	(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2011-0098306 (43) 공개일자 2011년09월01일
(51) Int. Cl. <i>H01F 38/14</i> (2006.01) <i>H02J 17/00</i> (2006.01) (21) 출원번호 10-2010-0017863 (22) 출원일자 2010년02월26일 심사청구일자 2010년02월26일	(71) 출원인 연세대학교 산학협력단 서울 서대문구 신촌동 134 연세대학교 (72) 발명자 김용준 서울특별시 용산구 이촌1동 301-162 현대아파트 31동 304호 조성은 인천광역시 남동구 만수5동 898-39 휴먼테크빌라 302호 (뒷면에 계속) (74) 대리인 특허법인화우	

전체 청구항 수 : 총 15 항

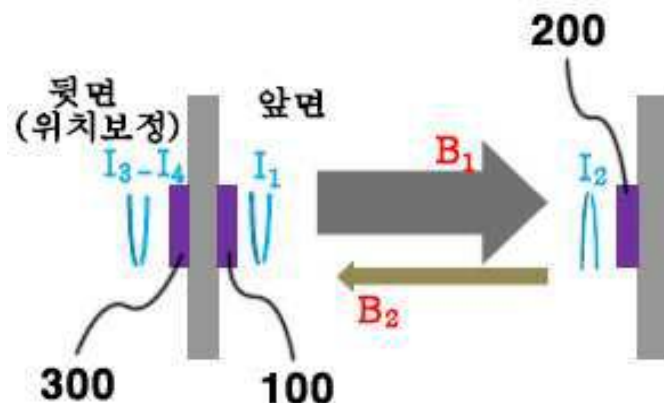
(54) 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템, 비정렬감지 장치 및 비정렬 감지 방법

(57) 요약

본 발명은 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선 전력 전송 시스템으로서, 더욱 상세하게는 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬을 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 통해 감지하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선 전력 전송 시스템, 비정렬 감지 장치 및 비정렬 감지 방법에 관한 것이다.

상기와 같은 본 발명의 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선 전력 전송 시스템은 무선 전력을 공급하는 전력 발신부 인덕터(100); 상기 전력 발신부 인덕터(100)에서 공급하는 전력을 수신하는 전력 수신부 인덕터(200); 및 상기 전력 발신부 인덕터(100)와 상기 전력 수신부 인덕터(200)의 비정렬 여부를 감지하는 위치 보정 인덕터(300)를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

서준교

서울특별시 성북구 하월곡동 39-1, 한국과학기술연
구원 과학자아파트 A-201호

정상훈

서울특별시 송파구 오금동 현대아파트 25동 202호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2E21491-09-296

부처명 한국과학기술연구원

연구관리전문기관

연구사업명 KIST 미래원천기술개발사업 창조성발굴과제

연구과제명 인체 삽입용 신경전극소자를 위한 안정적인 전력 공급 기술 기술

기여율

주관기관 연세대학교 산학협력단

연구기간 2009년 09월 01일 ~ 2010년 08월 31일

특허청구의 범위

청구항 1

무선 전력을 공급하는 전력 발신부 인덕터(100);

상기 전력 발신부 인덕터(100)에서 공급하는 전력을 수신하는 전력 수신부 인덕터(200); 및

상기 전력 발신부 인덕터(100)와 상기 전력 수신부 인덕터(200)의 비정렬 여부를 감지하는 위치 보정 인덕터(300)를 포함하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)는 전류가 흐르는 루프(loop) 안쪽 및 외곽이 강자성체로 둘러 싸인 CMC(closed magnetic circuit) 구조인 것을 특징으로 하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)는 강자성체가 인덕터를 이루는 패턴 내각에만 도금된 중앙자기회로구조인 것을 특징으로 하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)는 강자성체가 도금되지 않은 개방형 구조인 것을 특징으로 하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)는 생체삽입형 의료기기에 사용하기 위해 유연인쇄회로기판에 제조되는 것을 특징으로 하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 위치 보정 인덕터(300)는 상기 전력 발신부 인덕터(100)의 후면에 설치되는 것을 특징으로 하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 전류 측정 장치를 더 포함하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 8

무선 전력을 공급하는 전력 발신부 인덕터(100); 및

상기 전력 발신부 인덕터(100) 후면에 설치되며, 상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)에 의해 유도된 전류가 흐르는 위치 보정 인덕터(300)를 포함하는 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 장치

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 전류 측정 장치를 더 포함하는 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 장치

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)는 전류가 흐르는 루프(loop) 안쪽 및 외곽이 강자성체로 둘러 싸인 CMC(closed magnetic circuit) 구조인 것을 특징으로 하는 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 장치

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)는 강자성체가 인덕터를 이루는 패턴 내각에만 도금된 중앙자기회로구조인 것을 특징으로 하는 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 장치

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)는 강자성체가 도금되지 않은 개방형 구조인 것을 특징으로 하는 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 장치

청구항 13

제 8 항에 있어서,

상기 전력 발신부 인덕터(100)는 인체에 부착하는 것이 용이하도록 유연인쇄회로기판에 제조되는 것을 특징으로 하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선전력 전송 시스템.

청구항 14

(a) 전력 발신부 인덕터(100)에 전류를 공급하는 단계;

(b) 상기 전력 발신부 인덕터(100)에 발생된 자기장에 의해 유도되어 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 단계;

(c) 상기 전력 발신부 인덕터(100)로부터 유도된 전력 수신부 인덕터(200)에 의해 발생된 자기장에 의해 유도되어 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 단계; 및

(d) 상기 (b) 단계와 상기 (c) 단계에서 측정된 전류값의 차이를 구하는 단계를 포함하는 전자기 유도 방식의 비정렬 감지 방법

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 (d) 단계에서 구해진 전류값이 클수록 비정렬 오차가 큰 것을 특징으로 하는 전자기 유도 방식의 비정렬 감지 방법

명세서

기술분야

본 발명은 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선 전력 전송 시스템으로서, 더욱 상세하게는 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬을 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 통해 감지하는 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선 전력 전송 시스템, 비정렬 감지 장치 및 비정렬 감지 방법

[0001]

에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 유비쿼터스 시대가 도래하면서 전자기기들의 모바일화 경향이 증대하고 이에 발맞추어 전자기기에 무선으로 전력을 공급하는 방안에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 이는 전력을 공급하는 송전단과 공급받는 전자기기(수전단) 간에 물리적인 접촉이 없이 자기 결합(inductive coupling), 용량 결합(capacitive coupling) 또는 안테나 등의 공진구조를 이용하여 공간을 통해 전력을 공급(전송)하는 것이다.
- [0003] 무선 전력의 공급 방식은 주로 자기 결합 원리를 이용하는데, 이는, 도 1에 제시된 바와 같이, 간단한 코일(coil) 구조를 통해 구현할 수 있다. 즉, 송전단에 해당하는 1차 코일(1)과 수전단에 해당하는 2차 코일(2)간 상호 인덕턴스(Mutual inductance, M)로 인해 발생하는 자기 결합에 의해 유도 전류(I_2)가 발생되며, 이 유도 전류(I_2)에 의해 수전단에 전력이 공급된다.
- [0004] 이때 유도 전류(I_2)의 크기는 1차 코일(1)의 중심부와 2차 코일(2)의 중심부와의 거리(O, misalignment), 양 코일의 분리 간격(d, separation)에 따라 변화하는데, 전자기학의 일반원칙에 따르면 이들 두 거리가 커질수록 작아진다. 왜냐하면 전원 소스로부터 1차 코일(1)에 인가되는 전류(I_1 , 송출 전류)에 의해 1차 코일(1) 주변에 자기장이 형성되고, 형성되는 자기장의 세기는 거리에 따라 감소하기 때문이다. 따라서 앙페르의 법칙(Ampere's law) 내지는 비오-사바르의 법칙(Biot-Savart's law)에 의해 상기 두 거리가 커질수록 1차 코일(1) 주변에 형성되는 자기장의 세기는 감소하며, 이렇게 형성되는 자기장으로부터 상호 인덕턴스에 의해 2차 코일(2) 주변에 유도되는 자기장의 세기도 감소하며, 2차 코일(2) 주변에 유도되는 자기장에 의해 유도되는 유도 전류(I_2)의 크기도 작아지는 것이다.
- [0005] 이러한 자기 유도 원리를 통한 전력 공급 기술은 생체 삽입형 의료기기에도 적용되고 있다. 특히 인체에 삽입되어야 하는 특성상 무선전력전송 방식이 주로 사용되고 있는데 이는 유선 방식과 달리 피부를 관통하는 전선 및 기구를 필요로 하지 않으므로 일상생활에 미치는 제약을 최소화할 수 있기 때문이다.
- [0006] 체내 삽입형 신경 소자의 역할이 증대됨에 따라 충분한 전력을 효율적으로 공급하기 위한 기술, 생체의 움직임으로 인한 코일 사이의 위치 변화에 따른 효율 저하를 해결하기 위한 기술에 대한 연구가 진행되고 있다. 또한 전기 소자 및 전자기장의 유해성에 따른 생체의 피해를 방지하기 위한 기술들에 대한 연구가 이루어지고 있다.
- [0007] 체내 삽입된 소자에 전력의 안정적인 공급을 위한 기술은 인체의 움직임으로 인하여 공진 코일 사이의 간격이 벌어지거나 정렬 위치에서 벗어나게 될 경우 전체적인 효율이 저하되는 문제점을 해결하려는 데에 중점을 두고 있다. 이와 동시에 체내 삽입된 무선전력전송 소자의 위치를 체외에서 정확히 파악하는 기술의 개발도 활발히 이루어지고 있다. 체내 삽입된 소자의 위치를 파악하기 위한 기술로는 Zoubir Hamici 가 제안한 방법이 대표적이다. 체내 삽입된 소자와 체외 소자간 ASK(amplitude shift keying) 방식을 사용하여 전력전송 및 위치정보를 확인하는 기술이다. 하지만 이 경우, 체내소자 및 체외소자 모두 ASK 을 위한 별도의 통신모듈을 구성해야 하는 번거로움이 있다.
- [0008] 그리고 전자기 유도 방식의 무선전력전송 기술은 유선방식에 비해 전력의 전송 효율이 낮은 단점이 있다. 특히, 체내에 삽입된 인덕터와 체외에서 전력을 공급해주는 인덕터간의 비정렬 문제는 전자기유도방식의 전력 전송효율을 떨어트리는 가장 큰 요인이다

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 본 발명은 상기한 문제점 및 상황을 인식하여 창안된 것으로, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 무선 전력 전송 시스템에 있어서, 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬을 감지하여 전송 효율을 높이며 별도의 통신 모듈 없이도 정렬을 수행하는 데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0010] 상기와 같은 본 발명의 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 비정렬 감지가 가능한 전자기 유도 방식의 무선 전력 전송 시스템은 무선 전력을 공급하는 전력 발신부 인덕터(100); 상기 전력 발신부 인덕터(100)에서 공급하는 전력을 수신하는 전력 수신부 인덕터(200); 및 상기 전력 발신부 인덕터(100)와 상기 전력 수신부 인덕터(200)의 비정렬 여부를 감지하는 위치 보정 인덕터(300)를 포함한다.
- [0011] 이때 상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)는 전류가 흐르는 루프(loop) 안쪽 및 외곽이 강자성체로 둘러 싸인 CMC(closed magnetic circuit) 구조, 강자성체가 인덕터를 이루는 패턴 내각에만 도금된 중앙자기회로 구조, 강자성체가 도금되지 않은 개방형 구조인 것을 특징으로 할 수 있으며, 생체삽입형 의료기기에 사용하기 위해 유연인쇄회로기판에 제조되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0012] 그리고 상기 위치 보정 인덕터(300)는 상기 전력 발신부 인덕터(100)의 후면에 설치될 수 있으며, 상기 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 전류 측정 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0013] 상기와 같은 본 발명의 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 장치는 무선 전력을 공급하는 전력 발신부 인덕터(100); 및
- [0014] 상기 전력 발신부 인덕터(100) 후면에 설치되며, 상기 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)에 의해 유도된 전류가 흐르는 위치 보정 인덕터(300)를 포함한다.
- [0015] 이때, 상기 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 전류 측정 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 그리고 상기 전력 발신부 인덕터(100)는 전류가 흐르는 루프(loop) 안쪽 및 외곽이 강자성체로 둘러 싸인 CMC(closed magnetic circuit) 구조, 강자성체가 인덕터를 이루는 패턴 내각에만 도금된 중앙자기회로구조, 강자성체가 도금되지 않은 개방형 구조인 것을 특징으로 할 수 있으며, 인체에 부착하는 것이 용이하도록 유연인쇄회로기판에 제조되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0017] 상기와 같은 본 발명의 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 방법은 (a) 전력 발신부 인덕터(100)에 전류를 공급하는 단계; (b)상기 전력 발신부 인덕터(100)에 발생된 자기장에 의해 유도되어 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 단계; (c) 상기 전력 발신부 인덕터(100)로부터 유도된 전력 수신부 인덕터(200)에 의해 발생된 자기장에 의해 유도되어 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 단계; 및 (d) 상기 (b) 단계와 상기 (c) 단계에서 측정된 전류값의 차이를 구하는 단계를 포함한다.
- [0018] 이때 상기 (d) 단계에서 구해진 전류값이 클수록 비정렬 오차가 큰 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0019] 상기와 같은 본 발명은 전자기 유도 방식을 이용하여 무선으로 전력을 전송하며, 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬을 감지하여 전력 전송 효율을 높일 수 있다. 또한 인체 삽입형 의료기기에 이용할 수 있으며, 이 경우 체외에서 체내에 삽입된 인덕터의 위치를 확인할 수 있으며 이에 따라 보다 정확한 위치에 인덕터의 부착이 가능하다.
- [0020] 그리고 강자성체를 인덕터의 패턴 내부 또는 외부에 도금하여 자기장의 밀집도를 높여 전송효율을 향상할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 자기 결합 원리는 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2는 본 발명에 따른 전자기 유도 방식에 의한 무선전력 전송 및 비정렬 감지 원리를 나타낸 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 위치 보정 인덕터(300)에 유도된 전류가 흐르는 방향을 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 CMC구조의 인덕터 사용에 의한 자기장 분포를 시뮬레이션한 결과를 나타낸 도면이다.

도 5는 본 발명의 인덕터에 인가되는 교류 주파수에 따른 유도전류세기를 시뮬레이션한 결과를 나타낸 도면이다.

도 6은 본 발명의 인덕터에 인가되는 교류 주파수에 따른 전송효율을 시뮬레이션한 결과를 나타낸 도면이다.

도 7은 본 발명의 비정렬 거리에 따른 전송효율을 나타낸 도면이다.

도 8은 본 발명의 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)의 등가회로를 나타낸 도면이다.

도 9는 본 발명의 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬 오차를 나타낸 도면이다.

도 10은 본 발명의 비정렬 오차에 따른 비정렬 감도를 나타낸 도면이다.

도 11은 본 발명의 인덕터 구조의 실시예를 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 이하에서는 첨부한 도면을 참조하면서 본 발명의 실시예에 따른 구성 및 작용을 상세하게 설명하기로 한다.
- [0023] 도2는 본 발명에 따른 전자기 유도 방식에 의한 무선전력 전송 및 비정렬 감지 원리를 나타낸 도면이다.
- [0024] 도2에서 보는 바와 같이 전자기 유도방식의 무선전력전송은 무선 전력을 공급하는 전력 발신부 인덕터(100)와 상기 전력 발신부 인덕터(100)에서 공급하는 전력을 수신하는 전력 수신부 인덕터(200)사이의 전자기 유도 작용에 의해 이루어 진다.
- [0025] 이때 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬 오차는 전자기 현상의 변화를 통해 감지할 수 있는데, 이는 전력 발신부 인덕터(100) 후면에 설치된 위치 보정 인덕터(300)를 통해 감지할 수 있다.
- [0026] 전력 수신부와 마주 보고 있는 전력 발신부 인덕터(100)에 전류 I1이 공급되면 전력 수신부 인덕터(200)로 향하는 자기장 B1이 발생하게 되고, 전력 수신부 인덕터(200)에서는 자기장 B1을 감쇄하기 위한 전류 I2가 유도된다. 이와 동시에 전력 발신부 인덕터(100)의 뒷면에 위치한 위치 보정 인덕터(300)에도 자기장 B1에 의한 전류 I3가 유도된다. 또한 전력 수신부 인덕터(200)에 유도된 전류 I2에 의해 전력 발신부 인덕터(100) 방향으로 향하는 자기장 B2가 발생하며, 이 자기장 B2는 전력 발신부 인덕터(100) 뒷면에 설치된 위치 보정 인덕터(300)에 유도전류 I4를 발생시킨다. 그리고 도 3에서 보는 바와 같이 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류 I3와 I4는 서로 반대방향이다. 이는 자기장 B1 과 B2는 반대의 방향을 갖는 벡터이므로 위치 보정 인덕터(300)에도 전력 발신부 인덕터(100)에서 유도된 전류와 전력 수신부 인덕터(200)에서 유도된 전류가 서로 반대방향으로 흐르게 된다.
- [0027] 따라서 위치 보정 인덕터(300)에는 전력 발신부 인덕터(100)에서 유도된 전류값과 전력 수신부 인덕터(200)에서 유도된 전류값의 차이만큼인 I3-I4 의 전류가 흐르게 된다.
- [0028] 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)의 비정렬 상태인 경우 전력 수신부 인덕터(200)의 전류 I2 및 자기장 B2 가 감소하게 되면 전력 발신부 인덕터(100) 뒷면의 설치된 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류(I3-I4)는 증가하게 된다. 왜냐하면 비정렬에 따라 I2가 감소하면 I2에 의한 자기장 B2가 감소하게 되고, 그 결과 위치 보정 인덕터(300)에 유도되는 전류 I4도 감소하기 때문이다.
- [0029] 따라서 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)가 정렬이 되었을 경우 위치 보정 인덕터(300)의 전류는 최소값을 가지며, 비정렬 오차가 커질수록 위치 보정 인덕터(300)의 전류는 증가하게 된다. 그러므로 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류값을 측정함으로써 정렬 여부를 판단할 수 있다.
- [0030] 이러한 원리를 이용하여 체내 삽입형 의료기기에 있어서, 체외 소자만으로 체내 소자의 위치를 파악할 수 있다.
- [0031] 전류값 측정을 위해서는 전류계등의 전류 측정 장치가 사용될 수 있으며, 이에 한정하지 않고, 정렬된 경우만을 판단할 수 있으면 족하므로, 정렬 위치에서 경고음이 울리거나, 시각으로 감지 가능한 신호를 발생할 수 있는 장치가 사용될 수 있다.
- [0032] 본 발명에 사용되는 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)는 CMC(Closed Magnetic Circuit) 구조를 가지는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0033] CMC 구조 인덕터는 전류가 흐르는 loop 안쪽 및 외곽이 강자성체로 둘러싸여있는 것을 특징으로 한다.
- [0034] CMC 구조를 가지게 됨에 따라 전력 발신부 인덕터(100)에 인가된 전류로 인한 자기장이 전력 수신부 인덕터

(200)의 중앙에 집중되어 유도전류가 최대가 되도록 할 수 있다.

- [0035] CMC 구조에 의해 전력 수신부 인덕터(200)의 중앙에 자기장이 집중되는 것은 시뮬레이션을 통해 확인할 수 있다.
- [0036] 전자기 해석 tool 인 Maxwell 을 사용하여 전력 발신부 인덕터(100)에 인가되는 교류의 주파수에 따른 전자기유도 시뮬레이션을 하였다. 이때 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이에는 relative permittivity 와 relative permeability 가 일반적인 합성수지들의 평균값을 갖는 재질이 삽입되어있는 것으로 가정하였다.
- [0037] 도 4는 시뮬레이션 결과를 나타낸 것이다. 시뮬레이션 결과를 통해 전력 발신부 인덕터(100)의 인가전류로 인한 자기장이 전력 수신부 인덕터(200)의 중앙에 밀집되는 것을 확인할 수 있다.
- [0038] 또한 도 5에 나타난 주파수에 따른 유도 전류 세기에 대한 시뮬레이션 결과를 통해 전력 발신부 인덕터(100)에 인가되는 교류 전류의 주파수가 증가할수록 전력 수신부 인덕터(200)에 유도되는 전류의 크기가 대체적으로 증가함을 알 수 있다.
- [0039] 아울러 본 발명은 CMC 구조에 한정하지 않고, 필요에 따라 강자성체가 인덕터를 이루는 패턴 내각에만 도금된 중앙자기회로구조, 강자성체가 도금되지 않은 개방형 구조로도 제작될 수 있다.
- [0040] 도 11은 본 발명의 인덕터 구조의 다양한 실시예를 나타낸 것으로 인덕터 패턴 내외곽에 강자성체를 도금한 경우, 내곽에만 도금한 경우, 도금을 하지 않은 경우를 각각 도시한 것이다.
- [0041] 또한 인덕터 소자는 필요에 따라 사각형, 육각형, 팔각형, 원형등으로 다양한 모양으로 제작될 수 있다.
- [0042] 그리고 무선 전력 전송 소자가 인체 내에 삽입 되었을 경우, 생체의 움직임과 상처 가능성에 대한 영향을 고려해야 하므로 유연성을 갖는 합성수지(폴리머)를 기반으로 제작된 회로기판에 제조되는 것을 특징으로 한다. 유연인쇄회로기판에 제작된 인덕터는 움직임이 자유롭고 재질이 부드러워 세포의 움직임에 대처가 가능하며 상처 가능성이 적어 인체 내 삽입을 가능하게 한다. 이를 위한 합성수지 기반의 MEMS 기술을 이용하여 평면 인덕터 구조를 제작할 수 있다.
- [0043] 평면형태의 인덕터는 체외 피부에 부착을 한 상태로 사용이 가능하기 때문에 사용자 편의성을 증가 시켜준다. 또한 본 발명에서 제안하는 인덕터는 체내에 삽입된 인덕터의 위치를 체외에서 확인하여 주기 때문에, 보다 정확한 위치에 인덕터를 부착할 수 있다. 따라서 이를 통해 높은 효율의 안정적인 전력공급을 연속적으로 가능하게 할 수 있다.
- [0044] 도 6은 전력 발신부 인덕터(100)에 인가되는 교류 주파수에 따른 전송효율을 실험한 결과를 나타낸 도면이다.
- [0045] 이를 위해 양면 유연인쇄회로기판에 Ni-Fe(81:19) 합금이 인덕터 루프(loop) 의 안쪽 및 외곽에 도금된 CMC 구조 평면 인덕터를 제작하여 실험을 수행하였다.
- [0046] Ni-Fe(81:19) 합금은 강자성체로서 일반적으로 사용된다.
- [0047] 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이에 인공피부를 사이에 두고 전력 발신부 인덕터(100)에 인가되는 교류의 주파수에 따른 전력전송효율 구하였다.
- [0048] 도 6에서 보는 바와 같이 전력 발신부 인덕터(100)에 인가되는 전류의 교류주파수가 증가할수록 전송효율도 대체적으로 증가하는 경향을 보여주는데 이는 시뮬레이션 결과와도 유사하다. 특히 전력 발신부 인덕터(100)에 인가되는 전류의 주파수가 35MHz 일때 36.88%의 전송효율을 나타내었다.
- [0049] 도 7은 본 발명의 비정렬 거리에 따른 전송효율을 나타낸 도면이다.
- [0050] 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)사이의 비정렬거리에 따라 전송효율이 어떻게 달라지는 지 알 수 있다. 도 7은 전력 수신부 인덕터(200)가 합성수지재질 6mm 안쪽 피하에 삽입된 상태에서 전력 발신부 인덕터(100)와 무선 전력 전송 실험을 한 결과이다.
- [0051] 고주파 작동시 발생하는 잡음의 영향을 줄이기 위해 1MHz 의 발신주파수에서 비정렬 실험이 이루어졌다. 실험 결과는 도 7에서도 보는 바와 같이 비정렬 오차가 증가할수록 전송효율이 크게 감소하는 것을 확인할 수 있다.
- [0052] 이러한 실험 결과는 도 8에 나타난 전력 발신부 인덕터(100) 및 전력 수신부 인덕터(200)간 상호 인덕턴스의 변화로 설명할 수 있다. 두 인덕터간 상호 인덕턴스 M 은 (식 1)과 같이 나타낼 수 있다.

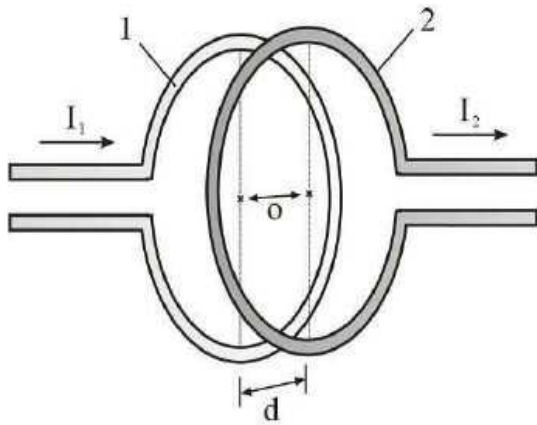
- [0053] $M=k\sqrt{L_1L_2}$ (식 1)
- [0054] (M= 상호 인덕턴스, k=결합계수, L_1 : primary 인덕터의 인덕턴스, L_2 : secondary 인덕터의 인덕턴스)
- [0055] 전력 발신부 인덕터(100)에 인가된 전류에 의해 전력 수신부 인덕터(200)에 유도되는 전류는 M 에 비례한다. 따라서, 비정렬 오차에 의한 k 의 감소는 전력 수신부 인덕터(200)에 유도되는 전류의 감소로 이어진다.
- [0056] 그 결과 비정렬 오차가 커질수록 전송효율은 감소하게 된다.
- [0057] 도 9는 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200) 사이의 비정렬 오차를 나타낸 도면이다.
- [0058] 전력 발신부 인덕터(100) 뒷면의 위치 보정 인덕터(300)를 통한 비정렬 오차 감지 결과는 도 10에 나타내었다. 전력 발신부 인덕터(100) 및 전력 수신부 인덕터(200)가 정렬이 되었을 때와 비정렬 오차 발생시에 각각 발생하는 위치 보정 인덕터(300)의 유도전류를 감도의 개념을 사용한 값으로 (식 2)와 같이 표현하였다.
- [0059] $f = \left\{ \frac{I_x - I_0}{I_0} \right\} \times 100$ (식 2)
- [0060] (f=비정렬감도, I_0 =정렬되었을때의 전류값, I_x =비정렬거리 오차가 x mm 일때의 전류값)
- [0061] 비정렬 오차가 증가함에 따라 비정렬감도 f 도 증가함을 확인할 수 있다. 이를 통해 전력 발신부 인덕터(100) 및 전력 수신부 인덕터(200)의 정확한 정렬이 가능하다
- [0062] 본 발명의 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 전자기 유도 방식의 인덕터 비정렬 감지 방법은 (a) 전력 발신부 인덕터(100)에 전류를 공급하는 단계; (b)상기 전력 발신부 인덕터(100)에 발생된 자기장에 의해 유도되어 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 단계; (c) 상기 전력 발신부 인덕터(100)로부터 유도된 전력 수신부 인덕터(200)에 의해 발생된 자기장에 의해 유도되어 위치 보정 인덕터(300)에 흐르는 전류를 측정하는 단계; 및 (d) 상기 (b) 단계와 상기 (c) 단계에서 측정된 전류값의 차이를 구하는 단계를 포함한다.
- [0063] (a)단계는 전력을 발생하기 위해 전력 발신부 인덕터(100)에 전류를 공급하는 것으로 공급된 전류에 의해 자기장이 발생하며, 이에 따라 전력 수신부 인덕터(200)와 위치 보정 인덕터(300)에도 전류가 유도된다. 전력 수신부 인덕터(200)에 유도된 전류는 다시 자기장을 발생시키고 이때 발생한 자기장에 의해 위치 보정 인덕터(300)에 전류를 유도한다. (b),(c)단계는 각각 전력 발신부 인덕터(100)와 전력 수신부 인덕터(200)에 의해 위치 보정 인덕터(300)에 유도된 전류를 측정하는 단계이다. (d) 단계에서 (b),(c) 단계에서 측정된 전류값의 차이를 구함으로써 정렬 여부를 판단할 수 있다. 이때 (d) 단계에서 구한 전류값이 클수록 비정렬 오차가 큰 것이므로 그 값이 최소가 되는 점이 정렬이 되는 위치이다.

부호의 설명

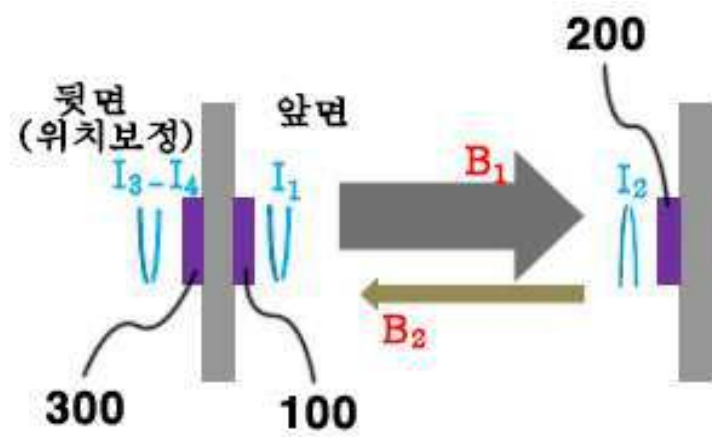
- [0064] 100 : 전력 발신부 인덕터
200 : 전력 수신부 인덕터
300 : 위치 보정 인덕터

도면

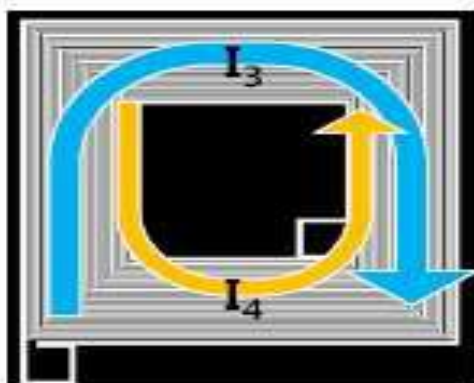
도면1



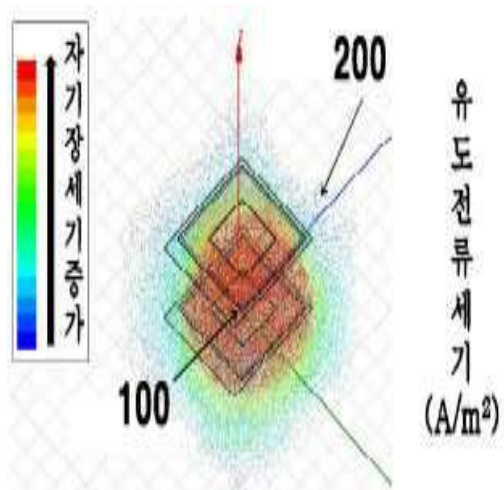
도면2



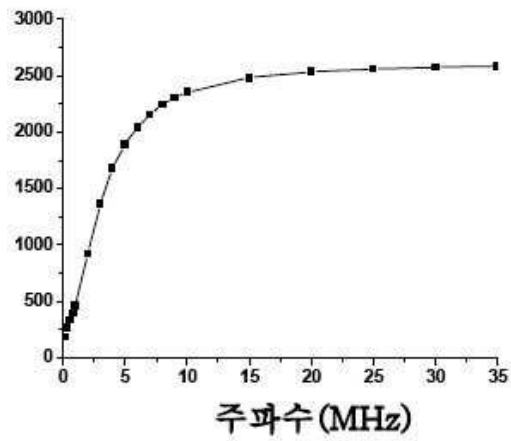
도면3



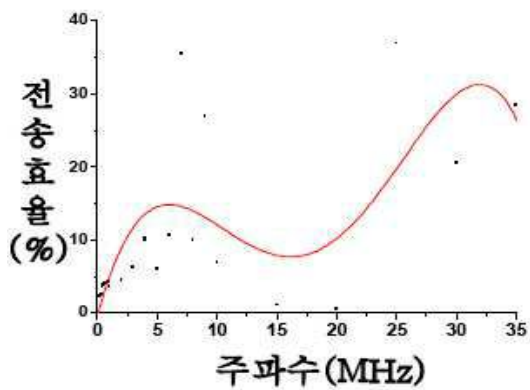
도면4



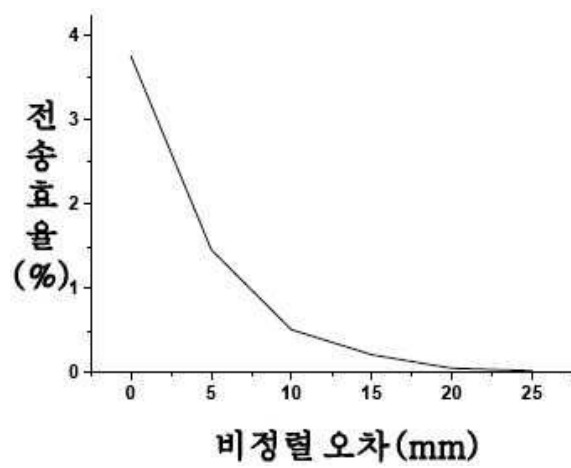
도면5



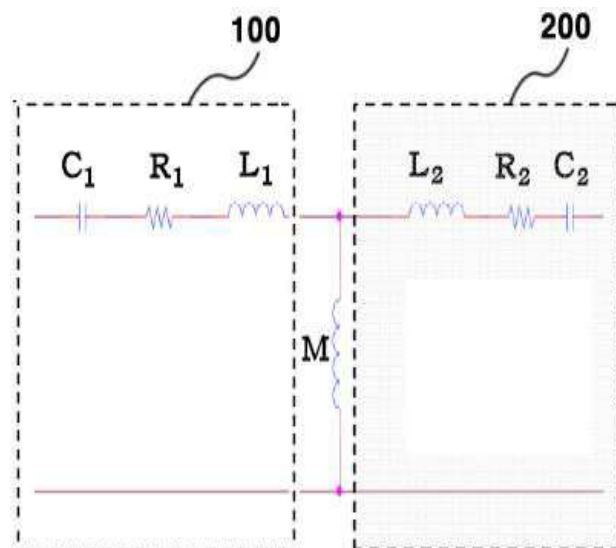
도면6



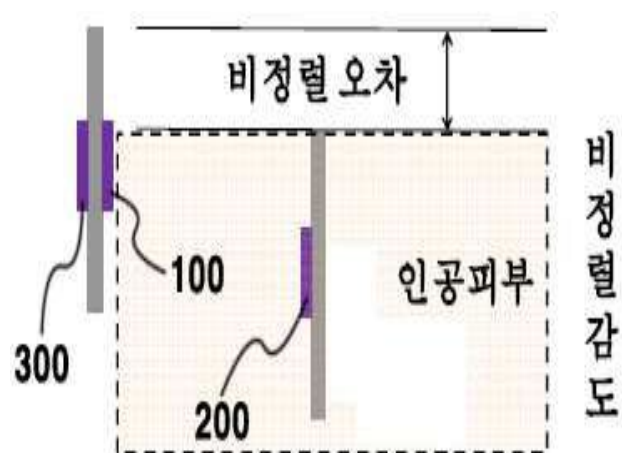
도면7



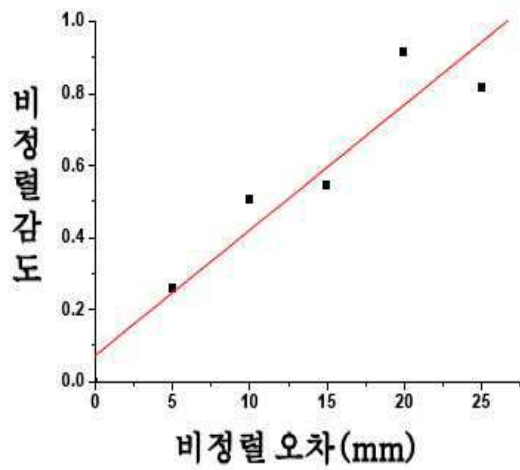
도면8



도면9



도면10



도면11

