



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년11월01일
(11) 등록번호 10-2597078
(24) 등록일자 2023년10월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
H01Q 1/27 (2006.01) A61B 1/00 (2017.01)
A61B 1/04 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/03 (2006.01) H01Q 1/48 (2015.01)
H01Q 9/04 (2018.01)
(52) CPC특허분류
H01Q 1/273 (2013.01)
A61B 1/00016 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0138261
(22) 출원일자 2021년10월18일
심사청구일자 2021년10월18일
(65) 공개번호 10-2023-0055423
(43) 공개일자 2023년04월26일
(56) 선행기술조사문헌
KR101722341 B1*
KR1020180119347 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
한양대학교 산학협력단
서울특별시 성동구 왕십리로 222(행당동, 한양대학교내)
(72) 발명자
유형석
경기도 수원시 영통구 센트럴타운로 76, 6119동 1101호(이의동, e편한세상 광고)
(74) 대리인
특허법인(유한)아이시스

전체 청구항 수 : 총 8 항

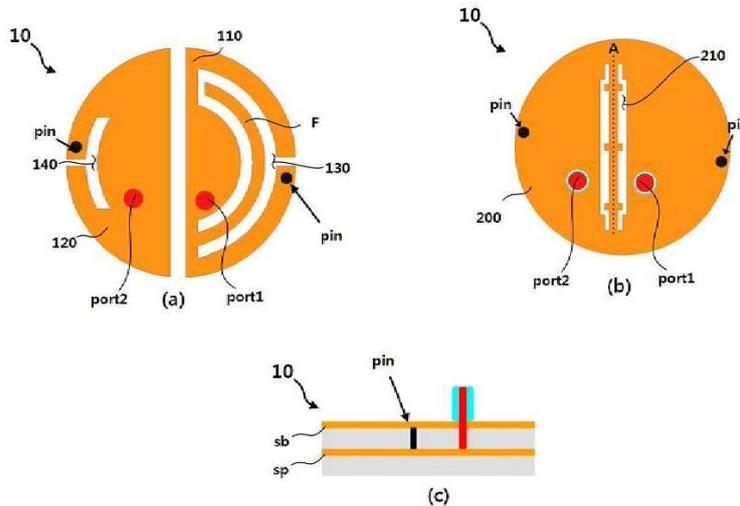
심사관 : 김정석

(54) 발명의 명칭 자체 다이플렉싱 안테나 및 이를 포함하는 체내 이식 가능한 장치

(57) 요약

본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(self-diplexing antenna)는 각각 서로 다른 길이의 개방 슬롯을 포함하며, 동일 평면 상에 위치하여 서로 이격된 두 개의 반원형 방사 패치들; 대칭 패턴 슬롯을 포함하는 접지면; 상기 반원형 방사 패치들과 상기 접지면 사이에 위치하는 유전체층; 상기 반원형 방사 패치들의 내주면과 인접하여 상기 반원형 방사 패치들 각각과 상기 접지면을 연결하는 연결 핀을 포함하며, 상기 두 개의 반원형 방사 패치들을 각각 서로 다른 주파수로 피딩(feeding)하는 포트들을 포함한다.

대표도



(52) CPC특허분류

- A61B 1/00029 (2013.01)
- A61B 1/041 (2013.01)
- A61B 5/0015 (2013.01)
- A61B 5/0031 (2013.01)
- A61B 5/031 (2013.01)
- A61N 1/3787 (2013.01)
- H01Q 1/48 (2018.05)
- H01Q 9/0407 (2013.01)
- A61B 2562/162 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711134630
과제번호	2021-0-00490
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	한국연구재단 부설 정보통신기획평가원 / 정보통신방송 연구개발사업 / 전파의료응
용핵심기술개발(통합이지바로)	
연구과제명	생체 전파 정밀 해석 및 영상화 기술개발
기여율	1/1
과제수행기관명	한양대학교 산학협력단
연구기간	2021.04.01 ~ 2021.12.31
공지예외적용	: 있음

명세서

청구범위

청구항 1

각각 서로 다른 길이의 개방 슬롯을 포함하며, 동일 평면 상에 위치하여 서로 이격된 두 개의 반원형 방사 패치들;

대칭 패턴 슬롯을 포함하는 접지면;

상기 반원형 방사 패치들과 상기 접지면 사이에 위치하는 유전체층;

상기 반원형 방사 패치들의 내주면과 인접하여 상기 반원형 방사 패치들 각각과 상기 접지면을 연결하는 연결핀을 포함하며,

상기 두 개의 반원형 방사 패치들을 각각 서로 다른 주파수로 피딩(feeding)하는 포트들을 포함하고,

상기 개방 슬롯들은 상기 반원형 방사 패치가 제거된 아크(arc) 형태로 형성되며,

상기 개방 슬롯들 중 어느 하나 이상의 내부에는 상기 반원형 방사 패치와 연결된 핑거가 형성된 자체 다이플렉싱 안테나(self-diplexing antenna).

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 포트들은 서로 비대칭으로 배치되며,

상기 반원형 방사 패치와 상기 접지면과 연결된 자체 다이플렉싱 안테나.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 대칭 패턴 슬롯은

길이 방향으로 형성된 중심축을 기준으로 상기 접지면이 제거되어 형성된 패턴으로,

상기 두 개의 반원형 방사 패치들 중 어느 한 방향으로 치우쳐 배치된 자체 다이플렉싱 안테나.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 대칭 패턴 슬롯은

상기 반원형 방사 패치의 분리도(isolation)을 향상시키는 자체 다이플렉싱 안테나.

청구항 6

체내 이식가능한 장치로, 상기 체내 이식 가능한 장치는:

하우징;

각각 서로 다른 길이의 개방 슬롯을 포함하며, 동일 평면 상에 위치하여 서로 이격된 두 개의 반원형 방사 패치들과 상기 반원형 방사 패치들과 서로 다른 평면상에 위치하는 대칭 패턴 슬롯을 포함하는 접지면을 포함하는 자체 다이플렉싱 안테나;

직렬 인덕터, 션트 인덕터 및 단락 스테브를 포함하는 2차 L-섹션을 포함하는 매칭 네트워크와 정류 회로부를

포함하는 정류기(rectifier);

체내 생체 정보를 수집하는 센서;

상기 정류기가 제공한 전력으로 충전되고, 상기 체내 이식 가능한 장치에 전력을 제공하는 배터리를 포함하는 체내 이식 가능한 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 하우징은

캡슐형(capsule type) 하우징 및 평면형(flat type) 하우징 중 어느 하나인 체내 이식 가능한 장치.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 체내 이식 가능한 장치는

상기 센서가 수집한 상기 체내 생체 정보를 처리하는 회로부를 더 포함하는 체내 이식 가능한 장치.

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 정류 회로부는

상기 안테나가 제공한 RF 에너지를 직류로 정류하는 다이오드와,

부하에 제공되는 전력을 필터링하는 커패시터를 포함하는 체내 이식 가능한 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 기술은 자체 다이플렉싱 안테나 및 이를 포함하는 체내 이식 가능한 장치와 관련된다.

배경 기술

[0002] 이식 가능한 의료 장치(IMD, implantable medical device)는 손상된 장기를 모니터링할 수 있어 생체 의공학의 중요한 부분으로 부상했다. 최신 체내 이식 가능한 장치는 주로 두개 내압 모니터링, 구강 내 혀 구동 시스템, 심장 박동기, 포도당 모니터링 및 무선 캡슐 내시경과 같은 응용 분야에 사용된다. 체내 이식 가능한 장치는 손상된 신체 부위, 조사되지 않은 신체 부위에서 생체 신호를 수신 및 전송하도록 제조된다. 체내 이식 가능한 장치는 다양한 유형의 전자 장치(배터리, 센서, 표면 실장 장치(SMD)가 있는 인쇄 회로 기판(PCB) 및 마이크로 카메라)와 RF 구성 요소(정류기 및 안테나)를 포함한다.

[0003] 기존에는 전기화학 에너지원(배터리)과 전선을 통한 직류(DC) 전원이 체내 이식 가능한 장치에 전원을 공급하는 일반적인 소스였다. 체내 이식 가능한 장치의 작동 수명과 크기는 전적으로 배터리에 따라 좌우되었다. 배터리를 사용하는 난점에도 불구하고 배터리 사용은 체내 이식 가능한 장치의 온도와 전체 치수를 증가시키고 환자는 수명이 다한 배터리를 교체하기 위해 원치 않는 수술을 받아야 할 수 있으며, 결과적으로 DC 전선으로 체내 이식 가능한 장치를 구동하면 손상된 인체 기관에 감염 통증과 통증이 발생할 수 있다. 이러한 단점을 극복하기 위해 최근에는 체내 이식 가능한 장치를 원활하고 안전하게 구동하기 위해 무선 전력 송수신(Wireless Power Transfer)이 권장되고 있다.

[0004] 무선 전력 전송 기술은 생체 의공학을 포함한 광범위한 응용 분야에서 전자 부품을 충전하고 구동하는 접근 방식이다. 예를 들어, 자기 공명을 통한 체내 이식 가능한 장치, 근거리 유도 결합 및 용량 결합과 같은 다른 기술도 체내 이식 가능한 장치의 전자 부품을 구동하는 데 사용되며, 이러한 기술은 척수 자극기(SCS), 보철 및 인공 와우에 채택되었다. 그러나 이러한 기술에는 작은 전송 거리, 큰 수신기(Rx) 코일 및 전력 누출과 같은 몇 가지 문제가 있으며, 이러한 기술의 전력 전달 효율(PTE, power transfer efficiency)은 송신기(Tx) 및 Rx 코일의 크기와 이들 사이의 분리 및 오정렬에 따라 달라진다. 그러나, 최근에는 다중 코일 Tx과 Rx 코일 사이의

오정렬을 해결하도록 설계되었다.

- [0005] 현재의 무선 전력 전송 기술 기술에는 전자기(EM) 자유 공간 복사의 전송이 포함되며 체내 깊숙하게 위치한 이식 가능한 장치를 구동하기 위한 미드필드 무선 전력 전송 기술도 연구된다. 무선 전력 전송 기술에 대한 전자 기파 전파의 장점은 인간 조직 내부의 광범위한 거리 범위를 포함한다. 그러나 안테나와 같은 기존 필드 소스는 위상 제어가 부족하기 때문에 무선 전력 전송 기술에 적합한 패턴을 제공할 수 없다.
- [0006] 고성능 이식형 안테나는 데이터 전송에서 중요한 역할을 한다. 이러한 이식 가능한 안테나는 종종 정류기와 통합되어 체내 이식 가능한 장치의 전자 부품을 구동한다. 다양한 애플리케이션을 위한 이식형 안테나에 대한 여러 연구가 보고되었다.
- [0007] 그러나 종래 기술은 동시에 전 대역에서 데이터를 송수신하기도 하므로 단일 안테나를 통해 전 대역에서 독립적으로 송수신하기 위해서는 외부 멀티플렉서가 필요하다. 동일한 안테나가 듀얼 모드(데이터 전송용 송신 안테나 및 무선 전력 공급용 수신 안테나)에서 작동할 수 없다는 것은 자명하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0008] 듀얼 모드 동작을 위해서는 고도로 절연된 멀티플렉서 회로가 필요하여 장치의 부피가 증가하고, 멀티플렉서 회로는 체내 이식 가능한 장치의 복잡성과 크기를 증가시킨다. 또한 추가 멀티플렉서 회로가 전력을 소모하므로 체내 이식 가능한 장치의 전체 성능(전송 효율 및 배터리 수명)에 영향을 미친다. 또한 하나의 안테나를 통해서도 다른 대역에서 서로 다른 전력 레벨을 관리하는 것은 매우 어렵다는 단점이 있다.
- [0009] 본 기술은 상기한 종래 기술의 단점을 해소하기 위한 것으로, 작은 부피를 가지며 낮은 전력 소모를 가지는 이식 가능한 장치와, 자체 다이플렉싱 가능한 안테나를

과제의 해결 수단

- [0010] 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(self-diplexing antenna)는 각각 서로 다른 길이의 개방 슬롯을 포함하며, 동일 평면 상에 위치하여 서로 이격된 두 개의 반원형 방사 패치들; 대칭 패턴 슬롯을 포함하는 접지면; 상기 반원형 방사 패치들과 상기 접지면 사이에 위치하는 유전체층; 상기 반원형 방사 패치들의 내주면과 인접하여 상기 반원형 방사 패치들 각각과 상기 접지면을 연결하는 연결 핀을 포함하며, 상기 두 개의 반원형 방사 패치들을 각각 서로 다른 주파수로 피딩(feeding)하는 포트들을 포함한다.
- [0011] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 개방 슬롯들은 상기 반원형 방사 패치가 제거된 아크(arc) 형태로 형성되며, 상기 개방 슬롯들 중 어느 하나 이상의 내부에는 상기 반원형 방사 패치와 연결된 핑거가 형성된다.
- [0012] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 포트들은 서로 비대칭으로 배치되며, 상기 반원형 방사 패치와 상기 접지면과 연결된다.
- [0013] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 대칭 패턴 슬롯은 길이 방향으로 형성된 중심축을 기준으로 상기 접지면이 제거되어 형성된 패턴으로, 상기 두 개의 반원형 방사 패치들 중 어느 한 방향으로 치우쳐 배치된다.
- [0014] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 대칭 패턴 슬롯은 상기 반원형 방사 패치의 분리도(isolation)를 향상시킨다.
- [0015] 본 실시예에 의한 체내 이식 가능한 장치는: 하우징; 각각 서로 다른 길이의 개방 슬롯을 포함하며, 동일 평면 상에 위치하여 서로 이격된 두 개의 반원형 방사 패치들과 상기 반원형 방사 패치들과 서로 다른 평면상에 위치하는 대칭 패턴 슬롯을 포함하는 접지면을 포함하는 자체 다이플렉싱 안테나; 직렬 인덕터, 셉트 인덕터 및 단락 스티브를 포함하는 2차 L-섹션을 포함하는 매칭 네트워크와 정류 회로부를 포함하는 정류기(rectifier); 체내 생체 정보를 수집하는 센서; 상기 정류기가 제공한 전력으로 충전되고, 상기 체내 이식 가능한 장치에 전력을 제공하는 배터리를 포함한다.
- [0016] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 하우징은 캡슐형(capsule type) 하우징 및 평면형(flat type) 하우징 중 어느 하나이다.
- [0017] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 체내 이식 가능한 장치는 상기 센서가 수집한 상기 체내 생체 정보를 처리하는 회로부를 더 포함한다.

[0018] 본 실시예의 어느 한 측면에 의하면, 상기 정류 회로부는 상기 안테나가 제공한 RF 에너지를 직류로 정류하는 다이오드와, 부하에 제공되는 전력을 필터링하는 커패시터를 포함한다.

발명의 효과

[0019] 본 실시예에 의하면, 자체 다이플렉싱 가능한 안테나를 사용하므로 멀티플렉싱 회로를 필요로 하지 않아 이식 가능한 장치의 전력 소모를 낮출 수 있으며, 이식 가능한 장치의 부피를 감소시킬 수 있다는 장점이 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1(a)는 자체 다이플렉싱 안테나(self-diplexing antenna, 10)의 평면 레이아웃을 도시한 도면이고, 도 1(b)는 자체 이중화 안테나(10)의 배면 레이아웃을 도시한 도면이며, 도 1(c)는 자체 이중화 안테나(10)의 측면 레이아웃을 도시한 도면이다.

도 2는 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)에서 전기장(E-field) 분포를 모의실험한 예를 도시한 도면이다.

도 3(a)는 본 실시예에 따른 정류기의 개요적인 레이아웃도면이고, 도 3(b)는 본 실시예 정류기의 개요적인 등가 회로도이다.

도 4(a)는 본 실시예의 정류기의 실험 설정을 도시한 도면이다. 도 4(b)는 본 실시예에 의한 정류기의 입력 전력의 함수로서 RF-DC 변환 효율을 모의 실험한 결과와 실험 결과 및 반사 계수(S11)를 도시한 도면이다.

도 5는 조직 삽입형(deep tissue implantation type) 체내 이식 가능한 장치(1)의 개요를 도시한 분해 사시도이다.

도 6은 평면형(flat type) 체내 이식 가능한 장치를 도시한 분해 사시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 이하에서는 첨부된 도면들을 참조하여 본 실시예를 설명한다.

자체 다이플렉싱 안테나

[0023] 도 1(a)는 자체 다이플렉싱 안테나(self-diplexing antenna, 10)의 평면 레이아웃을 도시한 도면이고, 도 1(b)는 자체 이중화 안테나(10)의 배면 레이아웃을 도시한 도면이며, 도 1(c)는 자체 이중화 안테나(10)의 측면 레이아웃을 도시한 도면이다.

[0024] 도 1을 참조하면, 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 각각 서로 다른 길이의 개방 슬롯(130, 140)을 포함하며, 동일 평면 상에 위치하여 서로 이격된 두 개의 반원형 방사 패치들(110, 120)과, 대칭 패턴 슬롯(210)을 포함하는 접지면(200)과, 반원형 방사 패치들(110, 120)과 접지면(120) 사이에 위치하는 유전체층 및 상기 반원형 방사 패치들(110, 120)의 내주면과 인접하여 상기 반원형 방사 패치들 각각과 상기 접지면을 연결하는 연결 핀(pin)을 포함하며, 두 개의 반원형 방사 패치들(110, 120)을 각각 서로 다른 주파수로 피딩(feeding)하는 포트들(port1, port2)을 포함한다.

[0025] 두 방사 패치는 $0.0038 \lambda_{g1}$ (여기서 λ_{g1} 은 낮은 주파수 대역에서 유도 파장(guided wavelength))의 가장자리 간 거리(edge-to-edge distance)로 밀접하게 배치된다. 두 방사 패치는 50옴 동축 케이블로 급전되며, 두 방사 패치들은 Rogers RO 3010($\tan \delta = 0.0022$)이 기판(sb) 및 슈퍼스트레이트(sp)로 사용된다. 일 실시예로, 기판 및 슈퍼 스트레이트는 0.13mm 및 고유전율($\epsilon_r = 10.2$) 재료일 수 있다.

[0026] 도 1(a) 내지 도 1(c)를 참조하면, 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 상면에 위치하는 반원 형태의 방사 패치(110)들과, 방사 패치의 내주에 위치하는 단락 핀(120) 및 각 방사 패치(110)들에 형성된 개방 슬롯(open arc slot, 130, 140)을 포함한다.

[0027] 일 실시예에서, 반원 패치들(110, 120)에는 서로 비대칭으로 배치되고, 상기 기판 및 슈퍼 스트레이트와 연결된 포트(port1, port2)가 위치하며, 포트는 50옴 동축 프로브에 의하여 비대칭으로 여기된다.

[0028] 또한, 반원 패치(110)들의 내주면에는 단락 핀(pin)이 위치하며, 단락 핀(pin)은 상기 기판(sb) 및 슈퍼 스트레이트(sp)와 전기적으로 연결되며, 방사 패치의 작동 대역을 낮춘다. 일 예로, 방사 패치는 단락 핀이 없을 때 대략 5GHz에서 공진하였으나, 단락 핀(pin)만을 형성하였을 때 2.5 GHz에서 공진하였다. 나아가, 방사 패치는

단락 핀(pin)이 없을 때 대략 12.3dB의 분리도(isolation)를 가졌으나, 단락 핀(pin)을 형성하였을 때 14.8dB의 분리도를 달성하여 대략 2.5dB의 분리도 상승을 얻을 수 있었다.

[0029] 각 반원 패치(110)들의 중앙에 개방 슬롯(130, 140)이 위치한다. 일 실시예로, 개방 슬롯(130, 140)들은 방사 패치를 식각하여 형성될 수 있으며, 개방 슬롯(130, 140)들은 아크(arc) 형태로 개방 슬롯(130, 140)들 중 어느 하나 이상은 내부에 핑거(F, finger)가 형성될 수 있다. 개방 슬롯 및 내부에 형성된 핑거(F)는 추가 커패시턴스 효과를 유도하여 공진 주파수를 낮출 수 있다. 추가 커패시턴스가 안테나의 공진 주파수에 미치는 영향은 느린파 현상(slow wave phenomenon)을 기반으로 이해할 수 있다.

[0030] 인덕턴스(Lo)와 커패시턴스(Co)의 직렬 조합은 이상적인 전송 선로와 유사한 안테나의 등가 회로와 유사하다. 또한 아래의 수학적식은 전파 속도와 안테나의 리액턴스(인덕턴스 및 커패시턴스)의 관계를 나타낸다. 전파 속도(vp)는 리액턴스에 반비례함을 알 수 있다. 호 모양의 직사각형 슬롯은 정전 용량 효과를 유도하여 커패시턴스 값을 증가시키므로, 전파 속도가 감소하고 유도 파장이 일정할 때 더 낮은 공진 주파수를 얻을 수 있다.

수학적식 1

$$v_p = \frac{1}{\sqrt{L_o C_o}} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} = \lambda_g f_{res}$$

[0031]

[0032] (vp: 전파 속도, Lo: 총 인덕턴스, Co: 총 정전 용량, c: 진공에서 빛의 속도, λg: 유도 파장, f_{res}: 공진 주파수)

[0033] 도 1(b)를 참조하면, 접지면에 대칭 패턴 슬롯(210)이 형성된다. 접지면(200)에 대칭 패턴 슬롯(210)을 형성하여 반원 방사 패치(110)와 반원 방사 패치(120) 사이의 분리도를 향상시킨다. 일 실시예에서, 대칭 패턴 슬롯(210)은 축(A)을 중심으로 대칭 형태로 접지면(200)을 이루는 도전체를 식각하여 형성될 수 있다. 또한, 대칭 패턴 슬롯(210)은 반원 방사 패치(110)와 반원 방사 패치(120) 중 어느 하나의 방향으로 치우쳐 위치할 수 있다.

[0034] 접지면(200)에 대칭 패턴 슬롯(210)을 형성하지 않은 경우에 얻어진 최대 분리도는 16dB 이었으나, 대칭 패턴 슬롯(210)을 형성함으로써 반원 방사 패치(110)와 반원 방사 패치(120) 사이의 분리도를 21dB 이상으로 향상시켰다. 따라서, 이러한 분리도(isolation) 특징으로부터 본 실시예의 안테나는 반원 패치(110), 반원 패치(120)가 서로 다른 주파수 대역에서 높은 분리도로 동작하여 자체 다이플렉싱 안테나로 기능함을 확인할 수 있다.

[0035] 도 2는 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)에서 전기장(E-field) 분포를 모의실험한 예를 도시한 도면이다. 도 2(a)는 포트 1(port 1)을 통하여 급전하는 경우에 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 반원 방사 패치(110)이 공진 주파수 915MHz에서 공진하는 것을 확인할 수 있다. 도 2(b)를 참조하면, 포트 2(port 2)을 통하여 급전하는 경우에 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 반원 방사 패치(120)이 공진 주파수 1470MHz에서 공진하는 것을 확인할 수 있다.

[0036] 도 2(a) 및 도 2(b)로부터 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 915MHz와 1470MHz 주파수 모두에서 방사 패턴이 무지향성 안테나와 유사한 것을 확인할 수 있으며, 이로부터 환자 주변의 송신기로부터 전파를 수신하고, 환자 주변의 수신기로 전파를 송신할 수 있음을 알 수 있다. 나아가, 오정렬로 인한 영향을 받지 않고 모든 방향에서 전력을 수신할 수 있음을 알 수 있다.

[0038] 정류기

[0039] 도 3(a)는 본 실시예에 따른 정류기의 개요적인 레이아웃도면이고, 도 3(b)는 본 실시예 정류기의 개요적인 등가 회로도이다. 도 3(a) 및 도 3(b)를 참조하면, 본 실시예에 의한 정류기(rectifier, 20)는 매칭 네트워크(300) 및 정류회로(400)를 포함하며, RF로 전송된 에너지를 DC 에너지로 변환한다. 본 실시예에 의한 정류기(20)는 체내 이식 가능한 장치(1, 2, 도 5 및 도 6 참조)는 제공된 전력을 이용하여 전자 부품을 구동하거나 충전할 수 있는 전력을 제공한다. 본 실시예에 의한 정류기 회로는 Keysight ADS에서 설계되었다.

[0040] 본 실시예에 의한 정류기(20)는 서로 캐스케이드로 연결된 매칭 네트워크(300)와 정류 회로(400)를 포함한다.

매칭 네트워크(300)는 직렬 인덕터(L1)와 셉트 인덕터(L2)를 포함하는 2차 L-섹션 정합 네트워크를 포함하며, 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)로부터 RF 에너지가 입력된다. 입력 소스와 정류기 회로 사이의 매칭은 직렬 인덕터(L1)와 단락 스템브(short-circuited stub)를 통해 수행된다. 셉트 인덕터(L2)는 직류(DC)의 귀환 경로 상에 배치된다.

[0041] 일 실시예로, 다이오드는 접합 커패시턴스(junction capacitance)와 센시티브 전압(sensitive voltage)이 낮으며, 빠른 스위칭 특성을 가지는 다이오드일 수 있다. 일 예로, 다이오드는 HSMS-2852 일 수 있다. 셉트 커패시터(C)는 출력 필터로 동작하며, 커패시터(C)의 커패시턴스를 조절하여 작동 주파수를 조절할 수 있다.

[0042] 본 실시예에 의한 정류기의 최적화는 반사 손실 최소화 및 RF-DC 변환 효율 향상을 이루어 정류기 회로로 최대 전력이 전달되도록 수행되었다. 마이크로스트립의 트레이스 및 집중 요소(lumped element) 값을 포함한 각 파라미터들은 최대 전력이 전달되도록 조정되었다.

[0043] 도 4(a)는 본 실시예의 정류기의 실험 설정을 도시한 도면이다. 도 4(a)를 참조하면, 본 실시예에 의한 정류기는 안테나와 연결된 체내 이식 가능한 장치 내에 배치되며, 체내 이식 가능한 장치는 다진 돼지고기(minced pork) 내부 깊숙이 배치되었다. RF 신호 발생기를 통해 입력 전력의 다른 값을 발생시키고 DMM을 통해 출력을 분석하였다. 도 4(b)는 본 실시예에 의한 정류기의 입력 전력의 함수로서 RF-DC 변환 효율을 모의 실험한 결과와 실험 결과 및 반사 계수(S11)를 도시한 도면이다. 도 4(b)를 참조하면, 본 실시예에 의한 정류기는 광범위한 입력 전력에 걸쳐 충분한 임피던스 매칭을 가진다. 반사 곡선은 -28 ~ 5dBm 범위의 입력 전력에 대해 -10dB보다 낮은 것을 알 수 있다. 또한, 입력 전력에 대한 정류기 회로의 RF-DC 변환 효율을 성능을 측정하기 위하여 정류기의 입력 포트는 신호 발생기에 연결하고 출력은 디지털 멀티미터(DMM)에 연결하였다. 도시된 바와 같이 모의 실험 결과와 측정 결과는 부합하는 것으로 확인되며, 입력 전력 -14 ~ 5 dBm 범위에서 RF-DC 변환 효율은 50% 이상임을 확인할 수 있다.

[0044] 본 실시예에 의한 정류기는 -14dBm의 낮은 입력 전력에서도 50% 효율을 가지며 2dBm에서 76.1%의 피크 효율을 보였다. 낮은 입력 전력과 높은 RF-DC 변환 효율을 -14 ~ 5dBm에서 50% 이상의 효율로부터 본 실시예에 의한 정류기는 체내 이식 가능한 장치와 같은 저전력 통신 장치에 사용하기에 충분하다.

[0046] **체내 이식 가능한 장치**

[0047] 이하에서는 도 5 및 도 6을 참조하여 본 체내 이식 가능한 장치(1, 2)의 실시예들을 설명한다. 도 5는 조직 삽입형(deep tissue implantation type) 체내 이식 가능한 장치(1)의 개요를 도시한 분해 사시도이고, 도 6은 평면형(flat type) 체내 이식 가능한 장치를 도시한 분해 사시도이다. 도 5를 참조하면 본 실시예에 의한 조직 삽입형 체내 이식 가능한 장치(1)은 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)와, 안테나로부터 전력을 제공받아 직류 전력으로 변환하는 정류기(20)를 포함하며, 자체 다이플렉싱 안테나(10)와 정류기(20)는 캡슐(32) 내에 하우징된다.

[0048] 도 6을 참조하면 본 실시예에 의한 조직 삽입형 체내 이식 가능한 장치(2)는 본 실시예에 의한 자체 다이플렉싱 안테나(10)와, 안테나로부터 전력을 제공받고 직류 전력으로 변환하는 정류기(20)를 포함하며, 평면 형태의 컨테이너(34)에 하우징된다.

[0049] 도 5 및 도 6을 참조하면, 본 실시예에 의한 체내 이식 가능한 장치(1, 2)는 정류기(20)가 제공한 직류 전력에 의하여 충전되고, 내부의 회로부에 전력을 제공하는 배터리(40)와, 체내에 배치되어 생체 정보를 수신하는 센서(50)와, 센서(40)가 수집한 정보를 처리하는 회로부(60)를 더 포함할 수 있다.

[0050] 위에서 설명된 바와 같이 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 서로 두 대역의 전파에서 각각 동작하며, 높은 분리도(isolation)를 가져 다이플렉싱(diplexing)이 가능하며, 이로부터 무선 전력 전송과 생체 정보의 송수신이 동시에 가능하다는 장점이 제공된다.

[0051] 또한, 체내 이식 가능한 장치(1, 2)는 상술한 정류기(20)를 포함한다. 위에서 설명된 바와 같이 본 실시예에 의한 정류기는 낮은 입력 전력에서도 50% 이상의 변환 효율을 가지며, 나아가, 자체 다이플렉싱 안테나(10)는 상술한 바와 같이 무지향 특성을 가지므로 체내에 삽입된 체내 이식 가능한 장치와 전력 송신기가 엄격하게 배치되지 않더라도 양호한 무선 전력 송수신이 가능하여 높은 편의성이 제공된다.

[0053] 본 발명에 대한 이해를 돕기 위하여 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나, 이는 실시를 위한 실시예로, 예시적인 것에 불과하며, 당해 분야에서 통상적 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범

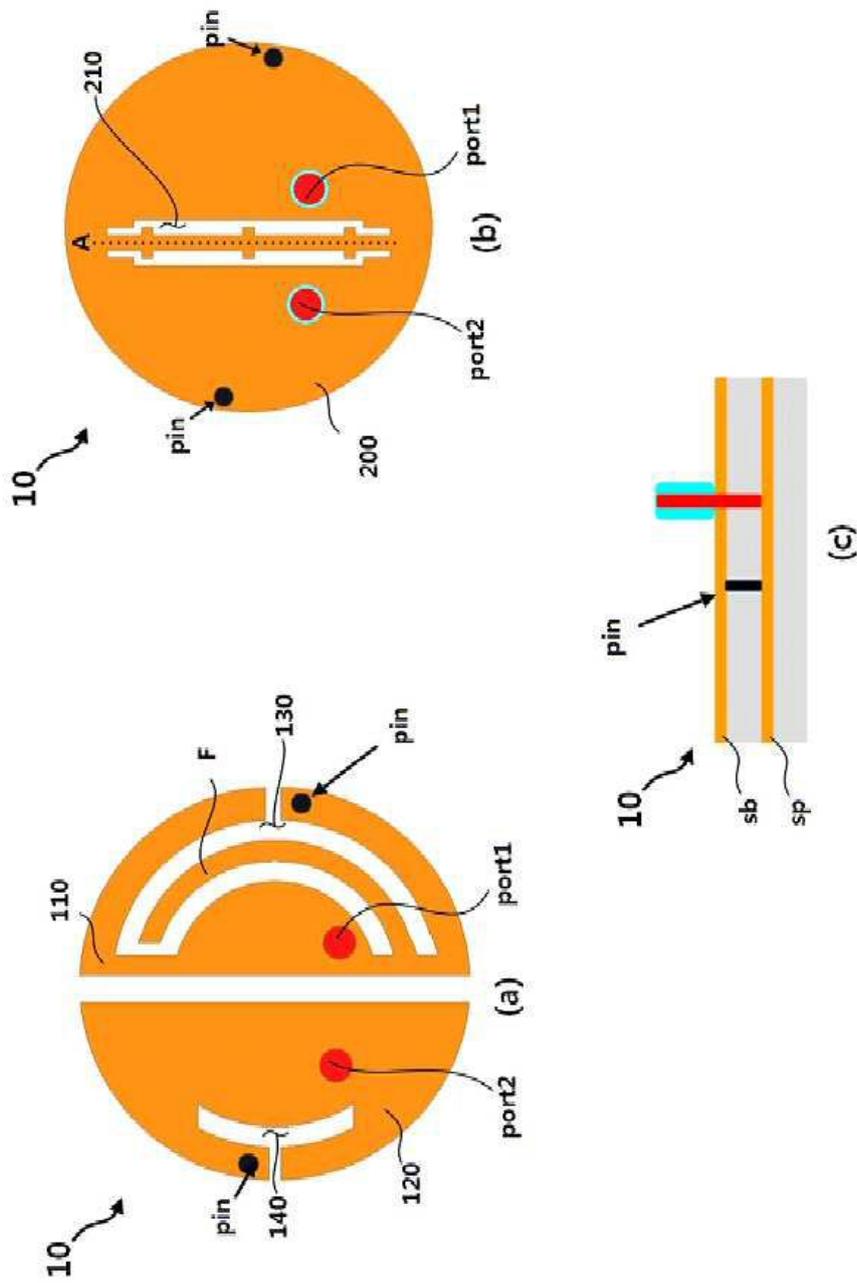
위에 의해 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

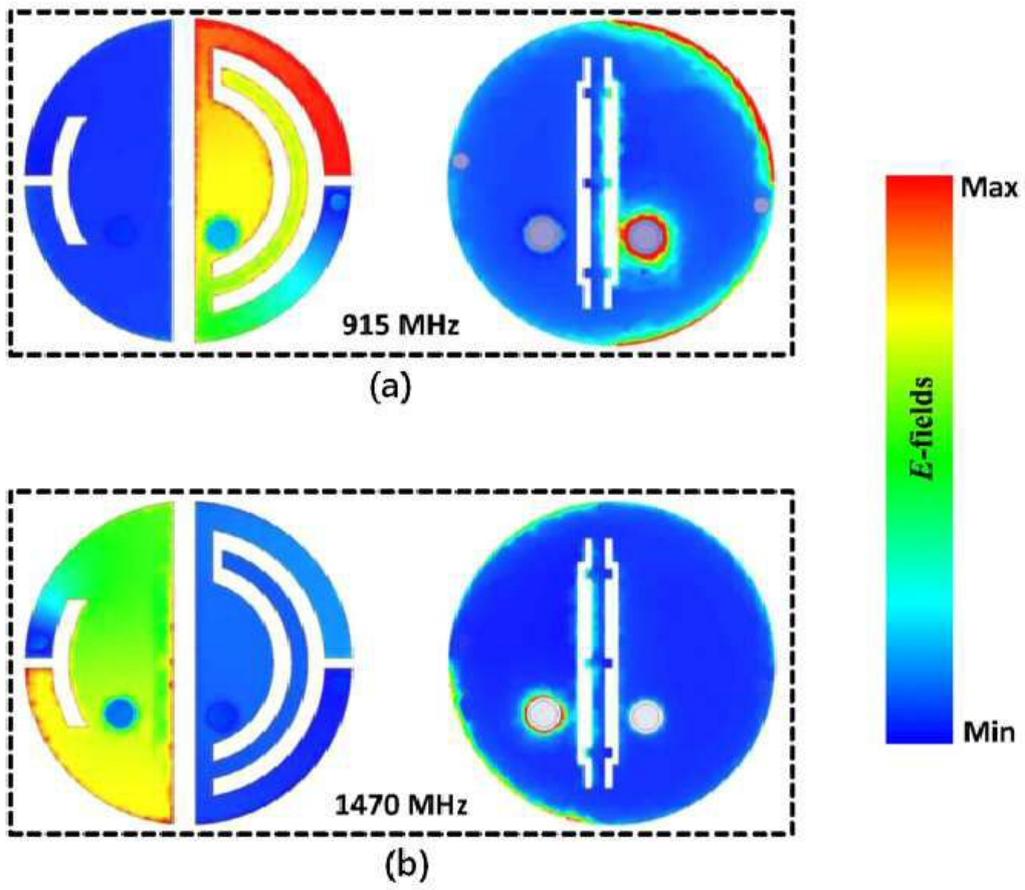
[0054]	1, 2: 체내 이식 가능한 장치	10: 자체 다이플렉싱 안테나
	20: 정류기	32, 34: 하우징
	40: 배터리	50: 센서
	60: 회로부	110, 120: 반원형 방사 패치
	130, 140: 개방 슬롯	200: 접지면
	210: 대칭 패턴 슬롯	300: 매칭 네트워크
	400: 정류 회로	

도면

도면1

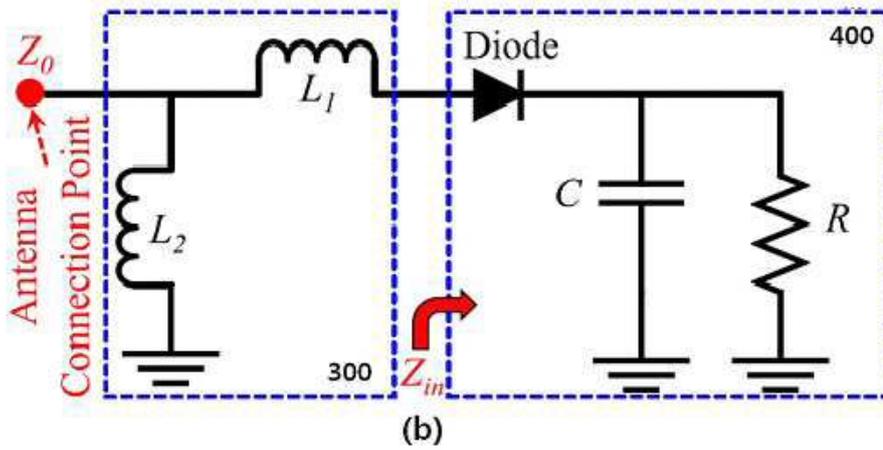
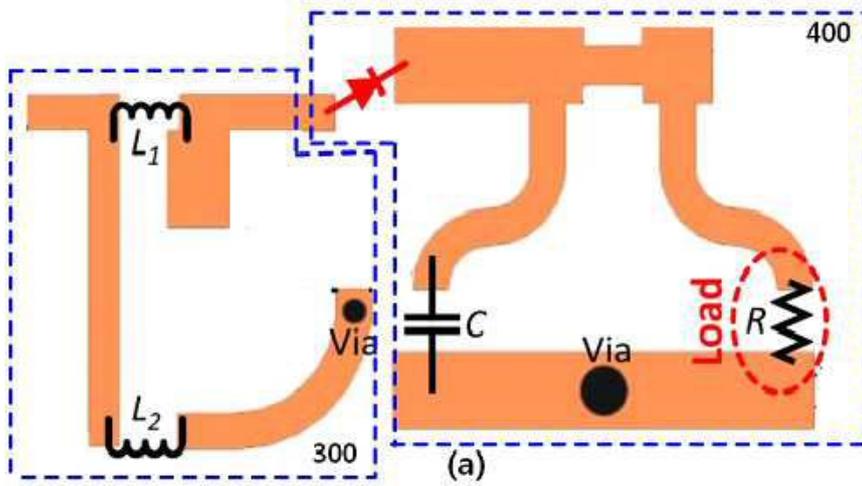


도면2

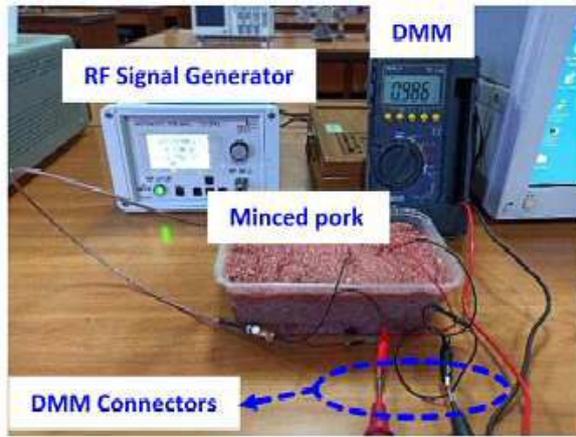


도면3

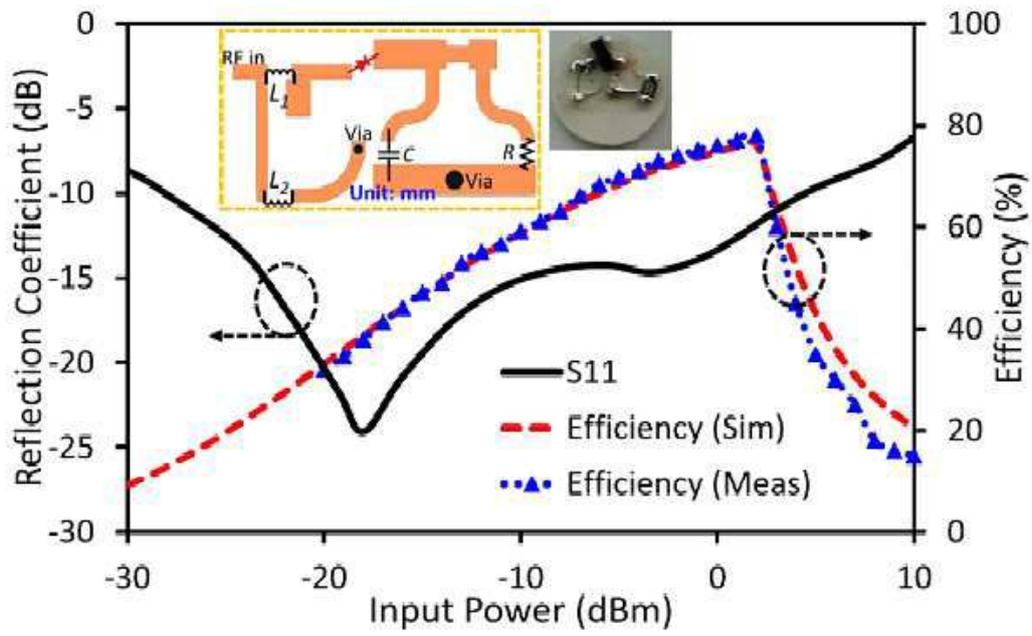
20 ↘



도면4

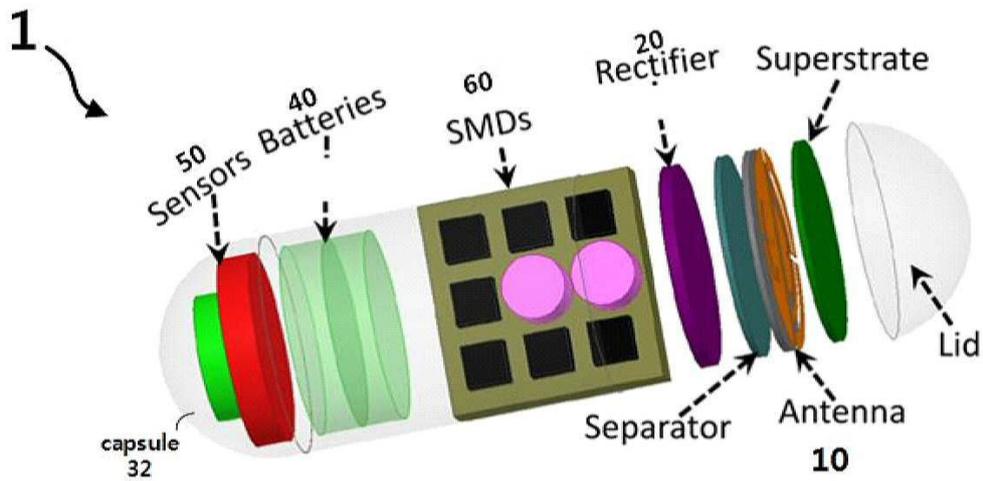


(a)



(b)

도면5



도면6

