



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년03월10일
(11) 등록번호 10-1371429
(24) 등록일자 2014년03월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 2/04 (2006.01) A61N 5/06 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0028690
(22) 출원일자 2012년03월21일
심사청구일자 2012년03월21일
(65) 공개번호 10-2013-0106977
(43) 공개일자 2013년10월01일
(56) 선행기술조사문헌
US04428366 A*
JP2009226040 A*
KR1020100069145 A
KR1020090063618 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
(72) 발명자
이용홍
강원 원주시 관부면 시청로 264, 101동 103호 (원주더샵아파트)
김수병
충남 논산시 논산대로348번길 7, 203동 407호 (취암동, 주공2단지아파트)
김한성
강원 원주시 관부면 시청로 264, 108동 602호 (원주더샵아파트)
(74) 대리인
민혜정

전체 청구항 수 : 총 13 항

심사관 : 전창익

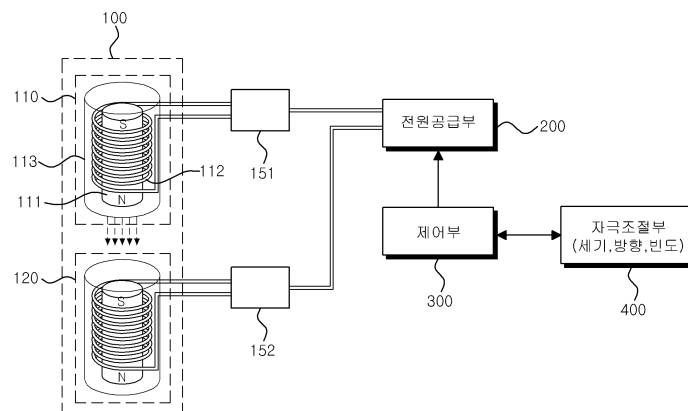
(54) 발명의 명칭 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치

(57) 요약

본 발명은 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 관한 것으로서, 코일에 전류를 인가하여 자성체와 코일 주위에 수평적 자기장을 발생시켜 뼈 골절치료를 응용하기 적용하기 위한 것이다.

이를 위하여 본 발명은 자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고 외부의 전원 공급장치에서 인가되는 코일 전류에 의해 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재, 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부, 전원 공급부에서 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치를 제공하여, 수평적 자기장으로 뼈를 자극하여 조골세포를 활성화시키고 용골세포를 억제시켜 뼈 골절치료, 골다공증치료, 심부근육치료, 관절염 / 관절통증 치료에 사용할 수 있게 한다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고, 외부의 전원 공급장치에서 상기 코일에 인가되는 전류에 의해 상기 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재;

상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부;

상기 전원 공급부에서 상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부;를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재는, 수평적인 자기장 채널 형성을 위해 일정간격 이격 배치되는 한 쌍의 자기장 발생부재로 이루어지며, 각 자기장 발생부재는 각 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되게 이격되어 배치되며,

상기 수평적 자기장 발생부재를 이루고 있는 각 자기장 발생부재는, 자기장 자극이 인가되는 피사체의 크기에 관계없이 부착 또는 고정 가능하도록 신축성이 있는 밴드형 고정부재 상에 일정간격 이격되어 부착되는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재의 코어에 설치되어 상기 수평적 자기장과 나란한 방향으로 광자극을 위한 빛을 방출하는 광 발생부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 3

자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고, 외부의 전원 공급장치에서 상기 코일에 인가되는 전류에 의해 상기 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재;

상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부;

상기 전원 공급부에서 상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부;를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재는, 서로 직교하는 두 개의 수평적인 자기장 채널 형성을 위해 서로 수직하게 일정간격 이격 배치되는 두 쌍의 자기장 발생부재로 이루어지며, 하나의 쌍을 이루고 있는 각 자기장 발생부재는 각 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되게 이격되어 배치되며,

상기 수평적 자기장 발생부재를 이루고 있는 각 자기장 발생부재는, 자기장 자극을 인가하기 위한 피사체의 크기에 따라 위치 및 간격이 조절이 가능하도록 하나 이상의 간격 조절부재가 구비된 피사체 간격조절형 고정부재 상에 일정간격 이격되어 부착되는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재의 코어에 설치되어 상기 수평적 자기장과 나란한 방향으로 광자극을 위한 빛을 방출하는 광 발생부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재에서 발생하는 수평적인 자기장에 대한 방향, 세기 및 빈도를 각각 조절할 수 있는 다수의 조절부를 구비하고 각 조절부에 의한 설정값을 제어부로 전달하여 상기 제어부에서 상기 전원 공급부로 출력되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 조절하는 자극 조절부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치

료를 위한 복합 자극장치.

청구항 6

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 수평적 자기장 발생부재는,

코일이 권선된 각 코어의 표면 전체를 외부 케이스로 커버링하여 절연됨을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 7

제3항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 각 자기장 발생부재에 구비되는 간격 조절부재는,

상기 각 자기장 발생부재 사이에 설치되는 것을 특징으로 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 8

자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고, 외부의 전원 공급장치에서 상기 코일에 인가되는 전류에 의해 상기 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재;

상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부;

상기 전원 공급부에서 상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부;를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재는, 서로 직교하는 두 개의 수평적인 자기장 채널 형성을 위해 서로 수직하게 일정 간격 이격 배치되는 두 쌍의 자기장 발생부재로 이루어지며, 하나의 쌍을 이루고 있는 각 자기장 발생부재는 각 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되게 이격되어 배치되며,

상기 수평적 자기장 발생부재를 이루고 있는 각 자기장 발생부재는, 자기장 자극이 인가되는 피사체의 크기에 관계없이 부착 또는 고정 가능하도록 신축성이 있는 밴드형 고정부재 상에 일정간격 이격되어 부착되는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재의 코어에 설치되어 상기 수평적 자기장과 나란한 방향으로 광자극을 위한 빛을 방출하는 광 발생부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 10

자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고, 외부의 전원 공급장치에서 상기 코일에 인가되는 전류에 의해 상기 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재;

상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부;

상기 전원 공급부에서 상기 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부;를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재는, 수평적인 자기장 채널 형성을 위해 일정간격 이격 배치되는 한 쌍의 자기장 발생부재로 이루어지며, 각 자기장 발생부재는 각 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되게 이격되어 배치되며,

상기 수평적 자기장 발생부재를 이루고 있는 각 자기장 발생부재는, 자기장 자극을 인가하기 위한 피사체의 크기에 따라 위치 및 간격이 조절이 가능하도록 하나 이상의 간격 조절부재가 구비된 피사체 간격조절형 고정부재 상에 일정간격 이격되어 부착되는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 수평적 자기장 발생부재의 코어에 설치되어 상기 수평적 자기장과 나란한 방향으로 광자극을 위한 빛을 방

출하는 광 발생부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 12

제10항 또는 제11항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 피사체 간격조절형 고정부재에 구비되는 간격 조절부재는, 상기 각 자기장 발생부재 사이에 설치되는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

청구항 13

제2항 또는 제4항 또는 제9항 또는 제11항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 수평적 자기장 발생부재의 코어가 속이 빈 중공형 원통몸체로 이루어지고, 상기 광 발생부가 코어의 몸체 내부에 설치되는 것을 특징으로 하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 자성체에 권선된 코일에 교류 전류를 인가하여 자성체와 코일 주위에 시변자계를 발생시켜 자성체를 자화시킴으로써 그로 인해 발생된 자속으로 뼈를 자극하여 조골세포를 활성화시키고 용골세포를 억제시켜 뼈 골절치료, 골다공증치료, 심부근육치료, 관절염 / 관절통증 치료에 사용할 수 있도록 한 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 뼈 골절이나 골다공증, 관절염 등과 같은 골 관련 질병은 골 조직의 흡수(용골세포)와 형성(조골세포)의 균형이 파괴된 것에 의해 야기되는 결과이며, 골다공증의 경우 골 조직의 흡수되는 양이 형성되는 양보다 많을 시, 결국 뼈의 미네랄 밀도를 감소시키는 결과를 초래하고 이는 결국 골다공증의 발현, 또는 골절의 위험을 야기시킨다.

[0003] 한편 자기장(Magnetic field)의 주기적인 변화는 파라데이의 유도법칙을 통하여 필요한 전기장(Electric Field)을 발생시킬 수 있게 되며, 이러한 원리를 통해 전자기장(Electromagnetic Field: 이하는 'EMF' 라 약칭함)은 생체 내 스트리밍 전위(natural endogenous streaming potentials)을 자극하는 것에 기초하여 뼈의 조골세포(골아세포)의 활성화 및 용골세포(파골세포)의 억제 기전에 주로 응용되고 있다.

[0004] 특히 펄스형 전자기장(Pulsed EMF: 이하는 'PEMF' 라 약칭함)은 시변(time varied) 전자기장으로써 8-30Hz 범위 내의 생리학적 주파수를 사용하는 경우 뼈의 골절된 부위에 단위 자기장을 유발시켜 조골세포의 활동수준을 증가시키고 용골세포의 형성에 확연한 감소를 일으킬 수 있는 것으로 알려져 있다. 따라서 이러한 PEMF는 오늘날 뼈 유착 및 뼈와 관련된 질환의 치료에 주로 많이 응용되고 있으며, 골 형성(뼈의 증식과 분화)의 균형을 바꿀 수 있을 뿐만 아니라 이러한 PEMF에 의한 자극이 이루어지는 동안에는 세포 내의 칼슘이온(Ca^{2+})의 확연한 증가와 세포 내의 pH 감소 효과를 얻을 수 있게 된다.

[0005] 그러나 이러한 전자기장을 치료기기에 적용되기 위해서는 높은 정밀도가 요구되어지며, 전자기장의 정상적인 발생여부, 정상적인 제어여부가 확인되지 못하여 의료장치의 정밀성 및 골 밀도 성장 촉진효과 등에 대한 신뢰성 등에 많은 문제가 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 자성체 코어에 권선된 코일에 전류를 인가하여 자성체와 코일 주위에 수평적 자기장을 발생시킬 수 있도록 함으로써 수평적 자기장으로 뼈를 자극하여 조골세포를 활성화시키고 용골세포를 억제시켜 뼈 골절치료, 골다공증치료, 심부근육치료, 관절염 / 관절통증 치료에 사용할 수 있도록 한 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치를 제공하고자 하는 것이다.

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는, 자성체 코어에 권선된 코일에 전류를 인가하여 자성체와 코일 주위에 수평적 자기장 및 광을 동시에 발생시킬 수 있도록 함으로써 수평적 자기장과 빛으로 뼈를 보다 효과적

으로 자극하여 뼈 골절치료, 골다공증치료, 심부근육치료, 관절염 / 관절통증 치료에 효과적으로 사용할 수 있도록 한 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치를 제공하고자 하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 형태는, 자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고 외부의 전원 공급장치에서 인가되는 코일 전류에 의해 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재, 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부, 전원 공급부에서 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치이다.

[0009] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 다른 실시 형태는, 자성체 코어에 코일이 권선되어 이루어지고 외부의 전원 공급장치에서 인가되는 코일 전류에 의해 코어 주변에 수평적 자기장을 발생시키는 수평적 자기장 발생부재, 수평적 자기장 발생부재의 코어에 설치되어 수평적 자기장과 나란한 방향으로 광자극을 위한 빛을 방출하는 광 발생부, 수평적 자기장 발생부재의 코일에 전류를 인가하는 전원 공급부, 전원 공급부에서 수평적 자기장 발생부재의 코일에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어하는 제어부를 포함하는 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치이다.

[0010] 상기 본 발명의 각 실시 형태에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치는, 수평적 자기장 발생부재에서 발생되는 수평적인 자기장에 대한 방향, 세기 및 빈도를 각각 조절할 수 있는 다수의 조절부를 구비하고 각 조절부에 의한 설정값을 제어부로 전달하여 제어부에서 전원 공급부로 출력되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 조절하는 자극 조절부를 더 포함하여 또 다른 실시 예를 구성할 수 있을 것이다.

발명의 효과

[0011] 본 발명에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 의하면, 자성체 코어의 권선 코일에 전류를 인가하여 자성체와 코일 주위에 수평적 자기장을 발생시켜 뼈를 자극할 수 있게 되므로, 수평적 자기장에 의한 조골세포의 활성화 및 용골세포의 억제시켜 뼈 골절치료, 골다공증치료, 심부근육치료, 관절염 / 관절통증 치료에 사용할 수 있게 된다.

[0012] 또한 본 발명에 따른 뼈 골절치료를 이용한 복합 자극장치에 의하면, 자성체 코어의 권선 코일에 전류를 인가하여 자성체와 코일 주위에 수평적 자기장 및 광을 동시에 발생시킬 수 있게 되므로, 수평적 자기장과 빛으로 뼈를 보다 효과적으로 자극하여 자극부위에서 다양한 전자기적 특성, 전기화학적 특성, 전기생리학적 특성을 유도하여 다양한 치료목적에 적용할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치의 개략적인 구성도이다.

도 2a와 도 2b는 본 발명에서의 자기장 발생패턴을 설명하기 위하여 예시한 원통 코일과 그에 인가될 수 있는 자극 전류의 파형도이다.

도 3a와 도 3b는 본 발명에서 한 쌍의 자기장 발생부재로 이루어지는 수평적 자기장 발생부재가 각각 밴드형 고정부재 및 피사체 간격조절형 고정부재에 설치된 상태를 예시하는 각각의 배치 구조도이다.

도 4a와 도 4b는 도 3a 및 도 3b에 의한 본 발명 장치의 사용 상태를 설명하기 위하여 예시한 참고도이다.

도 5a와 도 5b는 본 발명에서 두 쌍의 자기장 발생부재로 이루어지는 수평적 자기장 발생부재가 각각 밴드형 고정부재 및 피사체 간격조절형 고정부재에 설치된 상태를 예시하는 각각의 배치 구조도이다.

도 6a와 도 6b는 도 5a 및 도 5b에 의한 본 발명 장치의 사용 상태를 설명하기 위하여 예시한 참고도이다.

도 7은 본 발명의 다른 실시 형태에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에서 광 발생부의 설치상태를 설명하기 위하여 예시한 주요부분 상세도이다.

도 8a와 도 8b는 본 발명의 다른 실시 형태에 따른 복합 자극장치에서 한 쌍 및 두 쌍의 자기장 발생부재로 구성된 각 수평적 자기장 발생부재가 피사체 간격 조절형 고정부재에 설치된 상태를 예시하는 각각의 배치 구조도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0014] 이하, 본 발명의 바람직한 실시 형태에 의한 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치의 구성 및 동작을 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0015] 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정 해석되지 아니하며, 발명자는 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다. 따라서, 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 가장 바람직한 일 실시예에 불과할 뿐이므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다.
- [0016] 도 1은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치의 개략적인 구성도이고, 도 2a와 도 2b는 본 발명에서의 자기장 발생패턴을 설명하기 위하여 예시한 원통 코일과 그에 인가될 수 있는 자극 전류의 파형도이다.
- [0017] 도 1에 도시된 바와 같이 본 발명의 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치는, 일 실시 형태에서 수평적 자기장 발생부재(100), 전원 공급부(200), 제어부(300)를 포함하여 구성되며, 자극 조절부(400)를 더 포함하여 구성될 수 있다.
- [0018] 본 발명에서의 수평적 자기장 발생부재(100)는 한 쌍의 자기장 발생부재(110,120: 도 3a 내지 도 4b 참조), 또는 두 쌍의 자기장 발생부재(110-140: 도 5a 내지 도 6b 참조)로 구성될 수 있으며, 이들 각 자기장 발생부재(110-140)는 주변 자계에 의해 자화될 수 있도록 도전성 자성체로 이루어지는 코어(111), 코어의 외면에 수회 권선되는 코일(112)로 각각 구성되고, 컨넥터(151,152)를 통해 전원 공급부(200)에 전기적으로 연결되어 전원 공급부(200)에서 코일 전류를 공급받을 수 있도록 구성된다.
- [0019] 이러한 각 실시 형태의 자기장 발생부재(110-140)는 코일이 권선된 각 코어의 표면 전체를 외부 케이스(113)로 커버링하여 절연시키는 것이 바람직하다.
- [0020] 전원 공급부(200)는 컨넥터(151,152)를 통해 수평적 자기장 발생부재(100)의 각 코일(112)에 전류를 인가한다.
- [0021] 제어부(300)는 자극 조절부(400)에서 제공된 자극 조절신호에 따라 또는 직접 전원 공급부(200)에서 수평적 자기장 발생부재(100)의 코일(111)에 인가되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 제어한다.
- [0022] 자극 조절부(400)는 수평적 자기장 발생부재에서 발생하는 자기장의 방향, 세기 및 빈도를 각각 조절할 수 있는 다수의 조절부를 구비하고 각 조절부에 의한 설정값을 제어부(300)로 전달하여 제어부(300)에서 전원 공급부(200)로 출력되는 전류의 방향, 세기 및 주파수를 조절하는 자극 조절신호를 발생한다.
- [0023] 이와 같이 구성되는 본 발명 장치에서의 자기장 발생패턴은 자극 조절부(400)에서 발생하는 자극 조절신호에 따라 달라질 수 있다. 즉 제어부(300)의 제어에 의해 전원 공급부(200)에서 코일(112)에 인가되는 전류의 형태, 즉 전압, 전류, 주파수에 따라 자기장 자극의 세기, 방향, 및 빈도가 달라질 수 있고, 자기장 자극 방식은 도 2b에 그래프로 도시된 바와 같이 N 펄스 자극, S 펄스 자극, N/S 펄스 자극, N 연속자극, S 연속자극 등이 인가될 수 있다. 특히 본 발명에 의한 복합 자극장치는 코어의 굵기와 길이, 코일의 굵기와 길이와 권선수, 코일 전류와 전압의 조절을 통해 자기장의 세기를 각각 10-50mT, 50-100mT, 100-500mT 범위 내의 출력이 가능하도록 함으로써, 따라서 실험용 생쥐, 인체의 손가락이나 팔, 다리 등의 치료에 적용될 수 있게 될 것이다. 또한 특히 본 발명에 의한 복합 자극장치는 수평적 자기장 발생부재(100)의 각 자기장 발생부재의 크기 조절을 통해 그 크기를 각각 5mm*10mm, 10mm*20mm, 40mm*100mm 등의 범위 내로 조절함으로써, 이러한 크기의 장치는 각각 실험용 생쥐, 인체의 손가락이나 팔, 다리 등에 간단하게 부착하여 사용할 수 있게 될 것이다.
- [0024] 도 3a와 도 3b는 본 발명에서 수평적 자기장 발생부재가 한 쌍의 자기장 발생부재(110,120)로 이루어지고 각각 이 밴드형 고정부재(160) 및 피사체 간격조절형 고정부재(170)에 설치된 상태를 예시하는 배치 구조도이고, 도 4a와 도 4b는 도 3a 및 도 3b에 의한 본 발명 장치의 사용 상태를 설명하기 위하여 예시한 참고도이다.
- [0025] 도 3a 내지 도 4b에 도시된 바와 같이 수평적 자기장 발생부재(100)는 수평적인 자기장 채널을 형성하기 위한 쌍의 자기장 발생부재(110,120)가 일정간격 이격되는 상태로 배치되되, 이때 각 자기장 발생부재(110,120)는 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되게 이격되어 배치되는 것이 바람직하다.
- [0026] 이러한 수평적 자기장 발생부재(100)는 도 3a 및 도 4a에 도시된 바와 같이 자기장 자극이 인가되는 피사체의 크기에 관계없이 부착 또는 고정 가능하도록 하기 위해 신축성이 있는 밴드형 고정부재(160) 상에 일정간격 이

격되어 부착될 수도 있으며, 도 3b 및 도 4b에 도시된 바와 같이 자기장 자극을 인가하기 위한 피사체의 크기에 따라 위치 및 간격이 조절이 가능하도록 하기 위해 하나 이상의 간격 조절부재(171)가 구비된 피사체 간격조절형 고정부재(170) 상에 일정간격 이격되어 부착될 수도 있다.

[0027] 도 5a와 도 5b는 본 발명에서 수평적 자기장 발생부재가 두 쌍의 자기장 발생부재(110-140)로 이루어지고 각각이 밴드형 고정부재(160) 및 피사체 간격조절형 고정부재(170)에 설치된 상태를 예시하는 배치 구조도이고, 도 6a와 도 6b는 도 5a 및 도 5b에 의한 본 발명 장치의 사용 상태를 설명하기 위하여 예시한 참고도이다.

[0028] 도 5a 내지 도 6b에 도시된 바와 같이 수평적 자기장 발생부재(100)는 서로 직교하는 두 개의 수평적인 자기장 채널을 형성하기 위해 두 쌍의 자기장 발생부재(110-140)가 각각 일정간격 이격되는 상태로 교차 배치되되, 이때 하나의 쌍을 이루고 있는 자기장 발생부재는 그 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되게 이격되어 배치되는 것이 바람직하다.

[0029] 이러한 수평적 자기장 발생부재(100)는 도 5a 및 도 6a에 도시된 바와 같이 자기장 자극이 인가되는 피사체(1)의 크기에 관계없이 부착 또는 고정 가능하도록 하기 위해 신축성이 있는 밴드형 고정부재(160) 상에 일정간격 이격되는 상태로 교차되어 부착될 수도 있으며, 도 5b 및 도 6b에 도시된 바와 같이 자기장 자극을 인가하기 위한 피사체의 크기에 따라 위치 및 간격이 조절이 가능하도록 하기 위해 하나 이상의 간격 조절부재(171)가 구비된 피사체 간격조절형 고정부재(170) 상에 일정간격 이격되어 상태로 교차되어 부착될 수도 있다. 여기서 피사체 간격조절형 고정부재(170)에 구비되는 간격 조절부재(171)는 각 자기장 발생부재(110-140) 사이마다 설치되는 것이 바람직할 것이다.

[0030] 도 7은 본 발명의 다른 실시 형태에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에서 광 발생부(500)의 설치상태를 설명하기 위하여 예시한 주요부분 상세도이고, 도 8a와 도 8b는 본 발명의 다른 실시 형태에 따른 복합 자극장치에서 수평적 자기장 발생부재가 한 쌍 및 두 쌍의 자기장 발생부재로 구성되고 피사체 간격 조절형 고정부재에 설치된 상태를 예시하는 각각의 배치 구조도이다.

[0031] 도 7에 도시된 바와 같이 본 발명의 다른 실시 형태에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치는, 수평적 자기장 발생부재(100), 전원 공급부(200), 제어부(300), 및 수평적 자기장 발생부재(100)에 일체형으로 탑재되는 광 발생부(500)를 포함하여 구성되며, 자극 조절부(400)를 더 포함하여 구성될 수도 있다.

[0032] 수평적 자기장 발생부재(100), 전원 공급부(200), 제어부(300) 및 자극 조절부(400)는 상기 본 발명의 일 실시 형태에 동일하므로 그 상세한 설명은 생략하기로 한다.

[0033] 광 발생부(500)는 광 다이오드로 구성이 가능하며 수평적 자기장 발생부재(100)의 코어(111)에 설치되어 전원 공급부(200)에서 인가되는 전원에 의해 동작하여 수평적 자기장과 나란한 방향으로 광 자극을 위한 빛을 방출할 수 있도록 구성한다. 이를 위하여 한 쌍의 수평적 자기장 발생부재(110, 120) 또는 두 쌍의 수평적 자기장 발생부재(110-140)의 각 코어(111)는 그 속이 빈 중공형 원통몸체로 이루어지는 것이 바람직하고, 광 발생부(500)를 구성하는 광 다이오드가 도 7에 도시된 바와 같이 각 코어(111)의 몸체 내부에 설치되어 구성된다.

[0034] 이러한 구성의 본 발명에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치의 동작을 설명한다.

[0035] 먼저 수평적 자기장 발생부재(100)가 한 쌍의 자기장 발생부재(110, 120)로 구성되는 경우, 도 3a와 도 4a에 도시된 바와 같이 신축성이 있는 밴드형 고정부재(160)에 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되도록 일정간격 이격 배치되게 부착하여 피사체(1)에 고정하며, 또는 도 3b와 도 4b에 도시된 바와 같이 피사체 간격조절형 고정부재(170)에 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되도록 일정간격 이격 배치되게 부착하여 피사체에 고정한다. 이때 밴드형 고정부재(160)의 경우는 해당 부재의 신축성을 이용하여 뼈 골절치료 부위에 간단히 장착할 수 있게 되며, 피사체 간격조절형 고정부재(170)의 경우 도 3b 및 도 4b에 도시된 바와 같이 간격 조절부재(171)로 피사체와의 거리를 조정하여 간단하게 장착할 수 있게 된다.

[0036] 다음으로 수평적 자기장 발생부재(100)가 두 쌍의 자기장 발생부재(110-140)로 구성되는 경우, 도 5a와 도 6a에 도시된 바와 같이 신축성이 있는 밴드형 고정부재(160)에 각 쌍의 자기장 발생부재(110, 120)(130, 140)를 서로 수직으로 교차되게 부착되, 하나의 쌍을 이루고 있는 자기장 발생부재의 각 코어가 그 길이방향을 따라 일직선상에 위치되도록 일정간격 이격 배치되게 부착하여 피사체에 고정한다. 또는 도 5b와 도 6b에 도시된 바와 같이 피사체 간격조절형 고정부재(170)에 각 쌍의 자기장 발생부재(110, 120)(130, 140)를 부착하는 경우 각각의 간격조절부재(171)를 사용하여 피사체와 각 자기장 발생부재간의 간격을 미세 조절할 수 있게 된다..

[0037] 이렇게 장치가 완료된 후 자극 조절부(400)를 통해 원하는 형태의 자기장 자극 패턴, 세기, 방향, 빈도 등을 선

택하게 되면, 제어부(300)의 제어에 의해 전원 공급부(200)에서 각각의 컨넥터(151,152)를 통해 수평적 자기장 발생부재(100)의 각 코일에 동작전류를 공급하게 된다. 따라서 한 쌍의 각 자기장 발생부재(110,120)에서는 도 3a 내지 도 4b와 같은 형태의 수평적 자기장이 발생되어 밴드형 고정부재(160) 또는 피사체 간격조절형 고정부재(170)의 중심에 위치되는 뼈 골절부위에 인가될 수 있게 되며, 두 쌍의 자기장 발생부재(110-140)에서는 도 5a 내지 도 6b와 같이 서로 수직으로 교차되는 두 개의 수평적 자기장이 발생되어 뼈 골절부위에 인가될 수 있게 된다.

[0038] 한편, 본 발명에 따른 뼈 골절치료를 위한 복합 자극장치에 광 발생부(500)가 부가되는 경우, 광 다이오드로 구성되는 광 발생부(500)에서는 상기 수평적 자기장 발생부재(100)로의 코일 전류 인가와 동시에 광자극을 위한 빛이 방출될 수 있게 되므로, 자기장 자극과 광 자극이 동시에 인가되는 복합 자극이 가능하게 되며, 이는 다양한 부위에서의 적용 및 치료를 가능하게 한다.

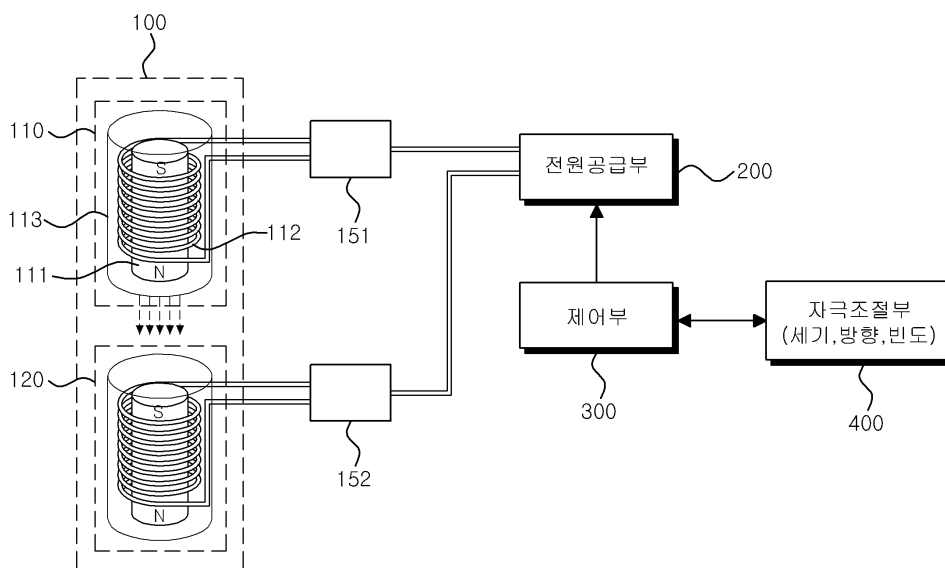
[0039] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

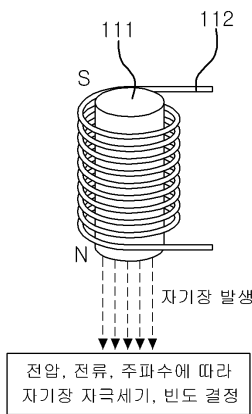
[0040] 100 : 수평적 자기장 발생부재	110-140 : 자기장 발생부재
111 : 코어	112 : 코일
113 : 케이스	151,152 : 컨넥터
160 : 밴드형 고정부재	170 : 피사체 간격조절형 고정부재
171 : 간격 조절부재	200 : 전원 공급부
300 : 제어부	400 : 자극 조절부
500 : 광 발생부	

도면

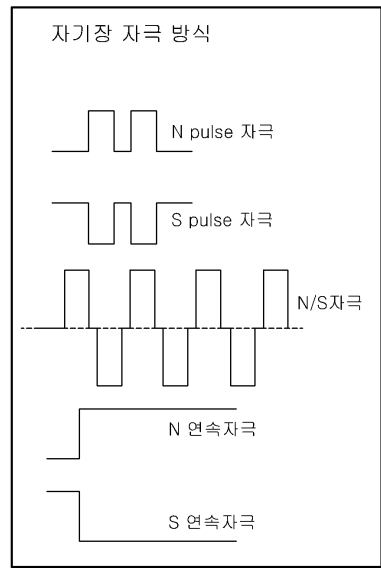
도면1



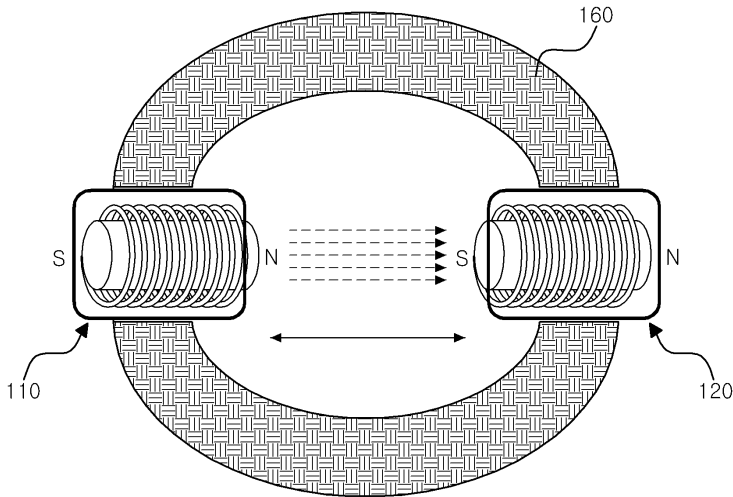
도면2a



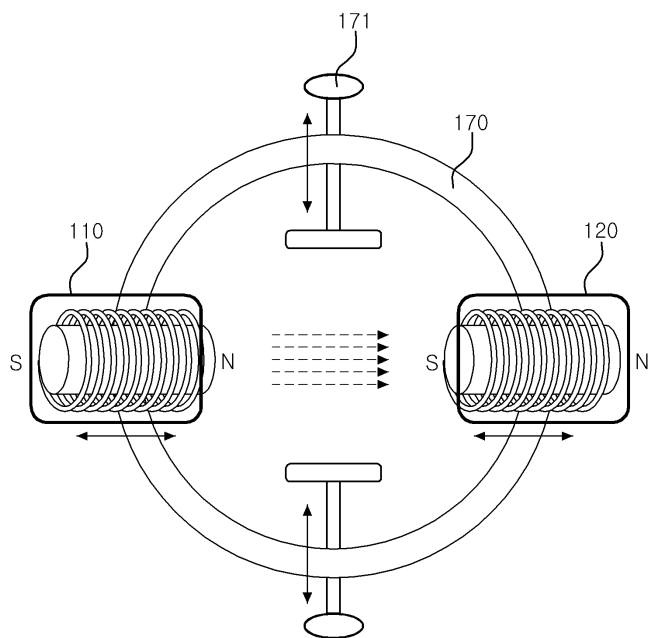
도면2b



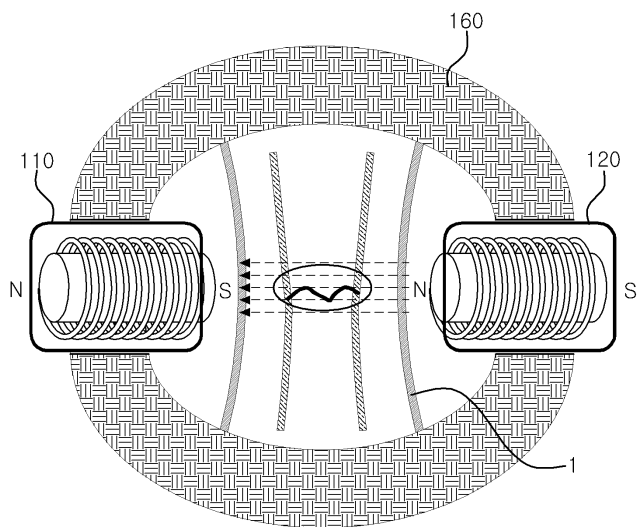
도면3a



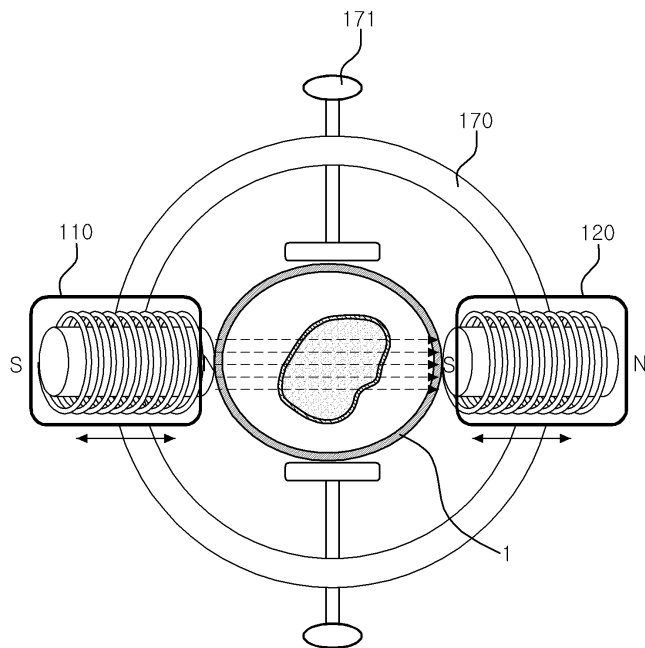
도면3b



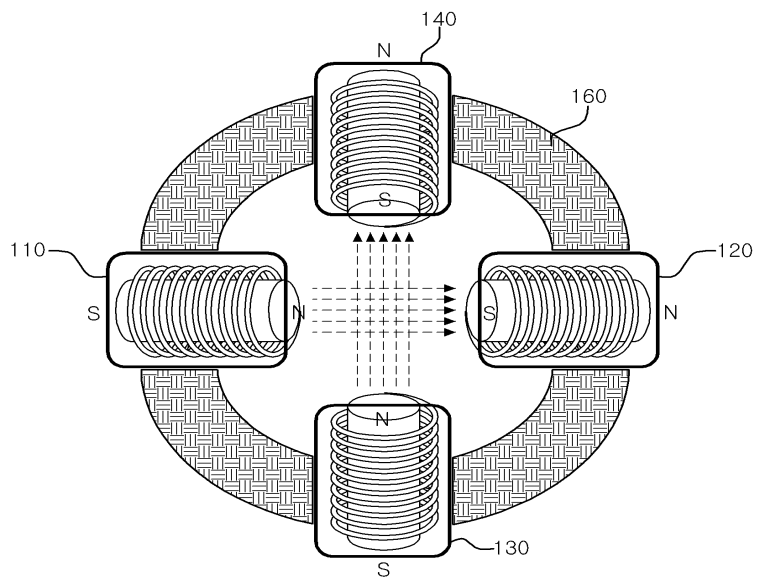
도면4a



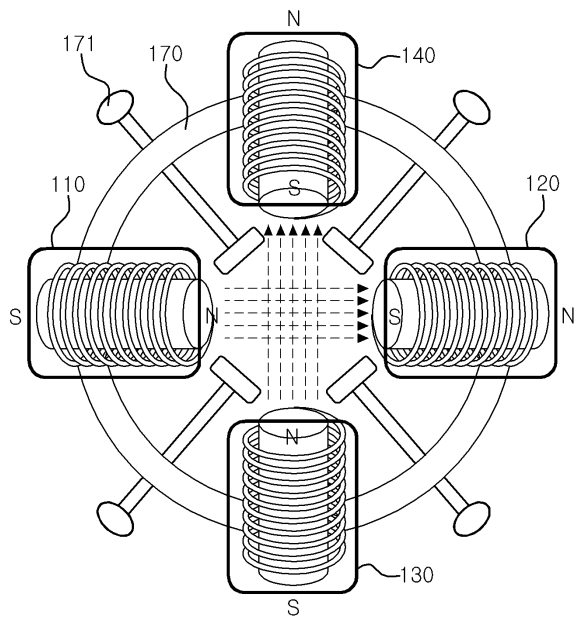
도면4b



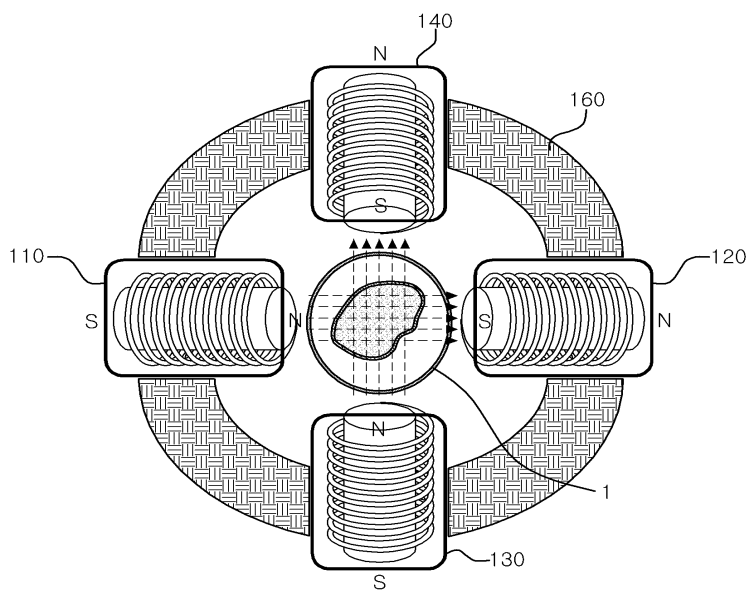
도면5a



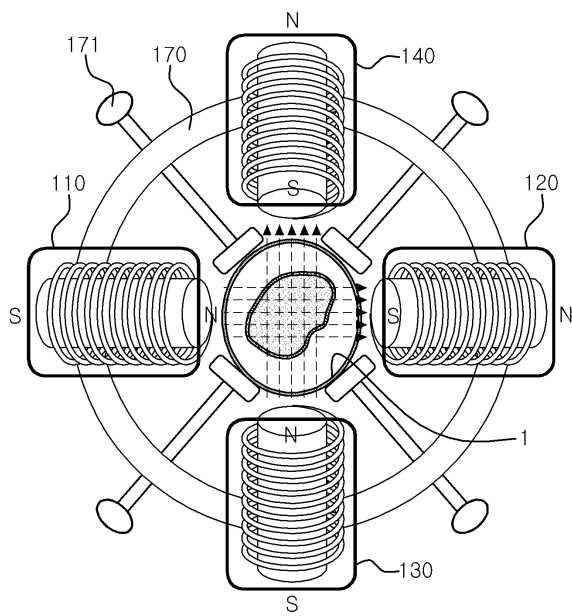
도면5b



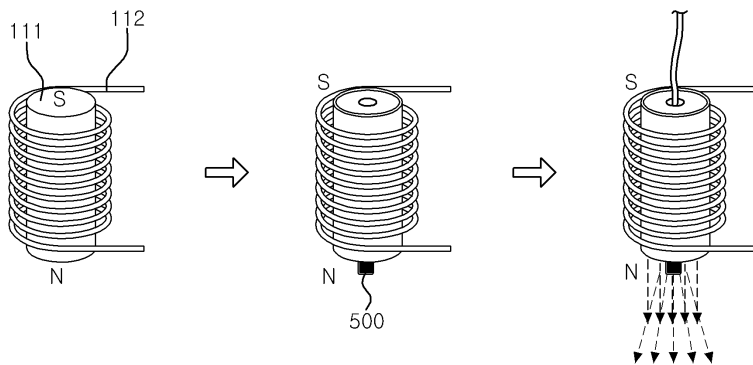
도면6a



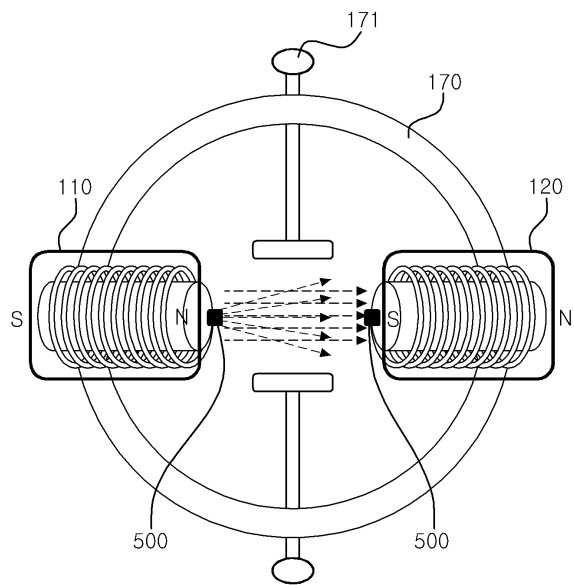
도면6b



도면7



도면8a



도면8b

