(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0057059
(43) 공개일자 2023년04월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
C12M 1/42 (2017.01)
(52) CPC특허분류
C12M 35/06 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0141029
(22) 출원일자 2021년10월21일
심사청구일자 2021년10월21일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
최혁
서울특별시 강남구 삼성로111길 8, 206동 1401호 (삼성동, 삼성동힐스테이트2단지아파트)
이재원
서울특별시 강서구 월정로30나길 14 (화곡동, 정안주택)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 무한

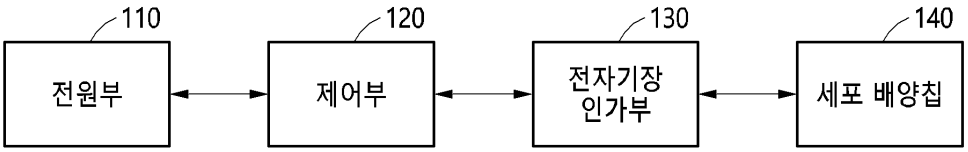
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **세포 배양칩을 위한 전자기장 자극 장치 및 방법**

(57) 요 약

세포 배양칩을 위한 전자기장 자극 장치 및 방법이 개시된다. 전자기장 자극 장치는 입력되는 전류에 기초하여 전자기장을 형성하는 복수의 코일들, 사용자 입력에 기초하여 코일들에 입력되는 전류를 제어하는 제어부, 및 코일들 상부에 위치하고, 하나 이상의 세포 배양칩이 배치될 수 있는 세포 배양칩 수용부를 포함한다. 하나 이상의 세포 배양칩은, 인접한 코일들 사이의 상부에 배치되고, 인접한 코일들에는 서로 다른 방향의 전류가 인가된다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

유창민

서울특별시 영등포구 도영로 66, 103동 2003호 (도림동, 영등포아트자이아파트)

황민호

서울특별시 구로구 가마산로20다길 22-1, 402호 (구로동)

명 세 서

청구범위

청구항 1

세포배양칩에 전자기장을 인가하기 위한 전자기장 자극 장치에 있어서,

입력되는 전류에 기초하여 전자기장을 형성하는 복수의 코일들;

사용자 입력에 기초하여 상기 코일들에 입력되는 전류를 제어하는 제어부; 및

상기 코일들 상부에 위치하고, 하나 이상의 세포 배양칩이 배치될 수 있는 세포 배양칩 수용부를 포함하고,

상기 하나 이상의 세포 배양칩은, 인접한 코일들 사이의 상부에 배치되고,

상기 인접한 코일들에는 서로 다른 방향의 전류가 인가되는,

전자기장 자극 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 인접한 코일들의 인접한 영역에 배치되는 코일들의 권선은,

직선 형태인,

전자기장 자극 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 인접한 코일들의 인접한 영역에 배치되는 코일들의 권선은,

일정한 간격으로 이격된 것인,

전자기장 자극 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 세포 배양칩 수용부는,

상기 코일들을 차폐하고, 비전도성 물질을 포함하는,

전자기장 자극 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 사용자 입력에 기초하여 상기 복수의 코일들 각각에 인가되는 전류의 세기, 방향 및 주파수 중 적어도 하

나를 조정하는,

전자기장 자극 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 인접한 코일들은,

상기 인가되는 전류에 기초하여 상기 인접한 코일들 사이에 수평 방향의 자기장을 형성하는,

전자기장 자극 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 수평 방향의 자기장은,

상기 인접한 코일들의 너비가 증가 또는 감소함에 따라 자기장 분포의 너비가 증가 또는 감소하는,

전자기장 자극 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 세포 배양칩 수용부는,

동일 형태의 세포 배양칩들 또는 형태가 서로 다른 세포 배양칩들을 수용할 수 있는 복수의 세포 배양칩 결합부들을 포함하는,

전자기장 자극 장치.

청구항 9

제6항에 있어서,

세포 배양칩 결합부 하부에 배치되는 코일들의 너비는 상기 세포 배양칩 배양구의 너비의 2/3배 이상인 것인,

전자기장 자극 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 제어부는,

사용자 입력에 기초하여 상기 복수의 코일들 중에 일부의 코일들에 선택적으로 전류를 인가하는,

전자기장 자극 장치.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 제어부는,

마이크로 컨트롤러(Micro Controller Unit; MCU)에 의해 제어되는,

전자기장 자극 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 아래 실시예들은 세포 배양칩을 위한 전자기장 자극 장치 및 방법에 관한 기술에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 세포배양칩은 작은 칩 위에 특정 세포를 배양함으로써, 해당 세포의 기능과 특성 뿐만 아니라, 마치 실제 장기와 같은 기능을 갖도록 하여 역학적, 생리적 환경을 구현하는 기술이다. 특정 세포의 운동과 물리 화학적 반응의 메커니즘을 상세하게 연구할 수 있고, 또 신약 개발이나, 독성 평가에 대한 모델로서 이용될 것으로 기대 받고 있는 소재이다. 전자기장 자극 장치는 전극을 통해 전류의 직접 또는 간접적인 효과를 이용한 연구 방법으로써, 직류 전류 및 교류 전류를 사용하여 세포에 전기적 효과를 기대할 수 있는 장치이다. 이전에는 세균과 같은 미생물이나 생물, 검사용 장비의 일부가 세포 내부 안으로 들어가는 방식의 침습적 치료가 주를 이뤘으나, 최근에는 피부를 관통하거나 세포를 통과하지 않고 질병을 진단하거나 치료하는 비침습적 치료에 대한 관심이 늘고 있다. 이러한 비침습적 치료에 대한 관심이 높아지면서 자기장을 이용해 체내의 심부 깊숙이 치료할 수 있는 치료 요법에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 효능 검증을 위한 연구로써 세포, 동물 및 인체에 대한 임상실험 결과들이 단편적으로 보고되고 있으나, 자기장의 파형, 세기, 주파수 또는 자극 횟수 등의 각 변수의 의존성에 관한 체계적인 연구는 아직 충분히 이루어지지 않고 있다. 또한, 인체를 모사한 세포배양칩(인체장기칩, 미세유체칩)을 이용한 다양한 연구가 각광받고 있지만 세포배양칩을 이용한 전자기장 자극 장치는 미비한 상황이다. 전 임상 단계의 세포에 인가하는 자기장 자극 장치는 대부분 솔레노이드, 헬름홀츠 또는 전자석의 형태로 제작되는데, 균일한 자기장 분포를 얻기 위해서는 코일의 크기가 커지고 높은 전력 인가 장치가 요구된다는 단점을 지닌다. 또한, 획득된 데이터의 유의성 검증을 위해서 수 회 이상의 반복실험이 요구되는데, 한번에 여러 실험 데이터를 얻기 위해선 상기에 소개된 자기장 시스템의 크기는 비례적으로 커질 수밖에 없으며, 자기장 세포 자극 장치에서 균일한 자기장을 인가하기 위해서는 전자기장 자극 장치에 특정 형태의 세포배양구가 요구되며, 이러한 전자기장 자극 장치가 자기장의 방향성을 크게 고려하지 않는다는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0005] 일 실시예에 따른 세포배양칩에 전자기장을 인가하기 위한 전자기장 자극 장치는, 입력되는 전류에 기초하여 전자기장을 형성하는 복수의 코일들; 사용자 입력에 기초하여 상기 코일들에 입력되는 전류를 제어하는 제어부; 및 상기 코일들 상부에 위치하고, 하나 이상의 세포 배양칩이 배치될 수 있는 세포 배양칩 수용부를 포함할 수 있으며, 상기 하나 이상의 세포 배양칩은, 인접한 코일들 사이의 상부에 배치되고, 상기 인접한 코일들에는 서로 다른 방향의 전류가 인가될 수 있다.

[0006] 상기 인접한 코일들의 인접한 영역에 배치되는 코일들의 권선은, 직선 형태일 수 있다.

[0007] 상기 인접한 코일들의 인접한 영역에 배치되는 코일들의 권선은, 일정한 간격으로 이격될 수 있다.

[0008] 상기 세포 배양칩 수용부는, 상기 코일들을 차폐하고, 비전도성 물질을 포함할 수 있다.

[0009] 상기 제어부는, 상기 사용자 입력에 기초하여 상기 복수의 코일들 각각에 인가되는 전류의 세기, 방향 및 주파수 중 적어도 하나를 조정할 수 있다.

[0010] 상기 인접한 코일들은, 상기 인가되는 전류에 기초하여 상기 인접한 코일들 사이에 수평 방향의 자기장을 형성할 수 있다.

[0011] 상기 수평 방향의 자기장은, 상기 인접한 코일들의 너비가 증가 또는 감소함에 따라 자기장 분포의 너비가 증가 또는 감소할 수 있다.

[0012] 상기 세포 배양칩 수용부는, 동일 형태의 세포 배양칩들 또는 형태가 서로 다른 세포 배양칩들을 수용할 수 있는 복수의 세포 배양칩 결합부들을 포함할 수 있다.

[0013] 상기 세포 배양칩 결합부 하부에 배치되는 코일들의 너비는 상기 세포 배양칩 배양구의 너비의 2/3배 이상일 수 있다.

[0014] 상기 제어부는, 사용자 입력에 기초하여 상기 복수의 코일들 중에 일부의 코일들에 선택적으로 전류를 인가 할 수 있다.

[0015] 상기 제어부는, 마이크로 컨트롤러(Micro Controller Unit)에 의해 제어될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도1 은 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

도 2는 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

도3은 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치의 인접한 코일들에서 전류의 흐름에 따른 자기장의 방향을 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치에서 전류의 흐름에 따른 자기장의 분포를 수직 방향에서 도시한 것이다.

도 5는 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치에 포함된 코일들의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 실시예들에 대한 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 예시를 위한 목적으로 개시된 것으로서, 다양한 형태로 변경되어 구현될 수 있다. 따라서, 실제 구현되는 형태는 개시된 특정 실시예로만 한정되는 것이 아니며, 본 명세서의 범위는 실시예들로 설명한 기술적 사상에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.

[0019] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이런 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 해석되어야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.

[0020] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0021] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 설명된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0022] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0023] 이하, 실시예들을 첨부된 도면들을 참조하여 상세하게 설명한다. 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 부여하고, 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0026] 도1 은 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

[0027] 본 발명은 다양한 세포배양칩(인체장기칩, 미세 유체 칩 등)에 균일한 자기장을 인가하기 위한 시스템을 제공하는 데에 목적이 있다. 세포배양칩에 전자기장을 인가하기 위한 전자기장 자극 장치는 특정 세포 배양구가 아닌 다양한 세포칩에 적용이 가능하다. 또한, 일정 방향성을 가지는 자기장을 세포배양칩에 인가할 수 있기 때문에 보다 다양한 실험의 디자인이 가능하다. 또한 반영구적인 전기장 자극 디바이스이므로 기존 장치보다 비용적으로 유리하다. 연구자들은 또한 코일의 입력전류를 조작하여 주파수 및 방향성을 지니는 자기장을 인가할 수 있으므로, 세포의 생장, 상처치료 등의 연구에서 보다 질적인 결과를 얻을 수 있다.

[0028] 전원부(110)는 제어부(120)로 전원을 공급한다. 제어부(120)는 전원부(110)로부터 공급받은 전원을 바탕으로 전자기장 인가부(130에 포함되는 복수의 코일에 전류를 공급한다. 여기서 제어부(120)는 마이크로 컨트롤러(Micro Controller Unit)에 의해 제어될 수 있으며, 사용자 입력에 기초하여 복수의 코일들 각각에 인가되는 전류의 방향 및 주파수 중 적어도 하나를 조정할 수 있다. 제어부(120)는 또한 사용자 입력에 기초하여 복수의 코일들 중 일부의 코일들에 선택적으로 전류를 인가할 수 있다. 전자기장 인가부(130)는 복수의 코일들과 세포 배양칩 결합부를 포함할 수 있다. 제어부(120)로부터 전류를 공급받으면 복수의 코일들의 권선을 흐르는 전류에 의해 자기장이 발생된다. 발생된 자기장은 전자기장 인가부(130)의 일부를 포함하는 세포 배양칩 결합부에 결합된 세포 배양칩(140)에 전자기적 자극을 주게 된다. 전자기장 인가부(130)는 비전도성 재료로 코일이 차폐된 구조로 이루어질 수 있으며, 습도가 높은 세포배양기에서의 부식을 방지할 수 있다.

[0030] 도 2는 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

[0031] 전자기장 자극 장치(200)는 복수의 코일들과 세포 배양칩 결합부(270)의 결합으로 이루어진다. 복수의 코일들 중 일부인 코일(220)과 코일(210)은 여러 개의 일정한 모양, 두께, 너비를 지닌 권선들이 일정한 간격으로 이격되어 형성된 것일 수 있다. 인접한 코일 사이의 상단에 위치한 세포 배양칩 결합부(270)에 결합된 세포 배양칩에 일정한 자기장을 인가하기 위해 인접한 코일(220)과 코일(210)에 인가되는 전류의 방향은 서로 반대 방향일 수 있다. 예를 들어, 코일(210)의 전류단(230)에서 전류가 흘러 들어가고 전류단(240)으로 전류가 흘러나오는 방향인 경우 코일(220)의 전류단(260)에서 전류가 흘러 들어가고, 전류단(250)으로 전류가 흘러나오는 경우 일정한 자기장을 인가할 수 있다. 반대로 코일(210)의 전류단(240)에서 전류가 흘러 들어가고 전류단(230)으로 전류가 흘러나오는 방향인 경우 코일(220)의 전류단(250)에서 전류가 흘러 들어가고 전류단(260)으로 전류가 흘러나오는 경우 일정한 자기장을 인가할 수 있다. 이렇게 인접한 코일의 전류의 방향이 반대인 경우 코일 상단에 위치한 세포 배양칩 결합부(270)에 인가되는 자기장의 방향이 동일 해져서 세포 배양칩 결합부(270)의 상단에 결합하는 세포 배양칩(280)에 일정한 자기장 자극을 가할 수 있게 된다.

[0033] 도3은 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치의 인접한 코일들에서 전류의 흐름에 따른 자기장의 방향을 설명하기 위한 도면이다.

[0034] 전류가 흐르면 그 도선 주위에는 도선을 둘러싸는 동심원의 접선 방향으로 자기장이 생긴다. 이 때 전류의 방향과 자기장의 방향을 알기 쉽게 설명해주는 것이 오른나사 법칙인데, 이를 앙페르의 오른나사 법칙이라고도 한다. 즉 오른 나사를 진행시키기 위해서는 나사의 머리쪽에서 보았을 때에 시계 바늘의 회전 방향으로 나사를 돌려주어야 한다. 오른 나사의 진행 방향과 도선에 흐르는 전류의 방향을 나란히 정렬했을 때에, 오른 나사를 회전시켜 주어야 하는 방향이 바로 그 전류에 의해 생성되는 자기장의 방향이 된다. 이렇게 전류 주위에 자기장이 만들어지며, 그 자기장의 방향은 오른 나사의 방향과 같다. 오른나사의 법칙으로 얻어지는 전류와 이에 따른 자기장의 방향은 오른손 법칙을 이용해도 얻을 수 있다. 오른손 법칙에 의하면 오른쪽의 엄지를 전류의 방향으로 향하고 엄지를 제외한 네 개의 손가락은 엄지가 가리키는 방향에 수직한 평면상에서 동심원을 만들도록 감아 쥐었을 때, 이 네 손가락이 가리키는 방향이 자기장의 방향이 된다. 이렇게 얻어지는 전류와 자기장의

방향은 오른나사 법칙에 의해 얻어지는 방향과 동일함을 알 수 있다.

[0035] 이를 바탕으로 세포 배양칩에 일정한 자기장을 인가하기 위하여 코일에 인가되는 전류의 방향과 자기장의 방향을 살핀다. 제어부에서 사용자 입력에 기초하여 전류단(240)에서 전류단(230)의 방향으로 전류를 인가하는 경우 전류의 방향(310)은 반 시계 방향이 된다. 오른손 법칙을 적용하여 보면 코일(210)의 경우 지면을 뚫고 나오는 방향으로 자기장이 형성된다. 코일(220)의 경우 지면으로 들어가는 방향으로 자기장이 형성된다. 인접한 두 개의 코일(220)과 코일(210) 사이에서 생성된 자기장의 방향을 고려하면, 인접한 권선사이 자기장(350)과 같은 방향의 자기장이 형성됨을 알 수 있다. 제어부에서 사용자 입력에 기초하여 전류단(250)에서 전류단(260)의 방향으로 전류를 인가하는 경우 전류의 방향(320)은 시계 방향이 된다. 이 경우 코일(220)의 권선 부분 중 코일(210)과 인접한 부분에 형성되는 자기장의 방향을 오른손 법칙을 적용하여 알아보면 자기장(350)과 같은 방향이 됨을 알 수 있다.

[0036] 도 3에 제시된 것과는 반대로 제어부에서 사용자 입력에 기초하여 전류단(230)에서 전류단(240)의 방향으로 전류를 인가하는 경우 전류의 방향(310)은 시계 방향이 된다. 제어부에서 사용자 입력에 기초하여 전류단(260)에서 전류단(250)의 방향으로 전류를 인가하는 경우 전류의 방향(320)은 반시계 방향이 된다. 오른손 법칙을 적용하여 보면 코일(210)의 경우 지면을 들어가는 방향으로 자기장이 형성된다. 코일(220)의 경우 지면을 뚫고 나오는 방향으로 자기장이 형성된다. 인접한 두 개의 코일(220)과 코일(210) 사이에서 생성된 자기장의 방향을 고려하면, 인접한 권선사이 자기장(350)과 반대 방향의 자기장이 형성됨을 알 수 있다. 이와 같이 제어부에서 사용자 입력에 기초하여, 서로 인접한 코일 사이 전류의 방향을 반대로 인가하는 경우에는 인접한 코일 사이의 권선에서 형성된 자기장의 방향이 균일하게 되고, 그 위에 결합된 세포 배양칩 결합부에 일정한 자기장을 가할 수 있게 되며, 이를 통해 세포 배양칩에 일정한 자기장을 가할 수 있게 된다. 균일한 자기장의 분포는 코일의 너비(340)에 따라 변화할 수 있다. 코일의 너비가 넓어지면 균일한 자기장의 분포의 너비도 넓어지고 코일의 너비가 좁아지면 균일한 자기장의 분포의 너비도 좁아질 수 있다.

[0038] 도 4는 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치에서 전류의 흐름에 따른 자기장의 분포를 수직 방향에서 도시한 것이다.

[0039] 앞서 살펴본 바와 같이 코일(210)에서 반 시계 방향의 전류가 흐르고, 코일(220)에서 시계 방향의 전류가 흐르는 경우 코일 상단에 있는 세포 배양칩(410)과 내부의 세포 배양구(420)에서는 화살표와 같은 자기장의 분포가 형성된다. 반대로 코일(210)에서 시계 방향의 전류가 흐르고, 코일(220)에서 반 시계 방향의 전류가 흐르는 경우 코일 상단에 있는 세포 배양칩(410)과 내부의 세포 배양구(420)에서는 화살표와는 반대 방향의 자기장의 분포가 형성된다. 코일 너비가 달라짐에 따라 자기장의 분포도 함께 변화한다. 코일의 너비가 넓어 짐에 따라 균일한 자기장의 분포의 너비가 이에 비례하게 넓어지게 되고, 반대로 코일의 너비가 좁아 짐에 따라 균일한 자기장의 분포가 이에 비례하게 좁아지게 된다. 이와 같이 코일의 너비에 따라 다양한 크기의 자기장을 세포배양칩에 인가할 수 있고, 이에 따라 본 명세서에서 제안한 전자기장 자극 장치는 다양한 디자인/크기의 세포칩 또는 다양한 형태의 실험에 적용할 수 있다.

[0041] 도 5는 일 실시예에 따른 전자기장 자극 장치에 포함된 코일들의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

[0042] 하나의 코일(210) 및 코일(220)을 포함하는 권선의 개수는 예를 들어 4개일 수 있다. 하나의 코일(210) 및 코일(220)을 포함하는 권선의 두께(510)는 예를 들어 0.2㎜일 수 있다. 하나의 코일(210) 및 코일(220)을 포함하는 권선 사이의 간격(520)은 예를 들어 0.05㎜일 수 있다. 각 코일 사이 이격 거리(330)는 예를 들어 0.001㎜일 수 있다. 그러나, 실시예의 범위가 이러한 코일들(210, 220)의 설계 수치에 제한되는 것은 아니고, 코일(210, 220)의 설계 수치는 다양하게 변형될 수 있다.

[0044] 이상에서 설명된 실시예들은 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치, 방법 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(field programmable gate array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 소프트웨어 애플리

케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0045] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 또는 컴퓨터 저장 매체 또는 장치에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

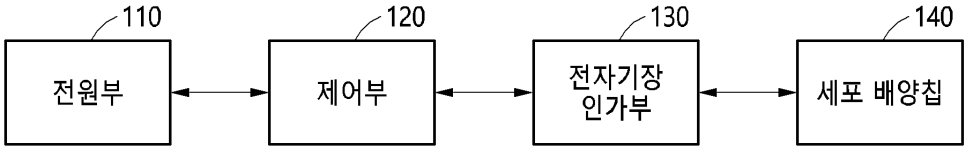
[0046] 위에서 설명한 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 또는 복수의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0047] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

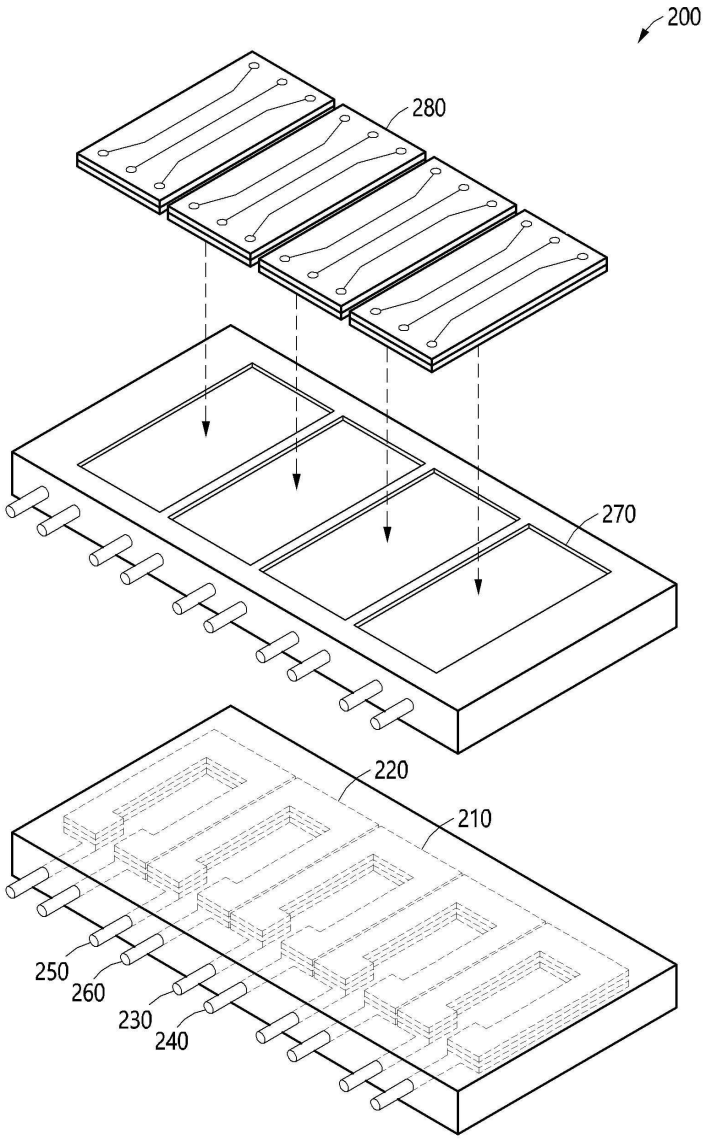
[0048] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

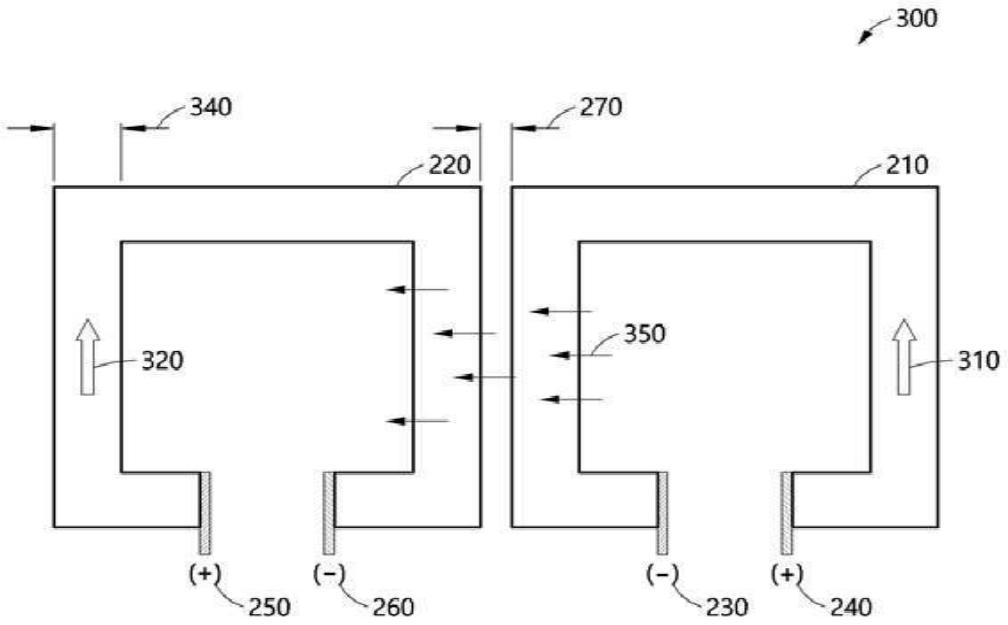
도면1



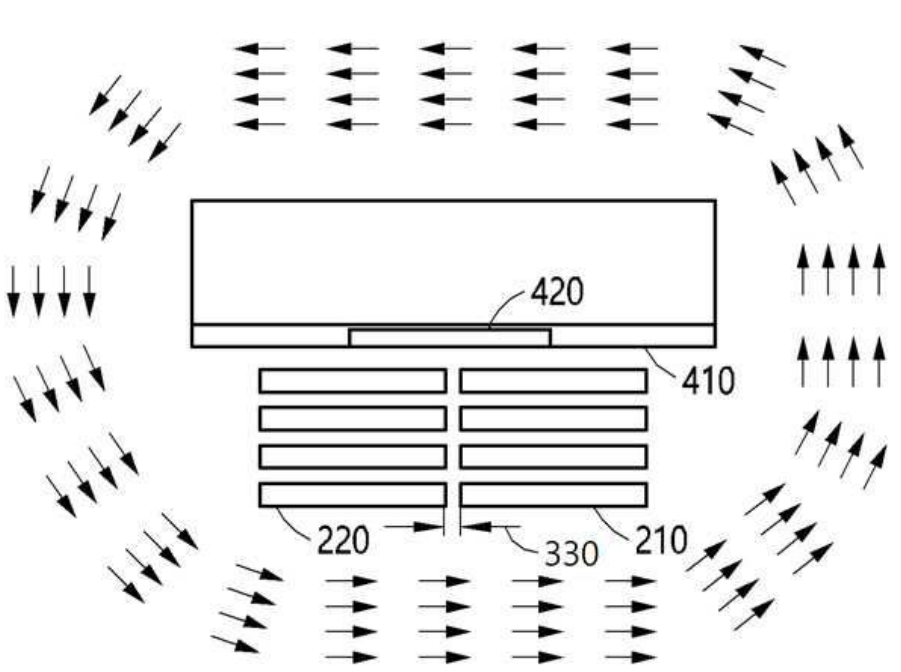
도면2



도면3


300
340
270
220
210
320
350
310
(+)
250
(-)
260
(-)
230
(+)
240

도면4


420
410
220
330
210

도면5

