



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0050355
(43) 공개일자 2016년05월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/378 (2006.01) A61N 1/05 (2006.01)
A61N 1/362 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0148333
(22) 출원일자 2014년10월29일
심사청구일자 2014년10월29일
기술이전 희망 : 기술양도

(71) 출원인
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93
(72) 발명자
유형석
울산광역시 남구 신선로 45, 103동 2002호(아음동, 롯데캐슬아파트)
(74) 대리인
김중선, 이형석

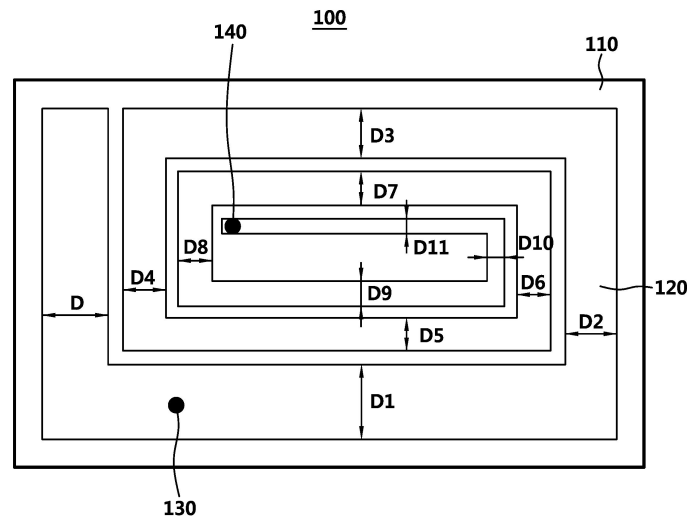
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 체내 삽입 가능한 안테나 및 체내 이식형 디바이스, 무선 전력 전송방법

(57) 요약

본 발명은 체내에 이식되는 구조 개선된 안테나 및 그 안테나를 구비하면서 전기적인 박동을 발생하도록 하는 체내 이식형 디바이스를 제공하는 것이다. 그리고 본 발명에 따른 체내 삽입 가능한 안테나는 기관, 상기 기관 상부에 구성된 제1 패치 및 상기 기관과 상기 제1 패치 사이에 구성된 단락핀 및 급전핀;를 포함하면서 상기 제1 패치는, 안쪽으로 감기는 직사각형의 스파이럴(spiral) 형상으로 형성되며, 체내 이식형 디바이스는 상기한 안테나를 구비하면서 캡슐 형태로 형성된다. 이러한 구조의 체내 이식형 디바이스는 외부에서 인가되는 전력을 효과적으로 수신할 수 있어 종래 무유도 체내 이식형 디바이스가 가지는 단점들을 개선하는 이점이 있다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1345208147

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 일반연구자지원(교육부)

연구과제명 자기공명영상장치(MRI)에서 안전한 이식형 무선충전용 의료기기 설계

기 여 율 1/1

주관기관 울산대학교

연구기간 2013.11.01 ~ 2014.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

기관과;

상기 기관 상부에 구성된 제1 패치;

상기 기관과 상기 제1 패치 사이에 구성된 단락핀 및 급전핀;를 포함하고,

상기 제1 패치는, 안쪽으로 감기는 직사각형의 스파이럴(spiral) 형상으로 형성되는 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 기관은 원격 측정 캡슐(biotelemetric capsule)을 둘러싸도록 휘거나 구부림 가능한 플렉시블(flexible)한 재질로 형성되는 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제1 패치는 선로를 구성하는 각 단위 선로의 선폭이 중심으로 갈수록 좁아지는 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 각 단위 선로들의 선폭은 동일한 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 각 단위 선로들의 선폭은 동일하지 않는 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 단락핀은 상기 제1 패치의 선로 중 바깥쪽 선로에 연결되고,

상기 급전핀은 상기 제1 패치의 선로 중 가장 안쪽 선로에 연결되는 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 제1 패치의 상부에 제2 패치를 더 포함하며,

상기 제1 패치와 상기 제2 패치의 길이는 동일하고,

상기 제2 패치와 상기 패치의 길이는 동일한 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 기관과 상기 제1 패치의 간격, 상기 제1 패치와 상기 제2 패치의 간격은 서로 동일한 체내 삽입 가능한 안테나.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 적어도 하나의 항을 포함하여 구성되는 체내 이식형 디바이스.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 체내 이식형 디바이스는 심장 박동기인 체내 이식형 디바이스.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 체내 이식형 디바이스는 대뇌신경자극기인 체내 이식형 디바이스.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 체내 이식형 디바이스는 척추신경자극기인 체내 이식형 디바이스.

청구항 13

체내 삽입 가능한 안테나를 구비한 체내 이식형 디바이스; 및

상기 체내 피부의 표면에 마련된 송신 안테나를 포함하고,

상기 송신 안테나로부터 상기 체내 이식형 디바이스로 전력을 무선 전송하는 무선 전력전송 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 송신 안테나는 1.5GHz 주파수 대역에서 동작하는 안테나인 무선 전력전송 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 체내 이식형 디바이스에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 체내에 삽입이 가능한 안테나 및 그 안테나가 장착된 디바이스, 그리고 외부에서 체내에 장착된 디바이스에 전력을 효율적으로 무선 전송하도록 하는 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 본 명세서에 개시된 발명은 체내 삽입이 가능하며 전원을 공급받도록 안테나가 필요로 하는 모든 이식형 디바이스에 적용할 수 있는 것이다. 예컨대 이식형 디바이스는 심장 박동기뿐만 아니라 대뇌신경자극기, 척추신경자극기 등과 같이 다양한 디바이스가 있으며, 본 발명은 이러한 각종 의식형 디바이스에 적용할 수 있다는 것이다.

[0003] 이어지는 설명에서는 본 발명의 실시 예 및 본 발명의 실시 예의 설명에 필요한 제반 기술로서 이식형 디바이스 중 심장 박동기를 예를 들어 설명하기로 한다. 알려진 바와 같이 이식형 디바이스는 인체 내에 이식되고 프로그램된 전기적 박동을 발생시켜 심장, 신경, 근육 등에 전달하여 생리적인 반응을 만들어냄으로써 치료효과를 얻기 위한 장치이다.

[0004] 그 중 심장 박동기는 심장박동이 늦어 심장에서 몸으로 나가는 혈액이 줄거나 공급되지 않으면 환자는 어지럽고 심하면 의식을 잃고 쓰러지는 증상을 치료하기 위한 이식형 디바이스이다. 현재까지 이러한 증상에 대해 약물 치료가 불가능하기 때문에 심장 박동기에 의존할 수밖에 없다. 심장 박동기의 구성은 다음과 같다.

[0005] 심장 박동기는 본체(generator), 유도선(lead) 및 전극을 포함하는 구성이다. 본체는 내부에 전기 자극을 조절하는 전자회로 및 상기 전자회로에 전원을 공급하거나 차단하는 배터리가 장착된다. 유도선은 본체에서 발생하는

전기를 전달하여 심장을 박동시키거나 심장에서 발생하는 전기적 신호를 심장 박동기에 보내는 역할을 한다. 즉 유도선은 본체와 심장 사이에 위치한다. 전극은 유도선의 단부에 구성되고 심장의 근육과 직접 접촉하여 유도선을 통하여 전달되는 전기자극을 심장근육에 전달시켜 심장이 적절한 심장 박동수를 유지시키는 역할을 한다.

- [0006] 이와 같이 종래 심장 박동기는 유도선을 이용하여 심장에 전극 자극을 유도한다고 하여 유도 심장 박동기(lead pacemaker)라고 불리기도 한다.
- [0007] 하지만, 종래 유도 심장 박동기는 다음과 같은 문제점들이 있다.
- [0008] 본체와 유도선이 소정의 결합 구조에 의해 물리적으로 상호 연결되는 구조이다. 이러한 연결 구조는 신호 등을 전달하는데 어느 정도의 장애가 예상되며, 또한 물리적인 결합 구조로 인해 본체와 유도선이 단락되는 문제를 예상할 수 있다.
- [0009] 또한 심장 박동기는 장시간 사용시 유도선의 전선 피복이 노출되어 전기적인 문제를 초래할 수 있다. 유도선은 구리 도선 및 그 구리 도선의 외부를 감싸는 절연체로 구성되며 몸속에 이식된다. 그런데 경우에 따라서 환자가 자기공명영상장치(MRI)를 이용하여 검사를 받게 될 경우 환자는 MRI 장치 내에 들어가서 검사를 받아야 한다. 이때 유도선의 주위에 산란 전계(scattered electric field)가 발생하는데, 이러한 산란 전계에 의하여 신체 조직이 손상되고 환자가 위험에 처할 수 있게 된다. 뿐만 아니라 산란 전계는 유도선의 일단을 가열하는 작용을 하기도 한다. 그래서 유도선과 접촉된 신체 조직이 손상되게 된다. 또한 산란 전계는 MRI 장치에서 획득되는 환자의 스캔 이미지를 왜곡시키기도 한다.
- [0010] 이러한 이유 등으로 인해 심장 박동기가 이식된 환자의 경우 MRI 스캔을 받는 것이 어려웠다.
- [0011] 이러한 문제를 해결하기 위한 방안으로 무유도 심장 박동기(Leadless pacemaker)에 대한 연구가 활발하다. 무유도 심장 박동기는 본체가 심장 내에 위치하는 것을 말한다. 즉 유도선이 필요없는 구조이다.
- [0012] 하지만, 무유도 심장 박동기가 기존의 유도 심장 박동기에 비해 유리한 점을 가지고 있지만, 다중 심장박동 조율(multiple chamber pacing), 전력 전달문제, 배터리 수명, 원격 측정 및 장시간 효능 등에 대한 문제를 가지는 것은 사실이다.
- [0013] 무엇보다, 무유도 심장 박동기는 외부에서 공급되는 전력을 효과적으로 전달받을 수 있는 안테나 구조가 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0014] (특허문헌 0001) 한국공개특허 10-2014-0085202호(무선전력 전송을 적용한 인체삽입형 인공심장 박동기, 2014년 7월 7일 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0015] 따라서 본 발명의 목적은 상기한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 체내에 이식되는 구조 개선된 안테나 및 그 안테나를 구비하면서 전기적인 박동을 발생하도록 하는 체내 이식형 디바이스를 제공하는 것이다.
- [0016] 또한 본 발명의 목적은 체외에서 체내 이식형 디바이스로 전력을 효율적으로 전달할 수 있도록 하는 무선 전력 전송방법을 제공하는 것이다. 이로써 체내 이식형 디바이스는 배터리를 구비하지 않고서도 목적하는 기능을 수행할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0017] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따르면, 기관과; 상기 기관 상부에 구성된 제1 패치; 상기 기관과 상기 제1 패치 사이에 구성된 단락핀 및 급전핀;를 포함하고, 상기 제1 패치는, 안쪽으로 감기는 직사각형의 스파이럴(spiral) 형상으로 형성되는 체내 삽입 가능한 안테나를 제공한다.
- [0018] 상기 기관은 원격 측정 캡슐(biotelemetric capsule)을 둘러싸도록 휘거나 구부림 가능한 플렉시블(flexible)한

재질로 형성된다.

- [0019] 상기 제1 패치는 선로를 구성하는 각 단위 선로의 선폭이 중심으로 갈수록 좁아진다.
- [0020] 상기 각 단위 선로들의 선폭은 동일하다.
- [0021] 상기 각 단위 선로들의 선폭은 동일하지 않다.
- [0022] 상기 단락핀은 상기 제1 패치의 선로 중 바깥쪽 선로에 연결되고, 상기 급전핀은 상기 제1 패치의 선로 중 가장 안쪽 선로에 연결된다.
- [0023] 상기 제1 패치의 상부에 제2 패치를 더 포함하며, 상기 제1 패치와 상기 제2 패치의 길이는 동일하고, 상기 제2 패치와 상기 패치의 길이는 동일하다.
- [0024] 상기 기판과 상기 제1 패치의 간격, 상기 제1 패치와 상기 제2 패치의 간격은 서로 동일하다.
- [0025] 본 발명의 다른 특징에 따르면, 상기한 체내 삽입 가능한 안테나를 구비한 체내 이식형 디바이스를 제공한다.
- [0026] 상기 체내 이식형 디바이스는 심장 박동기이다.
- [0027] 상기 체내 이식형 디바이스는 대뇌신경자극기이다.
- [0028] 상기 체내 이식형 디바이스는 척추신경자극기이다.
- [0029] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 체내 삽입 가능한 안테나를 구비한 체내 이식형 디바이스; 및 상기 체내 피부의 표면에 마련된 송신 안테나를 포함하고, 상기 송신 안테나로부터 상기 체내 이식형 디바이스로 전력을 무선 전송하는 무선 전력전송 방법을 제공한다.
- [0030] 상기 송신 안테나는 1.5GHz 주파수 대역에서 동작하는 안테나이다.

발명의 효과

- [0031] 이와 같은 본 발명에 따른 체내 삽입 가능한 안테나 및 체내 이식형 디바이스, 전력 무선 전송방법은 다음과 같은 효과가 있다.
- [0032] 본 발명은 체내에 이식되고 프로그램된 전기적 박동을 발생시켜 심장, 신경, 근육 등에 전달하여 생리적인 반응을 만들어 치료하는 무유도 타입의 체내 이식형 디바이스가 외부에서 인가되는 전력을 효과적으로 수신하고, 전파 방사하는 안테나 패턴을 제공하고 있다. 이러한 안테나 패턴에 따라 종래의 무유도 체내 이식형 디바이스가 가지는 문제점들, 예컨대 전력 전달문제나 배터리 수명 등의 문제를 해결할 수 있다.
- [0033] 이러한 본 발명에서는 체내 이식형 디바이스를 최악의 조건에서 실험한 결과, 양호한 결과값을 확보하고 있는바, 심장박동기뿐만 아니라 다른 체내 이식형 디바이스에도 충분히 적용할 수 있는 기대가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0034] 도 1은 본 발명의 바람직한 실시 예에 따른 체내 삽입 가능한 안테나의 평면도
- 도 2는 도 1의 측면도
- 도 3은 본 발명의 바람직한 실시 예에 따라 코일이 구비된 캡슐 형상의 안테나 구조를 보인 예시도
- 도 4는 본 발명의 심박동기용 안테나에 서로 다른 조건에 따른 산란 파라미터를 보인 그래프
- 도 5a 및 도 5b는 본 발명에 따른 심박동기용 안테나의 방사 패턴을 도시한 도면
- 도 6은 본 발명에 따른 심박동기용 안테나의 반사 계수(S11) 파라미터를 보인 그래프

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0035] 본 발명은 체내 삽입이 가능하며 안테나가 필요로 하는 디바이스에 적용 가능하도록 그 구조가 개선된 안테나를 제안하는 것을 기술적 특징으로 하면서 그 안테나의 성능과 안테나를 통한 무선 전력 시스템의 성능이 여러 실험을 통해 기존 구조 대비 우수성을 입증하고 있는 것이다.
- [0036] 이하 본 발명에 의한 체내 삽입 가능한 안테나 및 체내 이식형 디바이스, 전력 무선 전송방법의 실시 예를 첨부

된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.

- [0037] 그리고 본 발명의 실시 예를 설명함에 있어서 상술한 바와 같이 무유도 심장 박동기를 예를 들기로 한다. 즉, 본 발명은 안테나의 기능이 제대로 구현하기가 힘든 최악 조건으로 체내 이식형 디바이스 중 하나인 심장 박동기를 예로 든다. 이는 심장 박동기가 심박 운동이나 심박 근육들 때문에 안테나가 정상 동작하기 힘든 불리한 조건에서도 정상적으로 동작할 수 있음을 증명하고자 하는 것이고, 따라서 본 발명의 안테나는 체내 이식이 가능한 어떠한 디바이스에도 적용할 수 있음을 의미한다.
- [0038] 도 1은 본 발명의 바람직한 실시 예에 따른 체내 삽입 가능한 안테나를 보인 평면도, 도 2는 도 1의 측면도를 나타낸다.
- [0039] 우선 체내 삽입 가능한 안테나(이하, '심박동기용 안테나'라 약칭함)(100)는 인체 내 통신으로 감쇄가 적은 주파수 사용이 필요하기 때문에 MICS(Medical Implanted Communication Service) 대역에서 사용되도록 설계되었고, 기관 및 전파 방사를 위한 패치가 적층되는 PIFA(Planer inverted -F Antenna) 구조로 구성된다. 이들 구성을 구체적으로 살펴보기로 한다.
- [0040] 기관(substrate)(110)이 구성된다. 기관은 심박동기용 안테나(100)의 제일 하부 영역을 형성하는 것으로서, 실린더 형상의 디바이스, 예컨대 의료 목적에 사용되는 소형의 원격 측정 캡슐(biotelemetric capsule)을 둘러쌀 수 있도록 휘거나 구부림 가능한 플렉시블(flexible)한 재질로 이루어진다.
- [0041] 기관(110) 상부에는 제1 패치(120)가 마련된다. 기관(110)과 제1 패치(120)는 서로 길이가 다르게 형성된다. 실시 예에서는 기관(110)의 길이가 더 길게 형성되어 있다. 기관(110)과 제1 패치(120) 사이에는 단락핀(130) 및 급전핀(140)이 마련된다. 단락핀(130)은 일단이 기관(110)과 연결되고 타단은 제1 패치(120)를 구성하는 바깥쪽 선로에 연결된다. 급전핀(140)은 일단이 기관(110)과 연결되고 타단은 제1 패치(120)의 선로 안쪽 끝단에 연결된다. 이때 단락핀(130)의 위치는 변경 가능하다. 위치 변경을 통해 MICS 대역을 조정할 수 있다. 또한 기관(110)과 제1 패치(120) 사이에는 유전체(미도시)로 충전된 상태이다. 그래서 기관(110)의 상측에 제1 패치(120)가 단락핀(130), 급전핀(140) 및 유전체에 의해 지지되는 형상이다.
- [0042] 제1 패치(120)는 안쪽으로 감기는 직사각형의 스파이럴(spiral) 형상으로 형성된다. 그리고 전체 선로의 폭은 동일하지 않은 구조이다. 즉 제1 패치(120)를 구성하는 각 단위 선로($D \sim D_{11}$)들의 선폭은 일부 동일한 선폭을 가지는 선로가 있거나 서로 동일하지 않게 구성된다. 예를 들면, 단위 선로 D 와 D_1 는 D_1 이 더 두꺼울 수 있다. 반면, D_5 내지 D_7 의 선폭은 서로 동일한 선폭을 가지나, 바깥 쪽에 위치하는 단위 선로 D_1 내지 D_4 의 선폭보다는 가늘게 형성된다. 다만 전체적으로 보면, 선로는 바깥쪽(즉, 단락핀이 연결된 선로)에서 안쪽(즉, 급전핀이 연결된 선로)으로 갈수록 좁아지는 형상이다. 물론, 상기한 바와 같이 각 단위 선로들의 선폭이 반드시 이처럼 형성되지 않아도 된다. 체내에서 적절한 방사 패턴을 가지도록 다르게 형성할 수 있음은 당연할 것이다.
- [0043] 제1 패치(120)의 상부에는 제2 패치(122)가 마련될 수 있다. 제2 패치(122)가 형성될 경우, 제1 패치(120)와 제2 패치(122)의 간격은 기관(110)과 제1 패치(120)의 간격과 서로 같다. 그리고 제2 패치(122)의 길이는 제1 패치(120)보다 길고 기관(110)과는 길이가 같다. 물론 기관(110), 제1 패치(120) 및 제2 패치(122)의 길이는 반드시 이에 한정되는 것은 아니고, 방사 특성 등을 고려하여 길이를 다르게 설계할 수 있음은 당연하다. 한편 제1 패치(120)와 제2 패치(122) 사이에도 유전체가 충전된다. 이에 제2 패치(122)가 지지된다.
- [0044] 도 3은 본 발명의 바람직한 실시 예에 따라 코일이 구비된 캡슐 형상의 안테나 구조를 보인 예시도면이다.
- [0045] 위에서 설명한 심박동기용 안테나(100)는 캡슐형상으로서 외면이 등각(conformal)인 형태의 안테나로 설계가 가능하다. 실질적으로 이러한 안테나를 심장 박동기를 둘러싸도록 하여 체내에 삽입할 수 있다.
- [0046] 도면을 보면, 도 1에서 도시한 안테나 패턴을 가지는 제1 패치(120)가 캡슐(200)의 외주면에 디자인되고 있다. 이때 캡슐(200)은 등각 형상을 가지기 때문에 제1 패치(120) 역시 등각 형태로 안테나 패턴이 디자인된다.
- [0047] 그리고 캡슐(200) 내부에는 무선전력전송(WPT, Wireless Power Transmission)을 위한 코일(210)이 마련된다.
- [0048] 이와 같이 심박동기용 안테나(100)를 캡슐 형태로 하더라도 AAA 배터리의 사이즈보다 크기가 작다.
- [0049] 한편 본 발명의 다른 실시 예에 따르면 외부에서 심박동기용 안테나(100)로 전력을 무선 전송하는 방법을 제안한다.
- [0050] 미드필드 전송 안테나를 사용하여 인체 내부에 삽입된 소정 크기의 코일에 밀리와트(mW)의 전력 레벨을 무선으

로 송신하는 연구가 진행중에 있다. 이에 본 발명은 이러한 무선 전송기술을 적용하여 심박동기용(100) 안테나로 전력을 무선 전송하도록 주파수 대역 1.5GHz에서 동작 가능한 미드필드 송신 안테나를 제안한다.

- [0051] 따라서 인체 내에 심박동기용 안테나를 삽입하고, 인체 피부의 표면상에 미드필드 송신 안테나를 배치하여 무선으로 전력을 송신할 수 있는 환경을 마련하였다.
- [0052] 다음에는 심박동기용 안테나의 성능 및 그 결과를 일련의 실험을 통해 확인하기로 한다.
- [0053] 도 4는 본 발명의 심박동기용 안테나에 서로 다른 조건에 따른 산란 파라미터를 보인 그래프이다.
- [0054] 도 4에서 a는 고성능 전자장(EM) 필드 시뮬레이터인 HFSS(High Frequency Structure Simulator) 코일이 없는 심박동기용 안테나이고, b는 HFSS 코일이 구비된 심박동기용 안테나이고, c 및 d는 실험 대상으로서 심박동기용 안테나를 돼지와 인체 내 삽입한 상태에서의 산란 파라미터(S11)를 나타내고 있다.
- [0055] 이를 보면 모든 경우에 있어 산란 파라미터는 거의 유사한 결과임을 알 수 있다. 특히 심박동기용 안테나(100) 내부의 코일 존재 여부는 크게 중요하지 않았다.
- [0056] 한편 인체 내에 이식된 안테나의 경우 대부분 이득은 매우 낮게 평가되고 있다. 예를 들어 안테나의 크기에 따라 다르지만 보통 MICS 대역에서 이득은 -46dB 내지 -24dB를 가진다. 반면, 본 실시 예에 따르면 최대 이득은 -22dB임을 알 수 있다. 최대 이득 -22dB는 HFSS가 구비된 심박동기용 안테나를 인체 모형의 팬텀(heterogeneous phantom)을 사용하여 시뮬레이션한 결과이다.
- [0057] 도 5는 본 발명에 따른 심박동기용 안테나(100)의 방사 패턴을 도시한 도면으로, (a)는 YZ-평면에서의 방사 패턴이고, (b)는 XZ 평면에서의 방사 패턴이다. 그리고 도면에서 p는 돼지 심장을 측정한 패턴이고, h는 인체를 대상으로 한 XFDTD 시뮬레이션 패턴이다. 이를 보면, YZ 평면으로부터 최대 방사 방향은 인체 밖의 +Z 축 방향으로 향하고 있음을 알 수 있다.
- [0058] 한편, 본 발명의 심박동기용 안테나(100)는 인체, 특히 심장 내에 이식되는 이식형 기기이기 때문에 무엇보다 안전이 우선되어야 한다. 이를 위해 IEEE에 의해 규제되고 있는 전자파 흡수율(SAR, Specific Absorption Rate)를 평가하였다. 아래의 표 1은 MICS 대역에서 심박동기용 안테나(100)의 SAR 값이 1g과 10g일 때 허용 가능한 최대 전력 값을 나타낸다.

표 1

1g SAR (W/kg)	10g SAR (W/kg)	Max. allowable power within 1g SAR limit(mW)	Max. allowable power within 10g SAR limit(mW)
136.4	513.7	3.114	14.66

- [0060] 표 1에서 상기 값들은 심박동기용 안테나(100)가 1W가 입력되었을 때 획득된 값들이다.
- [0061] 도 6은 본 발명에 따른 심박동기용 안테나(100)의 반사 계수(S11) 파라미터로서, a는 시뮬레이션에 따른 반사 계수, b는 측정된 반사 계수를 나타낸다.
- [0062] 알려진 바와 같이 500mW 전력은 어떠한 안전 조치 없이 돼지 조직에 제공할 수 있다. 따라서 본 실시 예 역시 심박동기용 안테나가 수신한 전력을 계산하기 위하여 송신 안테나, 즉 미드필드 송신 안테나에 500mW 전력을 인가하였다.
- [0063] 이러한 시뮬레이션에 따르면, 심박동기용 안테나의 코일이 수신한 전력은 2.9mW로서, 전반적인 효율은 5.9×10^{-3} 이었다. 일반적으로 무유도 심장 박동기는 64 ~ 70μW이고, 안테나는 ~ 100μW의 전력이 요구된다. 그래서 수신된 전력을 보면 안전 범위 내에서 무유도 심장 박동기가 충분히 동작할 수 있는 전력 이상이다.
- [0064] 이상에서 상세히 설명한 바와 같이 본 발명에 따르면, 심장 박동기를 예로 들면서 안테나의 기능이 구현되기 힘든 조건에서 실험한 결과, 외부에서 전송하는 전력을 효과적으로 수신할 수 있는 안테나 구조임을 확인하였고, 그리고 본 발명은 심장 박동기뿐만 아니라 안테나가 필요한 모든 체내 삽입이 가능한 디바이스에 적용할 수 있는 것이다.
- [0065] 이상과 같이 본 발명의 도시된 실시 예를 참고하여 설명하고 있으나, 이는 예시적인 것들에 불과하며, 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 요지 및 범위에 벗어나지 않으면서도 다양한 변형, 변경 및 균등한 타 실시 예들이 가능하다는 것을 명백하게 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 진정한 기술적

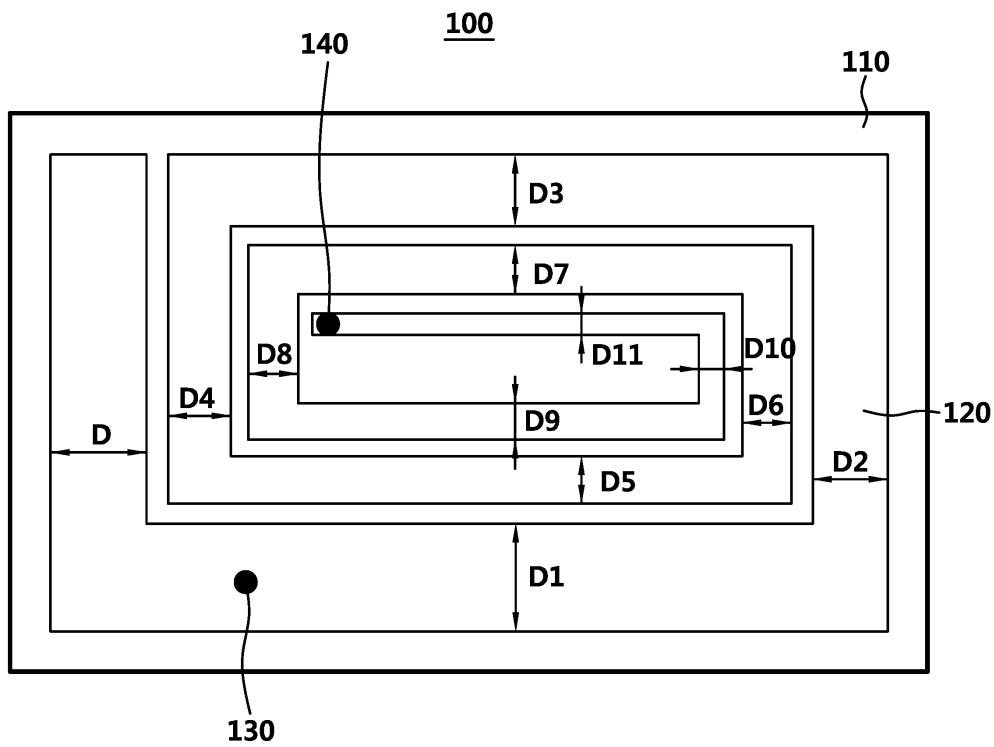
보호 범위는 첨부된 청구범위의 기술적인 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

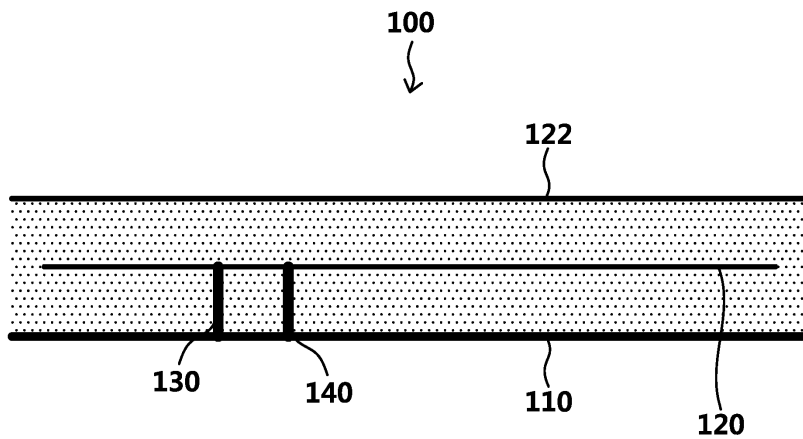
[0066]	100 : 심박동기용 안테나	110 : 기관
	120 : 제1 패치	122 : 제2 패치
	130 : 단락핀	140 : 급전핀

도면

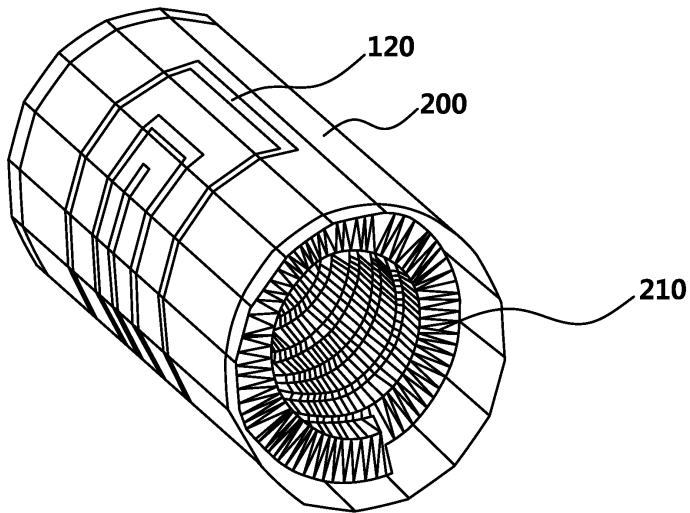
도면1



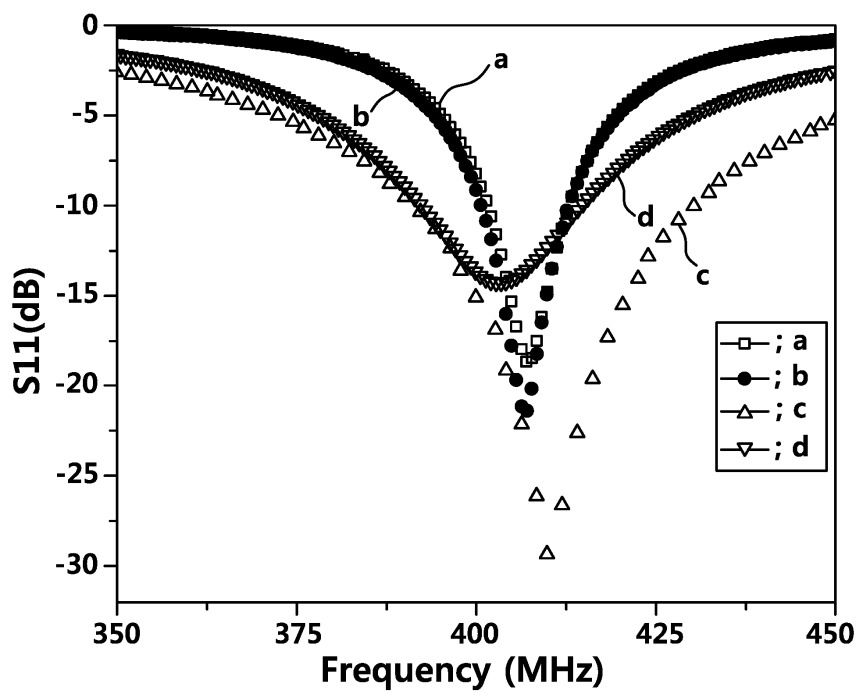
도면2



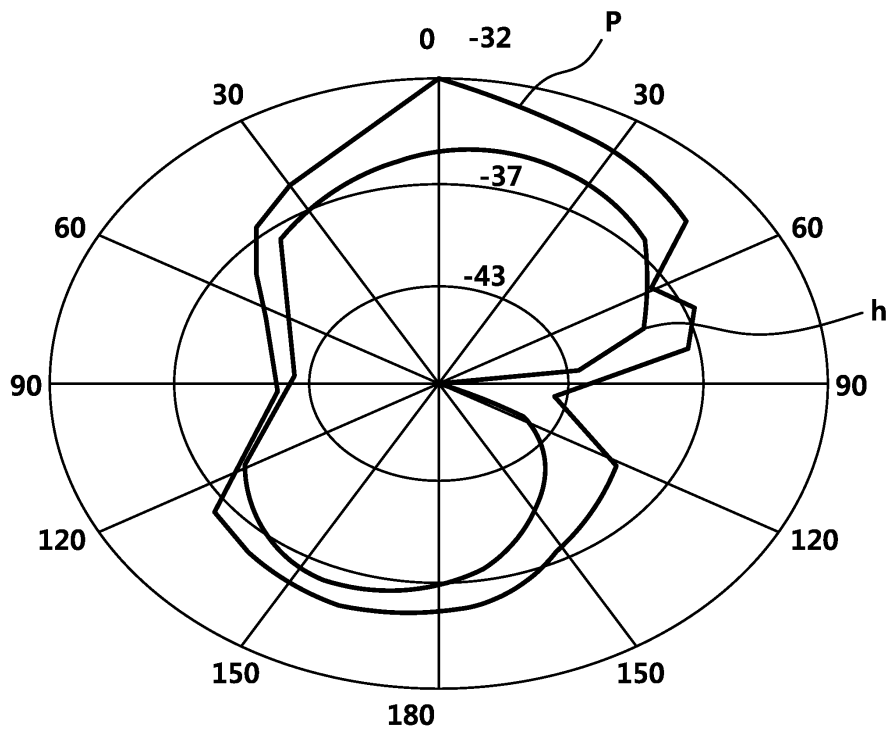
도면3



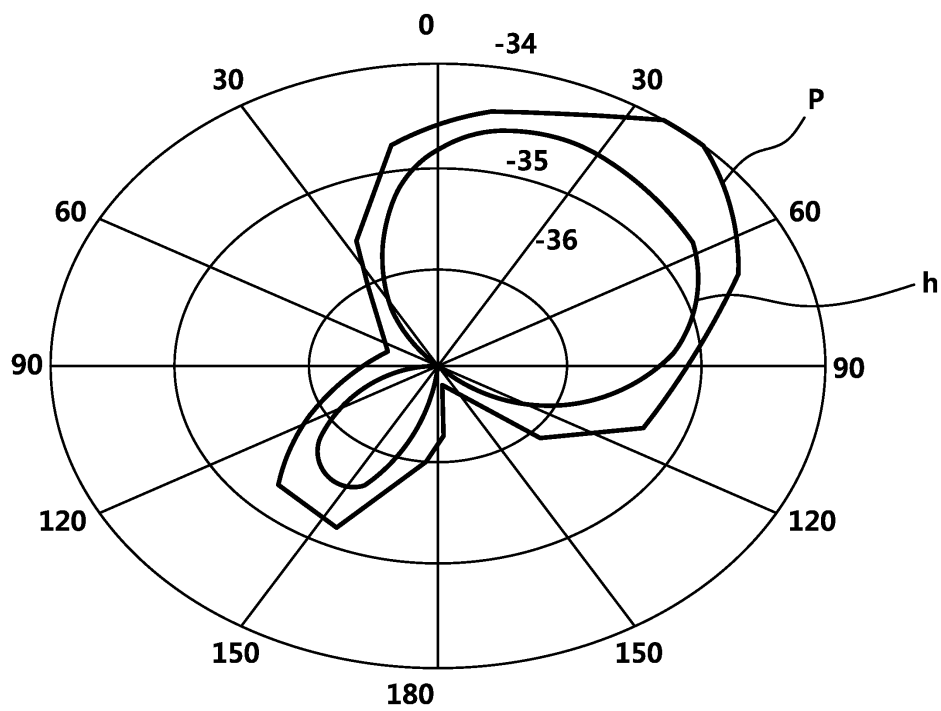
도면4



도면5a



도면5b



도면6

