를 이용하여 표현하면 다음과 같이 쓸 수 있는데

$$\nabla \times (\mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t}) = 0 \text{ -----(12)}$$

식 (7)은 보존적인 장을 표현하는 식이므로 그 해는 다음과 같이 임의의 스칼라포텐셜 ϕ 의 경사도로 정의할수 있다.

$$\mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} - \nabla \phi \text{ -----(13)}$$

여기서 ∇V 는 일반적으로 와전류에 의한 전계를 결정하기 위해 필요한 값이다. 식(8)을 자기벡터포텐셜 A와 식 (11) 및 (12)를 이용하여 정리하면

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \nabla \times \mathbf{A} \right) = -\sigma \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} - \sigma \nabla \phi + \mathbf{J}_s \text{ -----(14)}$$

와 같이 쓸 수 있다. 교류자장은 계의 전자기적인 물리량이 시간에 대해 정현적 변화를 갖으므로 페이저 기법을 도입하여 관련한 전자기 수식들을 전개 할 수가 있다. 자기벡터 포텐셜은 교류자장에서 식(13)과 같이 페이저를 이용하여 표현할 수 있으므로 시간에 대한 미분은식 (16)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\mathbf{A}(x, y, z, t) = \text{Re}[\mathbf{A}(x, y, z)e^{j\omega t}] \text{ -----(15)}$$

$$\frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} = \text{Re}[j\omega \mathbf{A}(x, y, z)e^{j\omega t}] \text{ -----(16)}$$

위의 두 식을 식 (14)에 대입하면 다음의 식을 얻을 수 있다.

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \nabla \times \mathbf{A} \right) = -\sigma j \omega \mathbf{A} - \sigma \nabla \phi + \mathbf{J}_s \text{ -----(17)}$$

매질이 등방성이라 가정하면 벡터 항등식을 이용하면 식 (17)은

$$\nabla^2 \mathbf{A} = -\mu \sigma j \omega \mathbf{A} - \sigma \nabla \phi + \mu \mathbf{J}_s \text{ -----(18)}$$

과 같고 위 식이 교류자장문제의 전자기 지배 방정식이다. 앞 식에서 $w = 2\pi f$ 이며 f 는 입력전류의 주파수를 나타낸다. 자기자극 신경시스템의 경우 시간에 따른 자계의 변화에 의해 도전율이 존재하는 영역 즉, 도체 내부에서 패러데이 법칙에 의해 와전류가 발생하게 되며, 이런 와전류는 자계의 다른 입력원으로서 작용하게 된다.

본 시스템에서는 커패시터에서 코일로 펄스형 전류를 한번 보내고 다음게이트 신호가 있을

때 까지 휴지하지 않고 서로 교차반복 하면서 펄스를 계속 보내는 방식을 연구하였다. 자세한 형태는 그림10에 나타내고 있다. 동작원리는 1번째 바깥부분이 커패시터에 만든 펄스형 전류를 이용하여 인체로 자계를 발생시키고, 다음으로 안쪽 코일 프로브로 펄스형 전류를 보내 자계를 형성시키는 효율적인 시스템을 개발 하였다. 장점으로는 성능, 효율 면에서 우수하나 단점으로는 열이 발생되는 것은 열전소자를 사용하여 특성의 우수성 입증되도록 하였다.

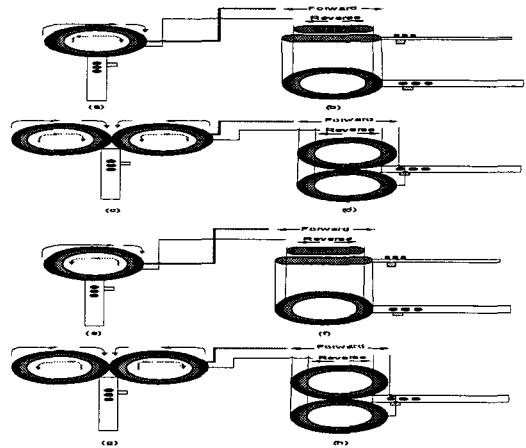


그림 9 제안된 코일 프로브 구동방식

III. 실험결과

그림1구성도에서 설명한 바와 같이 펄스형 전류를 코일 프로브에 한번 흘려주는 것이 아니고 연속해서 번갈아 가면서 펄스형 전류를 흘려주는 스킵 파형을 그림10에 나타내고 있으며 이는 컨버터전류 펄스포밍 파형으로 CRT-a는 한번 펄스형 전류를 코일 프로브로 흘려주는 파형이며, CRT-b는 CRT-a파형이 휴지기간에 들어가는 순간 다시 다른 전력소자에서 펄스형 전류를 생성시켜 흘려주는 펄스형 전류를 나타내고 있다. CRT-ab는 CRT-a, CRT-b를 한꺼번에 잡은 파형을 나타내고 있다. 그림 11은 앞 설명과 같으며 전압파형을 검출하여

나타내고 있다. 그림12는 스위칭 소자에 각각 가해지는 전압파형과 전류, 코일 프로브에 가해지는 파형을 나타내고 있다. 그림13은 코일로 출력된 펄스형 전류를 나타내는데, 본 연구에서 도입한 2가지 방식에서 먼저, CHMT 회로방식을 도입한 결과 커패시터 부분에서 만들어진 펄스형 전류를 코일 프로브에 한번만 흘려주는 방식에 비해 번갈아 가면서 흘려주는 방식이 효율면에서 우수하다는 점을 발견할 수가 있었고, 다음으로 코일 프로브의 Twin방식이 커패시터 부분 즉, 펄스포밍회로에서 만든 한번의 전류형 펄스를 수용하는 것보다 2번 번갈아 가면서 코일 프로브에서도 수용하면 우수한 특성이 나오는 것을 실험결과로 알게 되었다. 그림16은 원형타입의 코일 프로브에 인식된 전계 분포형이며 그림14는 8자형 코일 프로브에 인식된 전계 분포형이다.

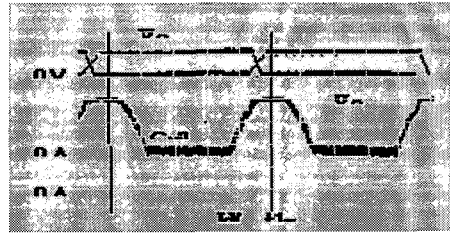


그림 12. 스위칭소자 제어파형

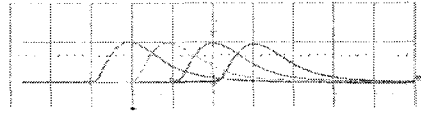


그림 13. 코일로 출력된 펄스형전류 연속파형

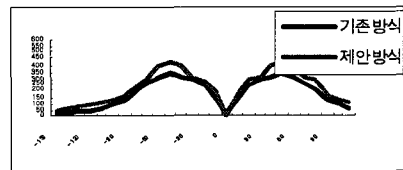


그림 14. 원형타입의 코일프로브에 인식된전계분포형

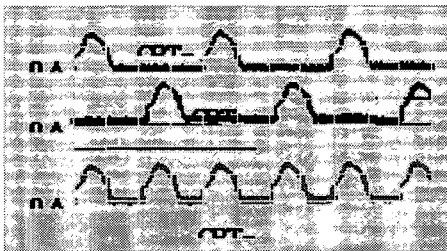


그림 10. 컨버터 전류 펄스포밍 파형비교

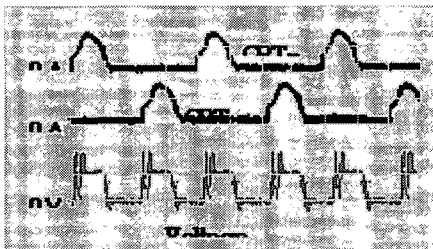


그림 11. 전류, 전압 펄스포밍 파형비교

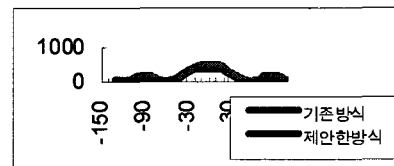


그림 15. 8자형 코일프로브에 인식된 전계분포형

IV. 결론

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

본 연구에서 도입한 2가지 방식에서 먼저, CHMT 회로방식을 도입한 결과 커패시터 부분에서 만들어진 펄스형 전류를 코일 프로브에 한

번만 흘러주는 방식에 비해 번갈아 가면서 흘러주는 방식이 효율면에서 우수하다는 점을 발견할 수가 있었고, 다음으로 코일 프로브의 Twin방식이 커패시터 부분 즉, 펄스 포밍회로에서 만든 한번의 전류형 펄스를 수용하는 것보다 2번 번갈아 가면서 코일 프로브에서도 수용하면 우수한 특성이 나오는 것을 실험결과로 알게 되었다. 실험결과 효율면에서 30% 우수한 결과를 얻게 되었고 조금더 연구하면 보다 더 우수한 결과가 초래될 것으로 보아진다.



김휘영

2000.3 - 현재 동주대학 의료기공학과 조교수

<관심분야>: 의료정보·기기, Psoc, Mobile프로그래밍

References

- [1] W.Y.Kim, " The new type pulsed Nd:Y AG laser power supply employed multi-amplification method" ACED-2000
- [2] Overstreet.j.w.Tzes.A,"An internet-based real-time control engineering laboratory", IEE E control systems, vol 5,p19-34,1999
- [3] J,M. Hill,L,Agram"wide-area topographic mapping and applications using airborne light detection and ranging tecnology,"pe& rs, vol. 66 no.8,2000
- [4] 모바일자바기반의 쉐클라이언트 기술을 적용한 과금 서비스시스템 " 대한전자공학회03년 하계종합학술대회 논문집 V
- [5] 치과및 피부과용30w급 er:yag레이저 설계 및 구현"대한전자공학회 학술지논문집 V
- [6]"Visual C++ Programming Bible Ver5.x", 이상엽, 영진출판사
- [7] magstimmodel 200 manual
- [7] 의용계측공학"여문각"
- [8]한병희외 소규모전원장치를 이용한 다채널 자기신경 자극시스템", Biomed,Eng, Res"