

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2021-0146795
(43) 공개일자 2021년12월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/145 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/155 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/14532 (2013.01)
A61B 5/0002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0062699
(22) 출원일자 2021년05월14일
심사청구일자 2021년05월14일
(30) 우선권주장
1020200063815 2020년05월27일 대한민국(KR)

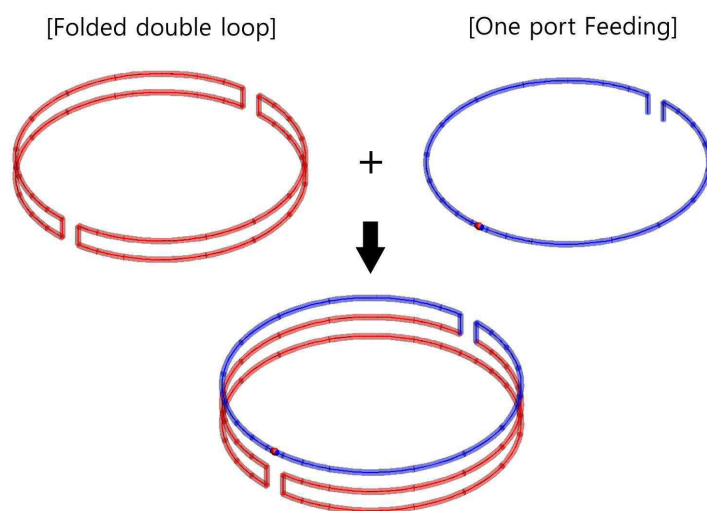
(71) 출원인
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
변 프랭클린 돈
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
변강일
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(74) 대리인
양성보

전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **얼라인먼트 키로 동작하는 임플란트 센서, 임플란트 센서를 포함하는 임플란트 디바이스 및 임플란트 디바이스를 포함하는 생체 정보 측정 시스템**

(57) 요약

얼라인먼트 키로 동작하는 임플란트 센서, 임플란트 센서를 포함하는 임플란트 디바이스 및 임플란트 디바이스를 포함하는 생체 정보 측정 시스템을 개시한다. 본 실시예에 따른 임플란트 디바이스는 체내에서 체외의 일 방향으로의 자기 쌍극자 모멘트를 형성하는 임플란트 센서를 포함할 수 있으며, 체내에 삽입되어 임플란트 센서를 이용하여 생체 정보를 측정할 수 있다.

대표도 - 도15

(52) CPC특허분류

A61B 5/14503 (2013.01)

A61B 5/155 (2013.01)

A61B 5/686 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

체내에서 체외의 일 방향으로의 자기 쌍극자 모멘트를 형성하는 임플란트 센서를 포함하고,
체내에 삽입되어 상기 임플란트 센서를 이용하여 생체 정보를 측정하는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 임플란트 센서는, 하나의 포트 급전과 폴디드 더블 루프(folded double loop)가 병합된 3중 폴디드 루프 구조를 갖는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 3

제2항에 있어서,
상기 포트 급전과 폴디드 더블 루프는 단일 급전으로 자기 쌍극자 공진을 형성하도록 병합되는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 4

제2항에 있어서,
상기 3중 폴디드 루프 구조의 상하 대칭 형상에 의해, 상기 3중 폴디드 루프 구조의 상단의 전류와 상기 3중 폴디드 루프 구조의 하단의 전류가 상쇄되어 서브-레이디에이티브(sub-radiative) 공진이 형성되는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 5

제2항에 있어서,
상기 포트 급전의 제1 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제1 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고,
상기 포트 급전의 제2 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제2 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고,
상기 제1 폴디드 루프의 하단의 제2 측과 상기 제2 폴디드 루프의 하단의 제2 측이 서로 연결되는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 6

제2항에 있어서,
상기 3중 폴디드 루프 구조는 PCB(Printed Circuit Board)에 구현되는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 임플란트 센서로 전류를 가하는 전원

을 더 포함하고,

상기 전원에서 상기 임플란트 센서로 가해진 전류에 의해 형성되는 자기 필드에 의해 루프 구조를 갖는 체외의 익스터널 센서에 전류가 유도되고,

상기 익스터널 센서에 유도된 전류의 크기에 기반하여 상기 임플란트 센서의 위치가 결정되는 것

을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 임플란트 센서는, 타원형 구조의 3중 폴디드 루프 구조를 갖고,

타원형 구조의 루프 구조를 갖는 체외의 익스터널 센서에 유도되는 전류의 크기에 기반하여 상기 임플란트 센서의 방향이 결정되는 것

특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 생체 정보를 유전율의 변화에 따른 자기 자기 쌍극자 모멘트 공진의 변화에 기반하여 측정하는 것

을 특징으로 하는 임플란트 디바이스.

청구항 10

하나의 포트 급전 및 폴디드 더블 루프(folded double loop)가 병합된 3중 폴디드 루프 구조를 갖는 임플란트 센서.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 포트 급전과 폴디드 더블 루프는 단일 급전으로 자기 쌍극자 공진을 형성하도록 병합되는 것

을 특징으로 하는 임플란트 센서.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 3중 폴디드 루프 구조의 상하 대칭 형상에 의해, 상기 3중 폴디드 루프 구조의 상단의 전류와 상기 3중 폴디드 루프 구조의 하단의 전류가 상쇄되어 서브-레이디에이티브(sub-radiative) 공진이 형성되는 것

을 특징으로 하는 임플란트 센서.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 포트 급전의 제1 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제1 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고,

상기 포트 급전의 제2 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제2 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고,

상기 제1 폴디드 루프의 하단의 제2 측과 상기 제2 폴디드 루프의 하단의 제2 측이 서로 연결되는 것

을 특징으로 하는 임플란트 센서.

청구항 14

제10항에 있어서,
상기 포트 급전 및 상기 폴디드 더블 루프는 타원형을 갖는 것
을 특징으로 하는 임플란트 센서.

청구항 15

생체 정보 측정 시스템에 있어서,
임플란트 디바이스 및 익스터널 디바이스를 통해 분석물 변화에 따른 특성변화를 측정하여 생체정보의 측정이 가능하며,
상기 임플란트 디바이스는,
체내에서 체외의 일 방향으로의 자기 쌍극자 모멘트를 형성하는 임플란트 센서를 포함하고, 체내에 삽입되어 상기 임플란트 센서를 이용하여 생체 정보를 측정하며,
상기 익스터널 디바이스는 임플란트 디바이스의 구동을 위한 전력을 전달하고, 상기 임플란트 디바이스로부터 전달되는 디지털 데이터를 이용하여 생체 정보에 대한 데이터를 생성하는 것
을 특징으로 하는 생체 정보 측정 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 실시예들은 얼라인먼트 키로 동작하는 임플란트 센서, 임플란트 센서를 포함하는 임플란트 디바이스 및 임플란트 디바이스를 포함하는 생체 정보 측정 시스템과 관련된다.

배경 기술

[0002] 당뇨병, 고지혈증 및 혈전증과 같은 성인 질병의 증가 사례가 지속적으로 보고되고 있다. 이러한 질병을 지속적으로 모니터링하고 관리하는 것이 중요하므로 다양한 바이오 센서를 사용하여 주기적으로 측정해야 한다. 일반적인 유형의 바이오 센서는 손가락에서 채취 한 혈액을 테스트 스트립에 주입한 후 전기 화학적 방법 또는 광도 측정 방법을 사용하여 출력 신호를 정량화하는 방법이다. 이 접근법은 매번 혈액 채취가 필요하기 때문에 사용자에게 많은 고통을 안겨준다.

[0003] 침습적 방법을 이용하는 경우에 임플란트 센서를 피부 내부로 침투시켜 일정 시간동안 측정한 후 외부의 리더기에 인식시켜 생체정보를 측정하는 방법이 존재한다. 이때, 외부의 리더기에서 임플란트 센서가 측정한 생체정보를 수집하기 위해서는 피부 내부에 삽입된 임플란트 센서의 위치를 정확하게 파악할 수 있어야 한다.

[0004] 상기에서 설명된 정보는 단지 이해를 돕기 위한 것이며, 종래 기술의 일부를 형성하지 않는 내용을 포함할 수 있으며, 종래 기술이 통상의 기술자에게 제시할 수 있는 것을 포함하지 않을 수 있다.

[0005] [선행기술문헌번호]

[0006] 한국등록특허 제10-2185556호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 임플란트 디바이스 및 익스터널 디바이스를 통해 분석물 변화에 따른 특성변화를 측정하여 정확한 생체정보의 측정이 가능한 생체 정보 측정 시스템 및 방법을 제공한다.

[0008] 체외의 익스터널 디바이스에서 체내의 임플란트 디바이스의 위치를 정확하게 파악할 수 있도록 얼라인먼트 키로 동작하는 임플란트 센서 및 임플란트 센서를 포함하는 임플란트 디바이스를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0009] 체내에서 체외의 일 방향으로의 자기 쌍극자 모멘트를 형성하는 임플란트 센서를 포함하고, 체내에 삽입되어 상

기 임플란트 센서를 이용하여 생체 정보를 측정하는 것을 특징으로 하는 임플란트 디바이스를 제공한다.

- [0010] 일측에 따르면, 상기 임플란트 센서는, 하나의 포트 급전과 폴디드 더블 루프(folded double loop)가 병합된 3중 폴디드 루프 구조를 갖는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0011] 다른 측면에 따르면, 상기 포트 급전과 폴디드 더블 루프는 단일 급전으로 자기 쌍극자 공진을 형성하도록 병합되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0012] 또 다른 측면에 따르면, 상기 임플란트 디바이스는 상기 3중 폴디드 루프 구조의 상하 대칭 형상에 의해, 상기 3중 폴디드 루프 구조의 상단의 전류와 상기 3중 폴디드 루프 구조의 하단의 전류가 상쇄되어 서브-레이디에이티브(sub-radiative) 공진이 형성되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0013] 또 다른 측면에 따르면, 상기 포트 급전의 제1 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제1 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고, 상기 포트 급전의 제2 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제2 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고, 상기 제1 폴디드 루프의 하단의 제2 측과 상기 제2 폴디드 루프의 하단의 제2 측이 서로 연결되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0014] 또 다른 측면에 따르면, 상기 3중 폴디드 루프 구조는 PCB(Printed Circuit Board)에 구현되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0015] 또 다른 측면에 따르면, 상기 임플란트 디바이스는 상기 임플란트 센서로 전류를 가하는 전원을 더 포함하고, 상기 전원에서 상기 임플란트 센서로 가해진 전류에 의해 형성되는 자기 필드에 의해 루프 구조를 갖는 체외의 익스터널 센서에 전류가 유도되고, 상기 익스터널 센서에 유도된 전류의 크기에 기반하여 상기 임플란트 센서의 위치가 결정되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0016] 또 다른 측면에 따르면, 상기 임플란트 센서는, 타원형 구조의 3중 폴디드 루프 구조를 갖고, 타원형 구조의 루프 구조를 갖는 체외의 익스터널 센서에 유도되는 전류의 크기에 기반하여 상기 임플란트 센서의 방향이 결정되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0017] 또 다른 측면에 따르면, 상기 생체 정보를 유전율의 변화에 따른 자기 자기 쌍극자 모멘트 공진의 변화에 기반하여 측정하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0018] 하나의 포트 급전 및 폴디드 더블 루프(folded double loop)가 병합된 3중 폴디드 루프 구조를 갖는 임플란트 센서를 제공한다.
- [0019] 일측에 따르면, 상기 포트 급전과 폴디드 더블 루프는 단일 급전으로 자기 쌍극자 공진을 형성하도록 병합되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0020] 다른 측면에 따르면, 상기 3중 폴디드 루프 구조의 상하 대칭 형상에 의해, 상기 3중 폴디드 루프 구조의 상단의 전류와 상기 3중 폴디드 루프 구조의 하단의 전류가 상쇄되어 서브-레이디에이티브(sub-radiative) 공진이 형성되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0021] 또 다른 측면에 따르면, 상기 포트 급전의 제1 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제1 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고, 상기 포트 급전의 제2 측은 상기 폴디드 더블 루프의 제2 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고, 상기 제1 폴디드 루프의 하단의 제2 측과 상기 제2 폴디드 루프의 하단의 제2 측이 서로 연결되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0022] 또 다른 측면에 따르면, 상기 포트 급전 및 상기 폴디드 더블 루프는 타원형을 갖는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0023] 임플란트 디바이스 및 익스터널 디바이스를 통해 분석물 변화에 따른 특성변화를 측정하여 생체정보의 측정이 가능하며, 상기 임플란트 디바이스는 체내에서 체외의 일 방향으로의 자기 쌍극자 모멘트를 형성하는 임플란트 센서를 포함하고, 체내에 삽입되어 상기 임플란트 센서를 이용하여 생체 정보를 측정하며, 상기 익스터널 디바이스는 임플란트 디바이스의 구동을 위한 전력을 전달하고, 상기 임플란트 디바이스로부터 전달되는 디지털 데이터를 이용하여 생체 정보에 대한 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 시스템이 제공된다.

발명의 효과

- [0024] 임플란트 디바이스 및 익스터널 디바이스를 통해 분석물 변화에 따른 특성변화를 측정하여 정확하게 생체정보를

측정할 수 있다.

[0025] 체외의 익스터널 디바이스에서 체내의 임플란트 디바이스의 위치를 정확하게 파악할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템의 예를 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 임플란트 디바이스의 내부 구성의 예를 도시한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 익스터널 디바이스의 내부 구성의 예를 도시한 도면이다.

도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 임플란트 디바이스의 S11 파라미터의 응답 곡선을 도시한 그래프이다.

도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 익스터널 디바이스의 S21 파라미터의 응답 곡선을 도시한 그래프이다.

도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템의 모드별 동작을 도시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 분석물 측정 센서의 모드별 전파 패턴을 도시한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템에서 임플란트 디바이스 및 익스터널 디바이스의 산란 파라미터의 응답 곡선을 도시한 그래프이다.

도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 임플란트 디바이스의 생체 정보 측정 방법의 예를 도시한 도면이다.

도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 익스터널 디바이스의 생체 정보 측정 방법의 예를 도시한 도면이다.

도 11 내지 도 14는 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 예를 도시한 도면들이다.

도 15 및 도 16은 본 발명의 일실시예에 있어서, 단일 피딩 구조를 갖는 폴디드 루프의 예를 도시한 도면들이다.

도 17은 본 발명의 일실시예에 있어서, 삽입형 센서의 원리와 설계 과정의 예를 도시한 도면이다.

도 18은 본 발명의 일실시예에 있어서, 3중 루프 구조가 구현된 PCB(Printed Circuit Board)의 예를 도시한 도면이다.

도 19는 본 발명의 일실시예에 있어서, 유전율에 따른 센서의 공진 변화의 예를 나타낸 그래프이다.

도 20은 본 발명의 일실시예에 있어서, 삽입형 센서 구조에 흐르는 전류의 예를 도시한 도면이다.

도 21은 본 발명의 일실시예에 있어서, 삽입형 센서의 다중극 전개 결과의 예를 도시한 그래프이다.

도 22는 본 발명의 일실시예에 있어서, 자기 커플링을 이용하여 삽입형 센서 구조에 흐르는 전류를 위쪽의 리더기에서 리더아웃(read-out)할 수 있음을 도시한 도면이다.

도 23은 본 발명의 일실시예에 있어서, 단일 센서의 S11 파라미터 측정 결과의 예를 도시한 그래프이다.

도 24는 본 발명의 일실시예에 있어서, 리더기의 부하(load)에 걸리는 전류의 예를 도시한 그래프이다.

도 25 및 도 26은 본 발명의 일실시예에 있어서, 임플란트 센서와 익스터널 센서간의 거리에 따른 주파수 특성 변화의 예를 도시한 그래프들이다.

도 27은 본 발명의 일실시예에 있어서, 익스터널 센서의 위치 이동의 예를 도시한 도면이다.

도 28은 본 발명의 일실시예에 있어서, 익스터널 센서의 부하에 걸리는 전류를 측정하는 그래프이다.

도 29는 본 발명의 일실시예에 있어서, 익스터널 센서의 부하에 걸리는 전류의 그래프에서의 최대값, 최소값, 노치 밴드위스(Notch Bandwidth) 등의 값들을 색상으로 시각화한 데이터의 예를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 이하에서, 첨부된 도면을 참조하여 실시예들을 상세하게 설명한다. 그러나, 실시예들에는 다양한 변경이 가해질 수 있어서 특허출원의 청구범위가 이러한 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 실시예들에 대한 모든 변경, 균등물 내지 대체물이 청구범위에 포함되는 것으로 이해되어야 한다.

[0028] 실시예에서 사용한 용어는 단지 설명을 목적으로 사용된 것으로, 한정하려는 의도로 해석되어서는 안 된다. 단

수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [0029] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0030] 또한, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 실시예를 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 실시예의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.
- [0031] 또한, 실시예의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제1, 제2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성요소에 "연결", "결합" 또는 "접속"된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 또 다른 구성 요소가 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.
- [0032] 어느 하나의 실시예에 포함된 구성요소와, 공통적인 기능을 포함하는 구성 요소는, 다른 실시예에서 동일한 명칭을 사용하여 설명하기로 한다. 반대되는 기재가 없는 이상, 어느 하나의 실시예에 기재한 설명은 다른 실시예에도 적용될 수 있으며, 중복되는 범위에서 구체적인 설명은 생략하기로 한다.
- [0033] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템의 예를 도시한 도면이다. 본 실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템은 임플란트 디바이스(100) 및 익스터널 디바이스(200)를 포함할 수 있다.
- [0034] 간질액에서 생체 정보의 측정을 위해 제작된 EM(Electro-Magnetic) 기반 센서(110)를 포함하는 임플란트 디바이스(100)는 피부 밑에 위치하여 임플란트 디바이스(100) 주변의 유전율(Permittivity)에 따라서 그 공진주파수(Resonant frequency)가 바뀌는 특성을 가진다. 임플란트 디바이스(100)가 포함하는 EM 기반 센서(110)를 동작 시키려면 주파수가 일정하게 변하는 신호가 주입되어야 하고, 이러한 신호가 EM 기반 센서(110)를 통해 변화되면 이를 측정하는 인터페이스 회로(120)가 필요하다. 또한, 익스터널 디바이스(200)는 프링징 전계(fringing field)를 기반으로 한 커플링 세기 변화를 통해 간질액의 생체 정보의 변화(일례로, 혈당의 농도 변화)를 예측할 수 있다. 이때, 이러한 임플란트 디바이스(100)와 익스터널 디바이스(200)를 이용한 여러 가지 다중모드를 이용함으로써 생체 정보의 측정의 정확도를 보완할 수 있다.
- [0035] 임플란트 디바이스(100)는 간질액에서 생체 정보의 측정을 위해 제작된 EM 기반 센서(110)와 함께, EM 기반 센서(110)를 통해 변화되는 신호를 측정하기 위한 센서 인터페이스(120)를 포함할 수 있으며, 센서 인터페이스(120)는 LNA(Low-Noise Amplifier, 121), 포락선 검출기(Envelope Detector, 122) 및 ADC(Analog-Digital Converter, 123)를 포함할 수 있다. 이러한 센서 인터페이스(120)에 대해서는 도 2를 통해 더욱 자세히 설명한다.
- [0036] 익스터널 디바이스(200)는 공진기(300)를 통해 임플란트 디바이스(100)로 전력을 전달할 수 있으며, 임플란트 디바이스(100)와 익스터널 디바이스(200)간의 데이터 전송도 이러한 공진기(300)를 이용하여 이루어질 수 있다. 공진기(300)는 임플란트 디바이스(100)에 포함되는 제1 회로(일례로, 코일 및 콘덴서로 이루어지는 전기회로로서 무선전력수신부)와 익스터널 디바이스(200)에 포함되는 회로(일례로, 코일 및 콘덴서로 이루어지는 전기회로로서 무선전력전송부)간의 공진현상을 이용하여 특정 주파수의 파나 진동을 유도할 수 있다. 도 1의 실시예에서는 13.56MHz의 주파수를 사용하는 것으로 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0037] 이때, 임플란트 디바이스(100)는 공진기(300)를 통해 전달되는 전력의 관리를 위해, 정류기(Rectifier, 130), 프로텍터(Protector, 120) 및 레귤레이터(Regulator, 130)를 더 포함할 수 있다. 정류기(110)는 공진기(300)를 통해 전달되는 교류전력에서 직류전력을 얻기 위해 사용될 수 있으며, 레귤레이터(130)는 일정한 전압을 유지시키기 위해 사용될 수 있다. 프로텍터(120)는 과전압 보호기로서 익스터널 디바이스(200)로부터 전력을 송신할 때, 임플란트 디바이스(100)에서 높은 전력에 의해 시스템에 손상이 가는 것을 방지하기 위해 사용될 수 있다.

- [0038] 익스터널 디바이스(200)는 도 1에 도시된 바와 같이, 전력 증폭기(Power Amplifier, 210), AP(Application Processor, 220), 데이터 복구(Data Recovery) 모듈(230), 익스터널 센서(240), 배터리(Battery, 250), 크리스탈 오실레이터(X-tal OSC(oscillator), 260), 레귤레이터(270) 및 블루투스 모듈(280)을 포함할 수 있다. 익스터널 센서(240)는 익스터널 디바이스(200)가 직접 생체 정보를 측정하기 위한 EM 기반의 혈당 센서(Glucose Sensor, 241) 및 주변 환경에 대한 정보(일례로, 온도)를 측정하기 위한 환경 센서(Environmental Sensor, 242)를 포함할 수 있다. EM 기반의 혈당 센서(241)는 하나의 예시로, 다양한 생체 정보를 측정하기 위한 하나 이상의 EM 기반 센서가 익스터널 센서(240)에 포함될 수 있다. 배터리(250)는 익스터널 디바이스(200)로 전력을 공급하기 위해 사용될 수 있으며, 크리스탈 오실레이터(260)는 정확한 주파수를 생성하기 위해 사용될 수 있다. 레귤레이터(270)는 일정한 전압을 유지시키기 위해 사용될 수 있으며, 블루투스 모듈(280)은 스마트폰 등과 같은 다른 익스터널 디바이스와 통신하기 위해 사용될 수 있다. 블루투스는 하나의 예시일 뿐, 다른 익스터널 디바이스와 통신하기 위한 다양한 통신 프로토콜과 통신 프로토콜에 대응하는 통신 모듈들이 활용될 수도 있다. AP(220)는 MCU(Micro Control Unit)으로서 임플란트 디바이스(100)와 익스터널 디바이스(200)의 전력을 모니터링하여 필요 이상의 전력이 송신되는 것을 관리(Power Control)할 수 있다. 또한, 블루투스 모듈(280), 익스터널 센서(240)로부터 수신되는 데이터들을 제어할 수 있으며, 임플란트 디바이스(100)로부터 전달되는 데이터를 처리할 수 있다. 이러한 전력의 관리나 데이터의 제어/처리는 AP가 포함하는 알고리즘(Algorithm)에 따라 이루어질 수 있다. 데이터 복구 모듈(230)은 임플란트 디바이스(100)로부터 전달되는 데이터를 복구할 수 있는 인밴드 데이터 복구(in-band data recovery) 시스템을 포함할 수 있다. 일례로, 임플란트 디바이스(100)는 측정한 데이터를 변조(modulation, LSK, FSK, OSK 등) 방법을 통해 수백에서 수천 kHz의 신호로 변조한 후, 13.56 MHz의 신호에 실어서 보낼 수 있다. 이 경우, 익스터널 디바이스(200)의 데이터 복구 모듈(230)은 데이터에 따라 전력이 일정 부분 감소했다가 다시 정상 전력 레벨을 보이는 것을 복조하여 13.56MHz의 신호를 필터링함으로써, 데이터를 위한 신호를 복원할 수 있다. 이 외에도, 익스터널 디바이스(200)는 임플란트 디바이스(100)의 구동을 위한 전력의 전달을 위한 무선전력전송 시스템을 포함할 수 있다.
- [0039] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 임플란트 디바이스의 내부 구성의 예를 도시한 도면이다. 센서 인터페이스(120)는 EM 기반 센서(110)의 S-파라미터(S-parameter) 특성, 즉 EM 기반 센서(110)로부터 반사되어 돌아오는 RF(Radio Frequency)의 전력 수준(power level)을 측정하여 디지털 데이터로 변환할 수 있다. 디지털 데이터로 변환된 데이터는 임플란트 디바이스(100)에 의해 체외(일례로, 익스터널 디바이스(200))로 전송될 수 있다.
- [0040] 센서 인터페이스(120)는 앞서 설명한 바와 같이 LNA(121), 포락선 검출기(122) 및 ADC(123)를 포함할 수 있다. 도 2의 실시예에서는 주파수 선택 필터(frequency-selective filter, 124) 및 증폭기(AMP(Amplifier), 125)를 더 포함할 수 있다.
- [0041] LNA(121)는 익스터널 디바이스(200)에서 전송하는 특정 주파수의 RF 신호를 수신할 수 있으며, 주파수 선택 필터(124)는 피하 삽입된 EM 기반 센서(110)와 연동되어 센서 주변의 타겟 물질(일례로, 혈당)의 농도에 따른 주파수 선택 특성을 가져 EM 기반 센서(110)에 의해 반사되어 돌아오는 신호의 크기에 대한 필터 동작을 처리할 수 있다. 포락선 검출기(122)는 S-파라미터 중 S11에서 반사된 신호를 DC(Direct Current) 레벨로 변환하여 최저점을 찾을 수 있다. 증폭기(125)는 포락선 검출기(122)의 출력을 ADC(123)에 맞게 조절할 수 있으며, ADC(123)는 증폭된 신호를 디지털화하여 SWIPT(Simultaneous Wireless Information and Power Transfer) IC(Integrated Circuit)으로 전달할 수 있다. 이러한 SWIPT IC는 앞서 설명한 정류기(130), 프로텍터(120), 레귤레이터(130), 그리고 공진기(300) 중 임플란트 디바이스(100)에 포함되는 제1 회로 등을 포함하는 회로일 수 있다. ADC(123)는 일례로, 30 dB 이상의 신호범위를 충분히 다룰 수 있도록 구현될 수 있다.
- [0042] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 익스터널 디바이스의 내부 구성의 예를 도시한 도면이다. 외부 판독 모듈(External Reader Module, 400)은 익스터널 디바이스(200)에 포함될 수 있으며, 전력 증폭기(Power AMP(Amplifier), 210) 및 위상 고정 루프(Phase-Locked Loop, 410)를 포함할 수 있다. 이러한 외부 판독 모듈(400)은 임플란트 디바이스(100)가 포함하는 EM 기반 센서(110)의 S-파라미터 특성 변화를 측정할 수 있도록 충분히 넓은 주파수 대역에 걸쳐 EM 기반 센서(110)를 구동해주는 주파수 스위핑 및 구동(frequency sweeping and driving) 회로를 포함할 수 있다. 이를 통해 외부 판독 모듈(400)을 구성하는 위상 고정 루프(410)는 피하에 삽입된 임플란트 디바이스(100)의 주파수 스캔을 처리할 수 있으며, 전력 증폭기(210)는 임플란트 디바이스(100)의 구동을 위한 전력을 제공할 수 있다.
- [0043] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 임플란트 디바이스의 S11 파라미터의 응답 곡선을 도시한 그래프이고, 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 익스터널 디바이스의 S21 파라미터의 응답 곡선을 도시한 그래프이다.

- [0044] 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템의 모드별 동작을 도시한 도면이다. 생체 정보 측정 시스템의 모드는 침습모드, 단일모드 및 배열모드의 세 가지 모드를 포함할 수 있다.
- [0045] 침습모드는 세 가지 모드 중에서 정밀한 혈당 측정 역할을 맡은 모드로, 피부 밑에 주사기로 삽입될 수 있는 직경 3mm 미만의 초소형 EM 센서를 통해, 간질액층에 확산된 혈당 변화를 5분 간격으로 측정하는 모드일 수 있다. 침습모드를 위한 센서는 전자기파를 광대역에 걸쳐 조밀한 주파수로 센서 주변을 스캔하며, 주파수별로 반사되는 EM의 특성 분석을 통해 혈당 변화에 따른 유전율 변화를 정밀하게 측정할 수 있다. 이러한 침습모드는 EM 기반의 비침습식 외부 부착형 혈당 센서에 비하여 측정시의 압력, 온도, 습도, 움직임 등의 영향이 배제되어 정확한 혈당 측정을 가능하게 할 수 있다.
- [0046] 단일모드는 침습모드에 비해 정밀도는 조금 떨어져도 보다 광범위한 영역에서의 혈당측정을 맡은 모드로, 체외 피부 표면에 부착하는 EM 센서를 통하여, 침습모드와 동일한 간질액층의 혈당 변화를 5분 간격으로 측정하는 모드일 수 있다. 단일모드 센서는 두 개의 EM 센서 간의 간섭(coupling) 변화로부터 간질액층에 침투하는 전자기파의 변화 분석을 통해 혈당을 측정하는 비침습식 혈당 센싱 모드입니다. 즉, 단일모드는 다소 거칠지만 넓은 영역에 걸쳐 대략적인 혈당의 범위를 결정하고(coarse scanning), 침습모드는 결정된 범위 내에서 정밀하게 스캔하여(fine scanning), Mode1과 Mode2 센싱정보의 융합(fusion)을 통해 40~600mg/dl에 달하는 넓은 영역에서 정확한 혈당값 측정을 가능하게 하는 이종(異種) 센서 반복(heterogeneous sensor redundancy)을 구현할 수 있다.
- [0047] 배열모드는 정밀도는 많이 떨어져도 큰 혈당 변화가 있을 때 실시간으로 그 위험성을 감지하는 역할을 맡은 모드로, 체외 피부 표면에 부착하는 EM 센서를 통하여 간질액층을 통과해 더 깊은 곳에 위치한 혈관 내의 혈당 변화를 실시간으로 모니터링하는 모드일 수 있다. 배열모드 센서는 여러 개의 EM 센서를 동시에 병렬로 동작시켜 EM의 침투 깊이를 증가시키는 원리로, 혈관 내에서의 급격한 혈당 변화를 실시간으로 센싱할 수 있다. 간질액층에서의 혈당값은 혈관 내 실제 혈당값에 비하여 5~20분 가량의 시간 지연이 있기 때문에 배열모드는 혈관 내 혈당변화를 통해 실시간 혈당측정을 구현할 수 있다.
- [0048] 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 혈당 측정 센서의 모드별 전파 패턴을 도시한 도면이다. 모드 1인 침습 모드에서는 피하의 지방층에 대해, 모드 2인 단일모드에서는 근육층 일부까지, 모드 3인 배열모드에서는 혈관까지 전파가 도달하는 예를 나타내고 있다.
- [0049] 도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 정보 측정 시스템에서 임플란트 디바이스 및 익스터널 디바이스의 산란 파라미터의 응답 곡선을 도시한 그래프이다. 도 8의 그래프들은 생체 정보(일례로, 혈당)의 변화에 따른 임플란트 디바이스(100) 및 익스터널 디바이스(200)에서의 공진 주파수(resonance frequency)의 변화를 나타내고 있다. 임플란트 디바이스(100)에서 유전율이 올라가면, 혈당수치는 내려가는 현상을 시뮬레이션으로 도출한 것으로, 혈당수치가 올라가면 유전율이 내려가고 공진 주파수는 올라가게 된다.
- [0050] 내부의 센서(일례로, 임플란트 디바이스(100))를 구동하기 위한 주파수를 생성하기 위한 주파수 생성 시스템의 면적이 크기 때문에, 본 발명의 실시예들에서는 이를 극복하기 위해서 외부(일례로, 익스터널 디바이스(200))에서 내부의 센서로 주파수를 전달해줄 수 있다.
- [0051] 이러한 생체 정보 측정 시스템에서는 무선전력전송과 데이터 전송에 대해서 13.56 MHz의 주파수를 사용할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 무선전력전송기법을 통해서 익스터널 디바이스(200)에서 배터리와 같은 별도의 전력공급유닛이 없는 임플란트 디바이스(100)로 전력이 공급될 수 있으며, 임플란트 디바이스(100)의 센서 인터페이스(120)에 전력이 공급될 수 있다. 임플란트 디바이스(100)를 구동하기 위한 수 기가헤르츠의 주파수를 일정 간격에 맞춘 스위핑 주파수(sweeping frequency)를, 익스터널 디바이스(200)는 외부 판독 모듈(400)을 통해 생성하고, 임플란트 디바이스(100)로 전달할 수 있다.
- [0052] 익스터널 디바이스(200)에서 임플란트 디바이스(100)로 전달된 주파는 EM 기반 센서(110)를 구동할 수 있다. 이때, EM 기반 센서(110)는 주변의 혈당 변화에 의해서 유전율(permittivity)이 변화하여 S-파라미터 특성을 변화시킨다.
- [0053] 산란 파라미터(S11)의 값은 특정 공진주파수에서 낮아지게 된다. 최저점을 찾기 위해, 익스터널 디바이스(200)는 외부 판독 모듈(400)을 통해서 넓은 대역을 주파수 스위프(frequency sweep)하여 임플란트 디바이스(100)로 전달한다. EM 기반 센서(110)로부터 반사된 각각의 주파수 특성들은 주파수 선택 필터(124)에 의해 EM 기반 센서(110)에서와 마찬가지로 주변 타겟 물질(일례로, 혈당)의 농도에 따라 주파수 선택(frequency selective)의 특성이 변화하여 필터링될 수 있다. 각각의 주파수들은 포락선 검출기(122)로 전달될 수 있으며, 포락선 검출

기(122)에서 최소값을 찾을 수 있다. 포락선 검출기(Envelope Detector)에서의 출력의 크기가 너무 크거나 작으면 ADC(123) 입력에 영향을 줄 수 있기 때문에 기저대역 증폭기(Baseband amplifier, 일레로 증폭기(125))를 통해서 ADC(123)에 입력되는 신호의 크기를 30 dB 이상의 입력으로 맞출 수 있다. 기저대역 증폭기(Baseband amplifier)에서 조절된 출력이 ADC(123)의 입력으로 들어가 0, 1의 디지털신호로 변환된 뒤 LSK(Load Shift Keying) 변조 등의 역산란 통신(back scattering communication) 기법을 통해 외부의 엑스터널 디바이스(200)로 전달될 수 있다. 엑스터널 디바이스(200)는 임플란트 디바이스(100)로부터 전달되는 디지털신호(디지털 데이터)를 이용하여 생체 정보에 대한 데이터를 생성할 수 있으며, 통신 모듈을 통해 다른 엑스터널 디바이스(일레로, 스마트폰)로 생성된 데이터를 전달할 수 있다.

- [0054] 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 임플란트 디바이스의 생체 정보 측정 방법의 예를 도시한 도면이다. 본 실시예에 따른 생체 정보 측정 방법은 앞서 설명한 임플란트 디바이스(100)에 의해 수행될 수 있다.
- [0055] 단계(910)에서 임플란트 디바이스(100)는 엑스터널 디바이스(200)가 전송하는 특정 주파수의 RF 신호를 수신할 수 있다. 여기서 수신되는 RF 신호는 무선전력전송을 통해 전송되는 전력을 포함할 수 있으며, 임플란트 디바이스(100)의 구동을 위해 활용될 수 있다.
- [0056] 단계(920)에서 임플란트 디바이스(100)는 엑스터널 디바이스(200)가 전송하는 주파수가 스위핑된 신호에 따라 임플란트 디바이스가 포함하는 EM 기반 센서(110)가 반사하는 신호를 주파수 선택 필터(124)를 통해 필터링할 수 있다. 임플란트 디바이스(100)의 주변의 유전율에 따라 공진주파수가 바뀌는 특성에 기반하여 혈당이 측정될 수 있으며, 이를 위해, 엑스터널 디바이스(200)는 위상 고정 루프(410)를 통해 주파수를 스위핑하면서 신호를 임플란트 디바이스(100)로 전달할 수 있다. 이때, 임플란트 디바이스(100)는 EM 기반 센서(110)가 반사하는 신호를 수신하여 주파수 선택 필터(124)를 통해 필터링함으로써, 필터링된 주파수의 신호들을 출력할 수 있다.
- [0057] 단계(930)에서 임플란트 디바이스(100)는 필터링된 신호를 포락선 검출기(122)를 통해 DC 레벨로 변환하여 최소값을 찾을 수 있다.
- [0058] 단계(940)에서 임플란트 디바이스(100)는 최소값을 포함하는 신호를 디지털 데이터로 변환할 수 있다. 일레로, 임플란트 디바이스(100)는 증폭기(125)로 최소값을 포함하는 신호의 크기를 일정 크기 이상으로 증폭할 수 있으며, ADC(123)로 증폭된 신호를 디지털 데이터로 변환할 수 있다.
- [0059] 단계(950)에서 임플란트 디바이스(100)는 디지털 데이터를 엑스터널 디바이스(200)로 전송할 수 있다. 앞서 SWIPT IC를 이용하여 디지털 데이터를 엑스터널 디바이스(200)로 전달할 수 있음을 설명한 바 있다.
- [0060] 도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 엑스터널 디바이스의 생체 정보 측정 방법의 예를 도시한 도면이다. 본 실시예에 따른 생체 정보 측정 방법은 앞서 설명한 엑스터널 디바이스(200)에 의해 수행될 수 있다.
- [0061] 단계(1010)에서 엑스터널 디바이스(200)는 임플란트 디바이스(100)가 포함하는 EM 기반 센서(110)의 구동을 위해, 위상 고정 루프(410)를 통해 주파수를 스위핑하면서 신호를 임플란트 디바이스(100)로 전송할 수 있다.
- [0062] 단계(1020)에서 엑스터널 디바이스(200)는 전력 증폭기를 통해 임플란트 디바이스(100)의 구동을 위한 전력을 제공할 수 있다. 일레로, 엑스터널 디바이스(200)는 전력 증폭기(210)를 통해 특정 주파수의 RF 신호를 임플란트 디바이스(100)로 전송할 수 있다.
- [0063] 단계(1030)에서 엑스터널 디바이스(200)는 주파수가 스위핑된 신호에 따라 EM 기반 센서(110)가 반사하는 신호 중 임플란트 디바이스(100)가 검출한 최소값을 포함하는 신호로부터 변환된 디지털 데이터를 임플란트 디바이스로부터 수신할 수 있다. 이 경우, 엑스터널 디바이스(200)는 임플란트 디바이스의 주변의 유전율에 따라 공진주파수가 바뀌는 특성에 기반하여 혈당이 측정할 수 있다.
- [0064] 도 11 내지 도 14는 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 예들을 도시한 도면들이다. 자석과 같이 한쪽은 N극 반대쪽은 S극을 갖는 물질을 자기쌍극자라 한다. 전기력에서 전기력을 일으키는 단위는 (-)전하와 (+)전하다. 물질은 전기적으로 (-)극을 갖거나 (+)극을 갖는 물질로 나눌 수 있고, 이 둘 사이에 작용하는 전기력 현상을 볼 수 있다. 하지만 자기력을 갖는 물질은 N극과 S극으로 양분될 수 없고, 항상 한쪽은 N극 다른 쪽은 S극을 띤 자기 쌍극자 형태로 나타나게 된다. 이때, 자기 쌍극자의 크기는 자기 쌍극자 모멘트로 나타낼 수 있다. 예를 들어, 원형으로 만든 전선에 전류 I가 흐를 때, 이 원형 전선의 넓이를 S라 하면, 자기 쌍극자 모멘트의 크기는 전류와 넓이를 곱한 값 IS가 되고, 자기 쌍극자 모멘트의 방향은 전류의 방향으로 오른손 검지를 감쌀 때 엄지손가락이 가리키는 방향이 된다.
- [0065] 이때, 도 11은 스몰 루프(small loop)의 예로서, $\lambda/2$ 의 둘레를 가지며, 한 방향으로 회전하지만, 전류 비대칭

으로 자기 쌍극자 모멘트 공진을 가질 수 있다. 도 12는 라지 루프(large loop)의 예로서, λ 의 둘레를 가지며, 반대방향의 전류를 가지므로 자기 쌍극자 모멘트가 상쇄될 수 있다. 도 13 및 도 14는 폴디드 루프(folded loop)의 예(도 13의 폴디드 싱글 루프(folded single loop)와 도 14의 폴디드 더블 루프(folded double loop))로서, λ 의 둘레를 가지는 루프를 접을 경우 강한 자기 쌍극자 모멘트가 생성되며 보강간섭을 일으킬 수 있음을 나타내고 있다.

[0066] 자기 쌍극자 공진을 위해 가장 일반적인 루프의 반 파장 둘레($\lambda/2$ 의 둘레)를 갖는 형상(일례로, 도 11의 스몰 루프)을 적용하게 되는 경우, 한 방향으로 회전하지만, 전류 비대칭으로 인해 자기 쌍극자 모멘트가 유효한 공진을 가질 수 있다. 이때, 한 파장의 둘레(λ 의 둘레)를 갖게 되는 경우에서도 반대방향의 전류를 갖게 되므로, 자기 쌍극자 모멘트가 상쇄될 수 있다. 하지만 이를 접게 되는 경우(도 13의 폴디드 싱글 루프)에는 동일한 방향으로의 전류가 형성되고, 반대편에 동위상의 루프를 위치시킬 경우(도 14의 폴디드 더블 루프) 강한 자기 쌍극자 모멘트를 생성시킬 수 있다.

[0067] 도 15 및 도 16은 본 발명의 일실시예에 있어서, 단일 피딩 구조를 갖는 폴디드 루프의 예를 도시한 도면들이다. 본 실시예에 따른 폴디드 루프는 임플란트 디바이스(100)에 포함되는 임플란트 센서의 형상의 예일 수 있다. 이러한 임플란트 센서의 형상은 하나의 포트 급전(one port feeding)과 폴디드 더블 루프(folded double loop)를 병합하여, 단일 급전으로 자기 쌍극자 공진을 가능하게 할 수 있다. 도 15는 하나의 포트 급전의 제1 측이 폴디드 더블 루프의 제1 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되고, 하나의 포트 급전의 제2 측이 폴디드 더블 루프의 제2 폴디드 루프의 상단의 제1 측과 연결되며, 제1 폴디드 루프의 하단의 제2 측과 제2 폴디드 루프의 하단의 제2 측이 서로 연결된 모습을 나타내고 있다. 이때, 도 15에는 나타나 있지 않지만, 하나의 포트 급전이 전원과도 연결되어 3중 폴디드 루프 구조에 전류가 가해질 수 있다.

[0068] 이러한 3중 폴디드 루프 구조의 경우 상하 대칭 형상으로서 전류의 상쇄를 유도하여 서브-레이디에이티브(sub-radiative) 공진이 형성될 수 있다.

[0069] 도 17은 본 발명의 일실시예에 있어서, 임플란트 센서의 원리와 설계 과정의 예를 도시한 도면이고, 도 18은 본 발명의 일실시예에 있어서, 3중 루프 구조가 구현된 PCB(Printed Circuit Board)의 예를 도시한 도면이며, 도 19는 본 발명의 일실시예에 있어서, 유전율에 따른 센서의 공진 변화의 예를 도시한 그래프이다.

[0070] 이때, 도 17은 3중 루프 구조에 의해 상하 대칭 형상으로서 전류의 상쇄를 유도하여 자기 쌍극자 모멘트가 한 방향으로 형성되어 서브-레이디에이티브 공진이 형성될 수 있음을 나타내고 있으며, 도 18은 이러한 3중 루프 구조가 FR4 기판의 PCB에 구현된 예를 나타내고 있다. 도 19에서는 유전율이 바뀔 때 공진점이 바뀌는 것을 볼 수 있다.

[0071] 도 20은 본 발명의 일실시예에 있어서, 임플란트 센서 구조에 흐르는 전류의 예를 도시한 도면이며, 도 21은 본 발명의 일실시예에 있어서, 임플란트 센서의 다중극 전개 결과의 예를 도시한 그래프이고, 도 22는 본 발명의 일실시예에 있어서, 자기 커플링을 이용하여 임플란트 센서(일례로, 임플란트 디바이스(100)의 센서) 구조에 흐르는 전류를 위쪽의 엑스터널 센서(일례로, 엑스터널 디바이스(200)의 센서)에서 리드아웃(read-out)할 수 있음을 도시한 도면이다.

[0072] 이때, 도 20은 2.9 GHz 대역에서 임플란트 센서의 루프 구조에 전류가 어떻게 흐르는지를 나타내며, 도 21은 그에 따른 다중극 전개의 결과를 보여준다. 도 21의 그래프에서 빨간색 선과 같이, 공진이 생기는 2.9GHz 대역에서 자기 쌍극자가 극대화됨을 볼 수 있다. 이러한 현상을 이용해, 도 22에서와 같이 자기 커플링(magnetic coupling)을 이용하여, 아래쪽의 임플란트 센서에 흐르는 전류가 위쪽 엑스터널 센서로 유도될 수 있으며, 이에 따라 엑스터널 센서를 통해 신호를 리드아웃할 수 있다.

[0073] 도 23은 본 발명의 일실시예에 있어서, 단일 센서의 S11 파라미터 측정 결과의 예를 도시한 그래프이고, 도 24는 본 발명의 일실시예에 있어서, 리더기의 부하(load)에 걸리는 전류의 예를 도시한 그래프이다. 앞서 도 22에서와 같이 임플란트 센서의 위측에 엑스터널 센서를 병렬로 배치시켜 임플란트 센서에는 급전을, 엑스터널 센서에는 부하(load)를 연결한 후, 임플란트 센서에 생기는 전류 루프를 통해 자기 쌍극자가 우세하게 되며, 이에 따른 와상 전류(eddy-current)를 통해 엑스터널 센서의 루프 구조에 전류를 유도하였다. 도 24의 그래프는 엑스터널 센서의 부하에 걸리는 전류를 확인한 그래프로서 엑스터널 센서의 전류 루프에 전류가 유도되었음을 확인할 수 있다. 다시 말해, 임플란트 센서는 도 23의 그래프와 같이 S-파라미터를 측정할 수 있으며, 이를 엑스터널 센서로 전달할 수 있다.

[0074] 도 25 및 도 26은 본 발명의 일실시예에 있어서, 임플란트 센서와 엑스터널 센서간의 거리에 따른 주파수 특성

변화의 예를 도시한 그래프들이다.

- [0075] 임플란트 센서의 루프와 엑스터널 센서의 루프의 중간부분을 한 축 상에 놓고 병렬적으로 배치한 후, 임플란트 센서와 엑스터널 센서간의 거리 d 를 변화시키면서 주파수에 따른 S-파라미터를 시뮬레이션을 통하여 분석하였다. 도 25의 그래프는 임플란트 센서와 엑스터널 센서간의 거리 d 가 가까울수록 단일 센서(임플란트 센서)에서 자기 쌍극자에 의해 생기는 공진 부분에서 반사가 증가함을 나타내고 있으며, 도 26의 그래프는 부하에 걸리는 전류 또한 거리 d 가 가까울수록 자기 쌍극자가 생기는 주파수를 기준으로 두 전류 피크(current Peak)가 멀어짐을 나타내고 있다. 역으로, 이러한 주파수 특성변화에 기반하여 임플란트 센서와 엑스터널 센서간의 거리를 측정할 수 있음을 쉽게 이해할 수 있을 것이다.
- [0076] 도 27은 본 발명의 일실시예에 있어서, 엑스터널 센서의 위치 이동의 예를 도시한 도면이고, 도 28은 본 발명의 일실시예에 있어서, 엑스터널 센서의 부하에 걸리는 전류를 측정한 그래프이고, 도 29는 본 발명의 일실시예에 있어서, 엑스터널 센서의 부하에 걸리는 전류의 그래프에서의 최대값, 최소값, 노치 밴드위스(Notch Bandwidth) 등의 값들을 색상으로 시각화한 데이터의 예를 도시한 도면이다. 가운데 일라인먼트가 일직선으로 되어있을 때, [최대값: 붉은색] 및 [최소값: 노란색]의 둘 중 하나를 갖는 것을 볼 수 있으며, 이를 실제 제품에 적용할 수 있다. 다시 말해, 임플란트 센서의 루프와 엑스터널 센서의 루프의 중간부분이 한 축 상에 놓이는 경우에 엑스터널 센서의 부하에 걸리는 전류가 최대값을 가질 수 있으며, 이는 임플란트 센서가 일라인먼트 키로서 동작할 수 있음을 의미할 수 있다. 임플란트 센서가 일라인먼트 키로서 동작할 수 있다는 것은 체외의 엑스터널 센서를 통해 엑스터널 디바이스(200)에서 체내의 임플란트 디바이스(100)의 임플란트 센서의 위치를 정확하게 측정할 수 있음을 의미할 수 있다.
- [0077] 한편, 이상의 실시예들에서는 임플란트 센서와 엑스터널 센서의 루프가 원형인 예들을 설명하고 있으나, 실시예에 따라 임플란트 센서와 엑스터널 센서의 루프는 타원형으로 구현될 수도 있다. 이 경우, 타원형의 루프에 의해 형성되는 자기 필드(일례로, 앞서 설명한 프린징 전계)에 의해 엑스터널 디바이스(200)는 임플란트 센서의 방향까지 탐지할 수 있다. 예를 들어, 위 아래로 배치된 두 타원형의 루프들에서 두 타원의 장축이 서로 평행한 경우에 엑스터널 센서의 부하에 걸리는 전류가 최대값을 가질 수 있으며, 두 타원의 장축이 서로 틀어질수록(장축간의 각도가 커질수록) 엑스터널 센서의 부하에 걸리는 전류가 감소할 수 있다. 따라서, 이러한 전류의 세기를 통해 현재 임플란트 센서의 방향까지 파악할 수 있게 된다.
- [0078] 임플란트 센서의 위치나 거리, 방향은 임플란트 센서를 포함하는 임플란트 디바이스(100)의 위치나 거리, 방향으로 확장되어 인식될 수 있다.
- [0079] 이때, 본 발명의 실시예들에 따르면, 임플란트 디바이스 및 엑스터널 디바이스를 통해 혈당 변화에 따른 특성변화를 측정하여 정확하게 혈당을 측정할 수 있다. 또한, 체외의 엑스터널 디바이스에서 체내의 임플란트 디바이스의 위치를 정확하게 파악할 수 있다.
- [0080] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 프로세서, 컨트롤러, 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, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 어플리케이션을 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.
- [0081] 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, 컴퓨터 저장 매체 또는 장치에 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능

기록 매체에 저장될 수 있다.

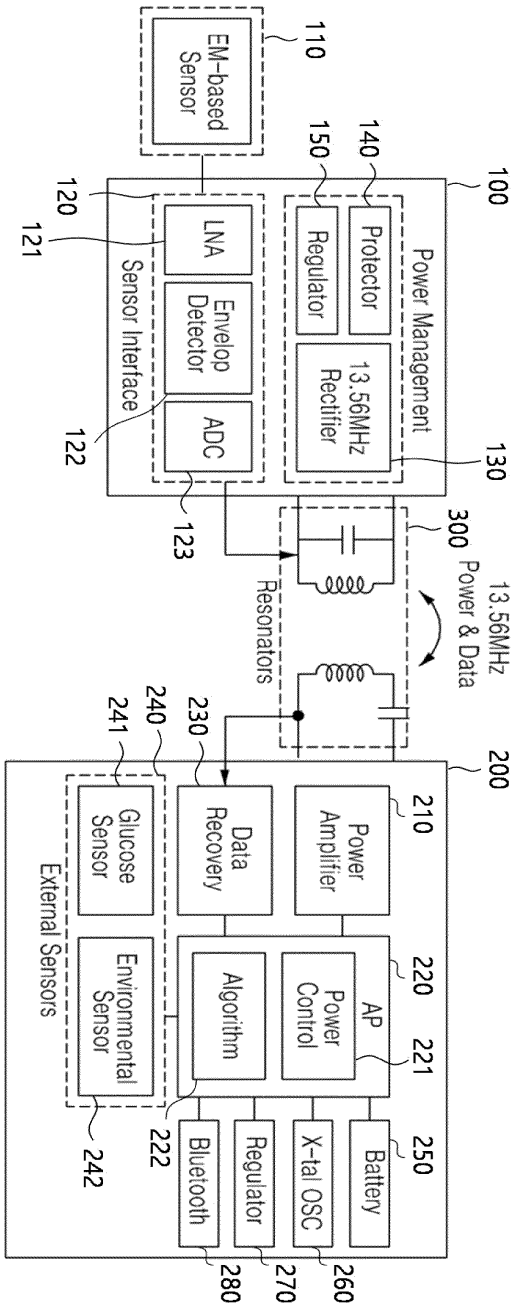
[0082] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 이때, 매체는 컴퓨터로 실행 가능한 프로그램을 계속 저장하거나, 실행 또는 다운로드를 위해 임시 저장하는 것일 수도 있다. 또한, 매체는 단일 또는 수 개의 하드웨어가 결합된 형태의 다양한 기록수단 또는 저장수단일 수 있는데, 어떤 컴퓨터 시스템에 직접 접속되는 매체에 한정되지 않고, 네트워크 상에 분산 존재하는 것일 수도 있다. 매체의 예시로는, 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM 및 DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical medium), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등을 포함하여 프로그램 명령어가 저장되도록 구성된 것이 있을 수 있다. 또한, 다른 매체의 예시로, 어플리케이션을 유통하는 앱 스토어나 기타 다양한 소프트웨어를 공급 내지 유통하는 사이트, 서버 등에서 관리하는 기록매체 내지 저장매체도 들 수 있다.

[0083] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 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.

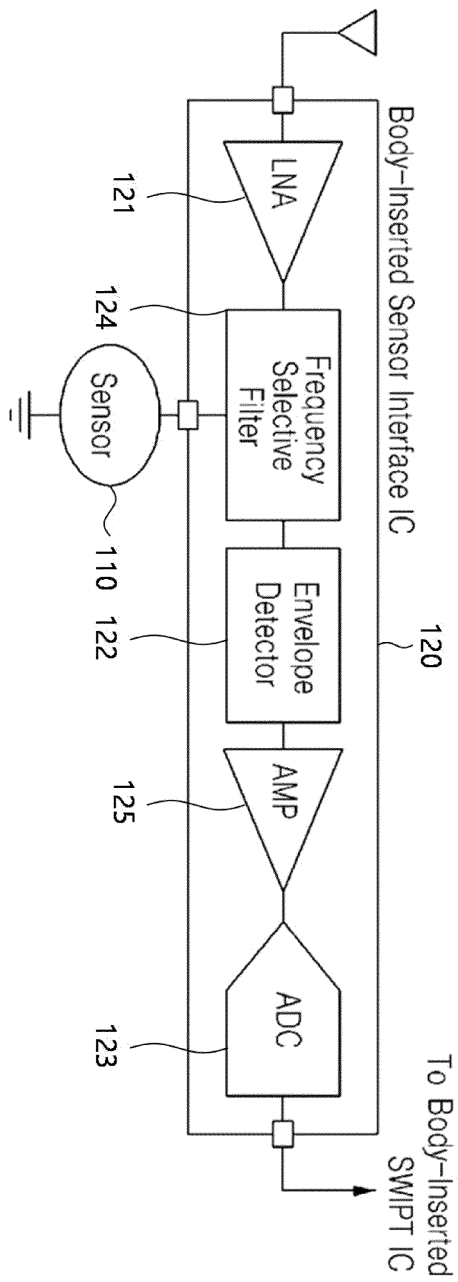
[0084] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

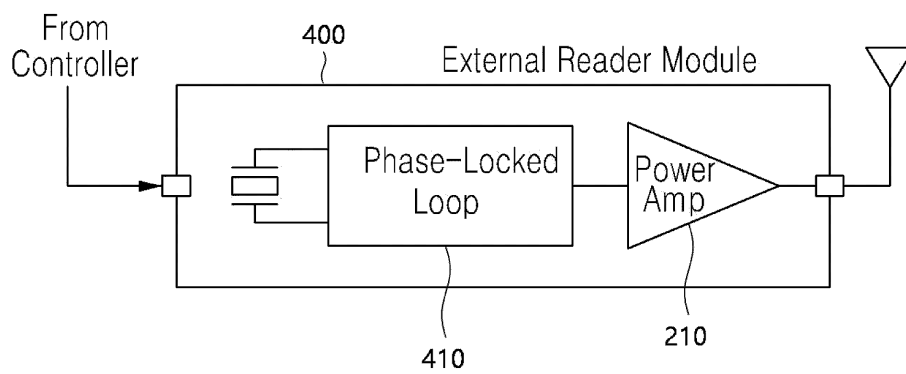
도면1



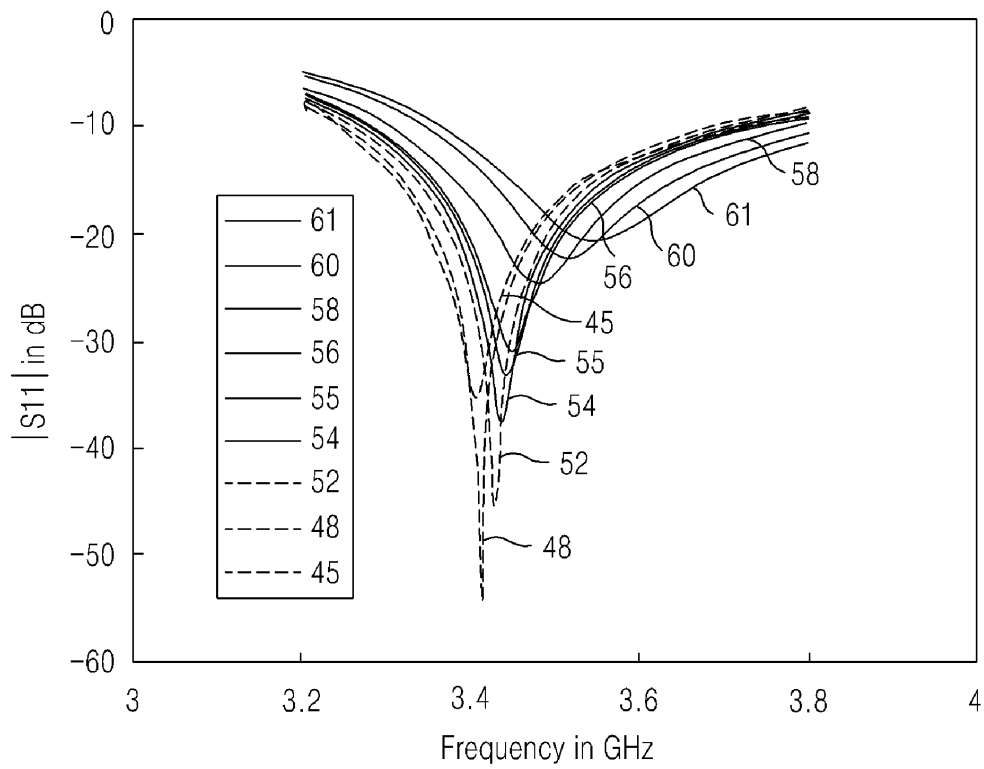
도면2



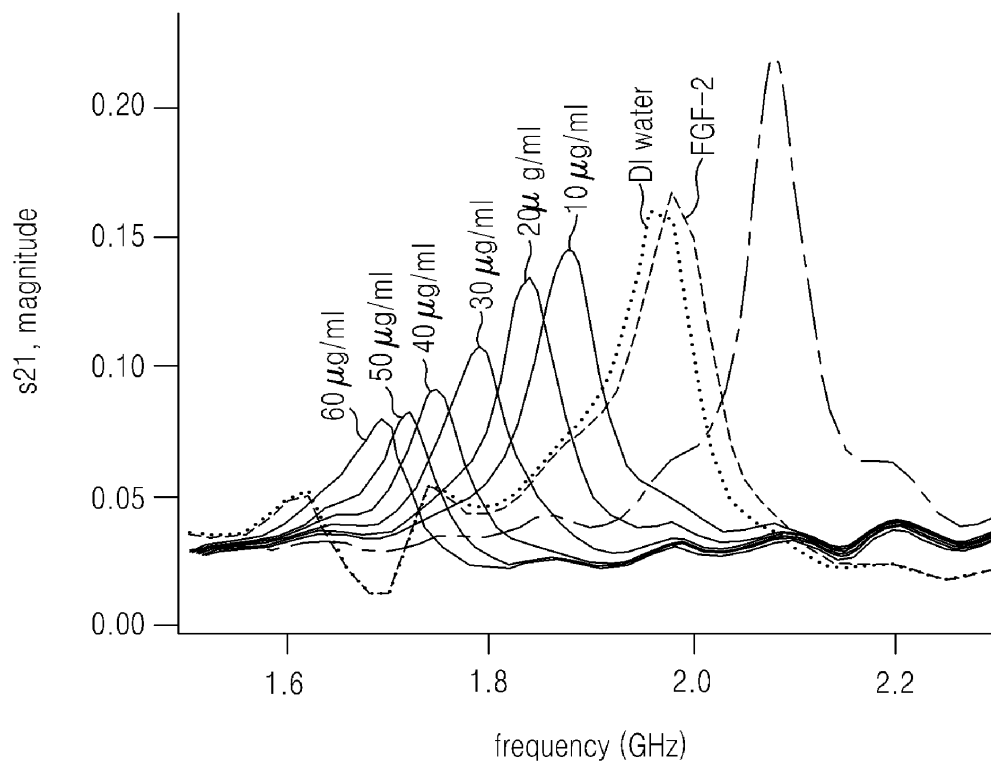
도면3



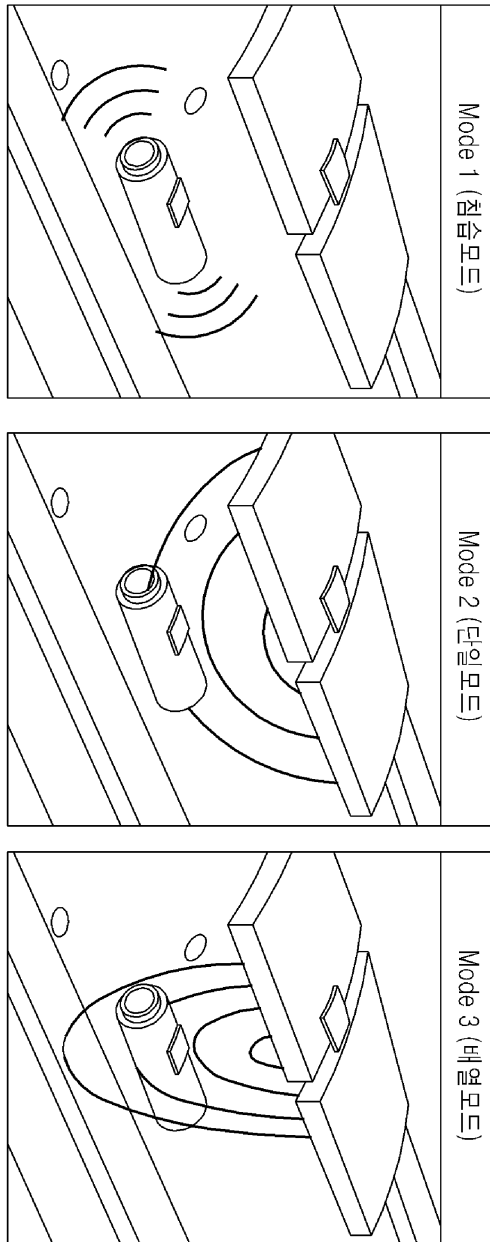
도면4



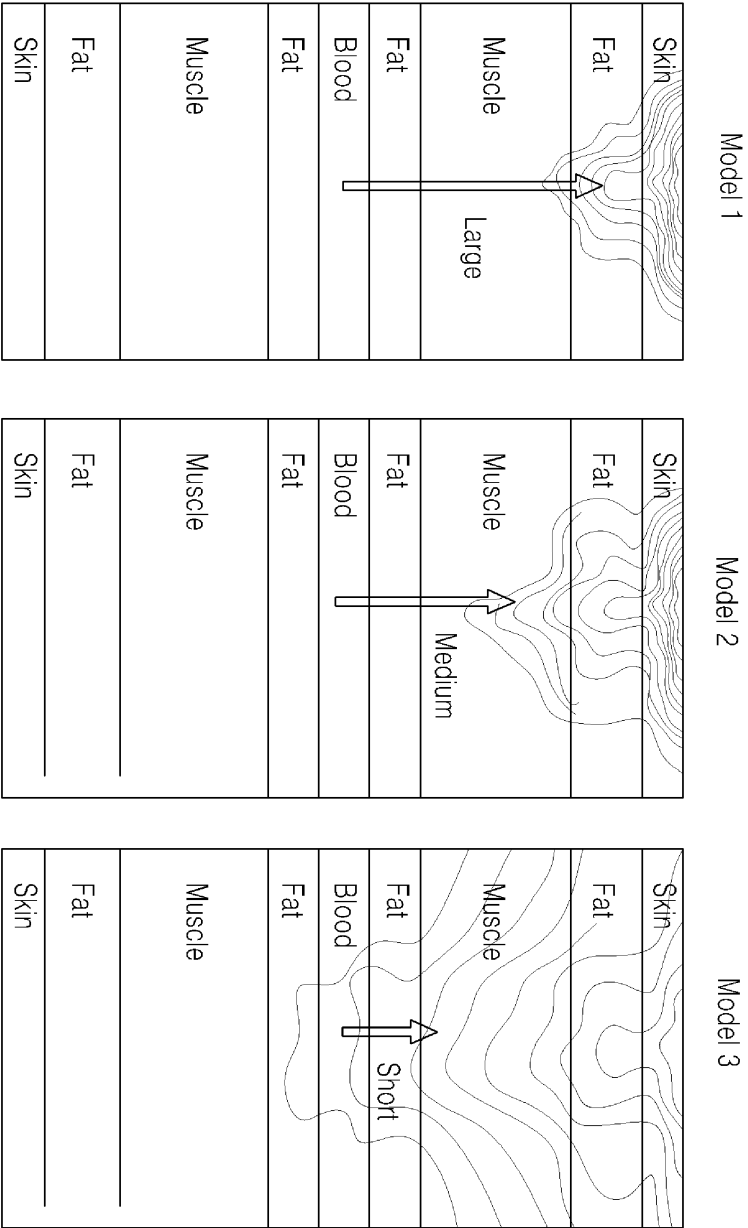
도면5



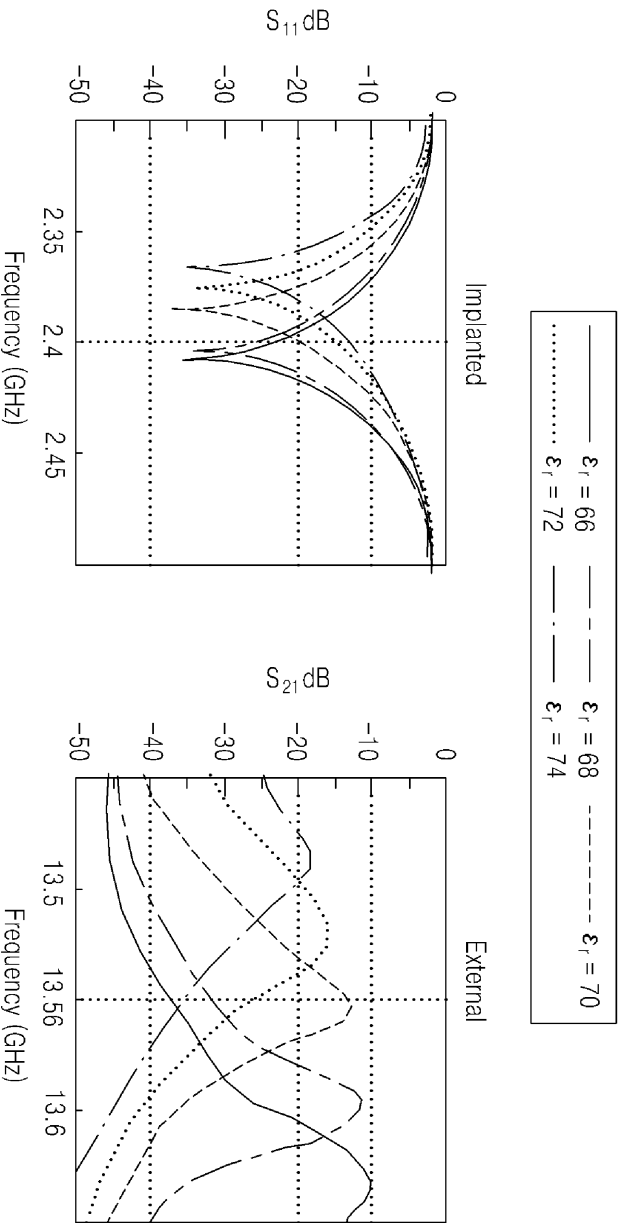
도면6



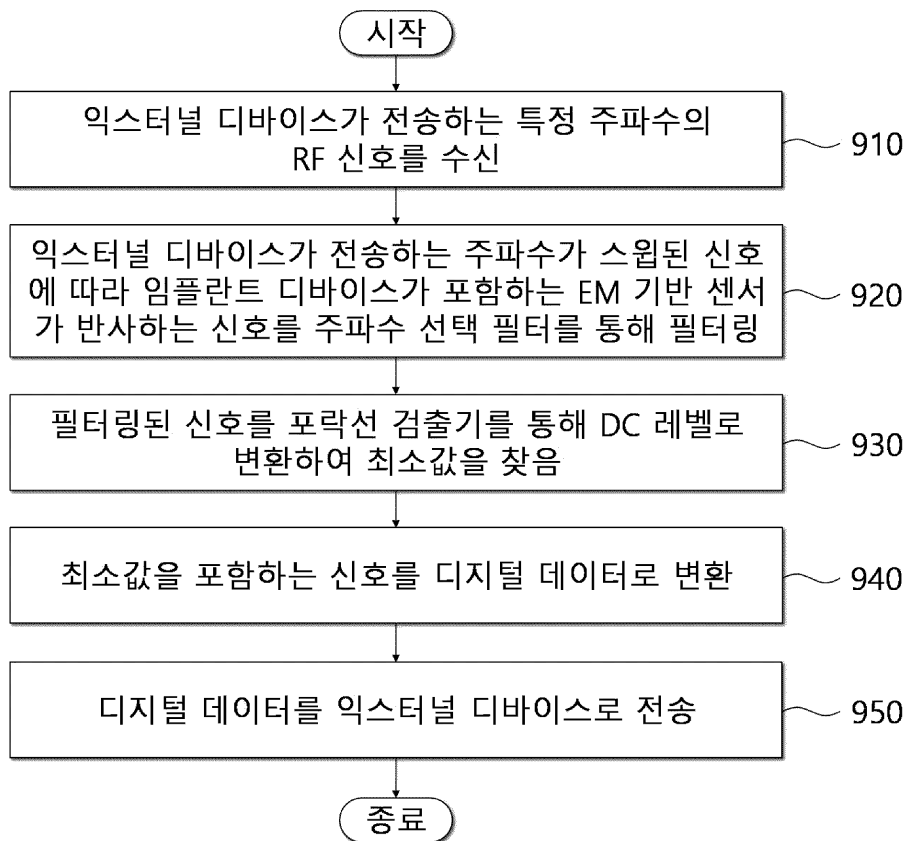
도면7



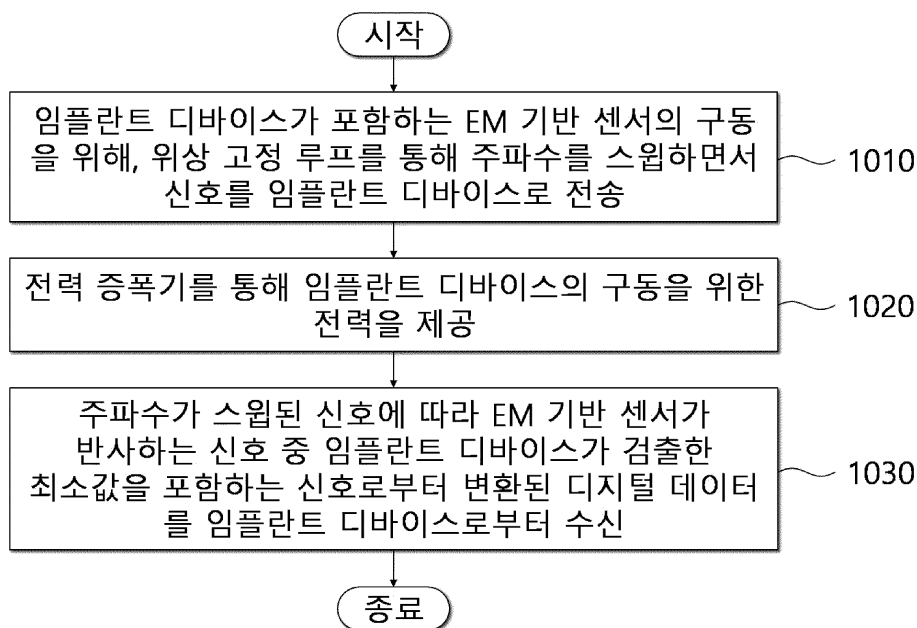
도면8



도면9

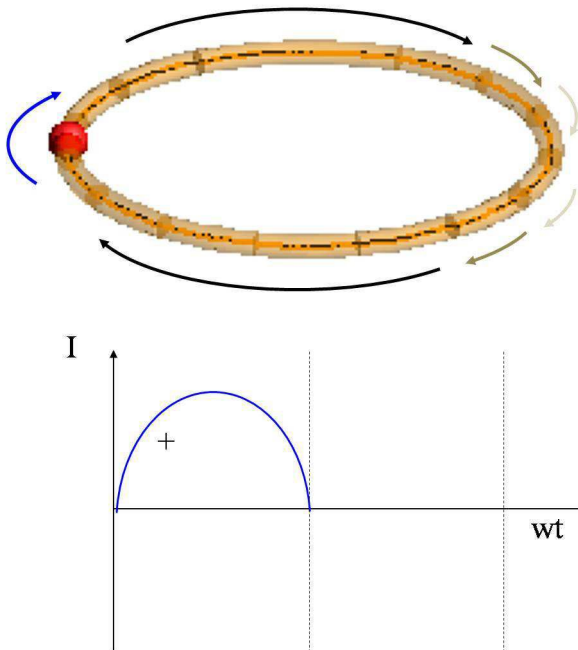


도면10



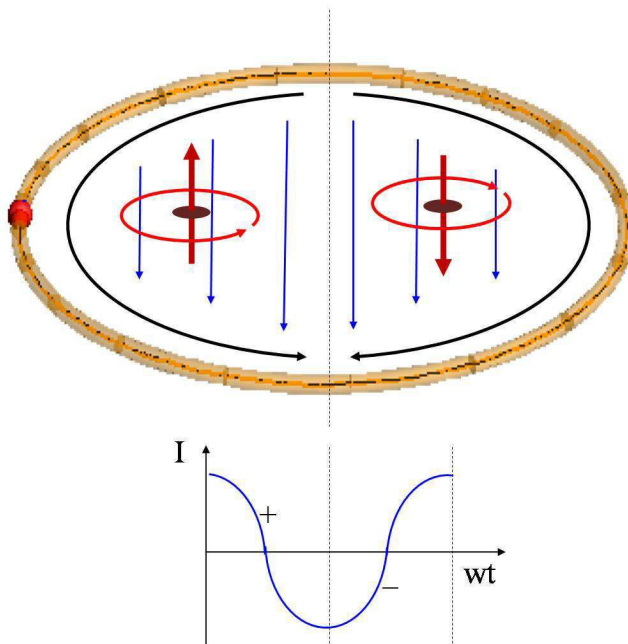
도면11

<Small loop>



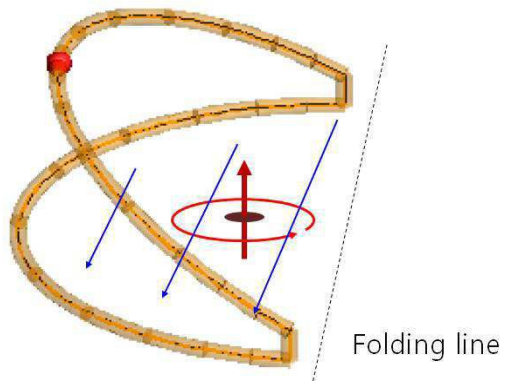
도면12

<Large loop>



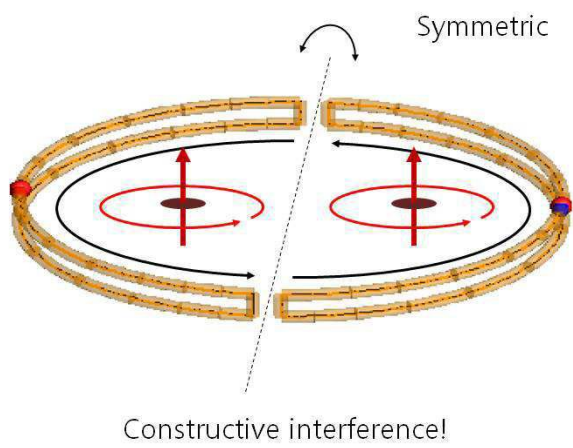
도면13

<Folded single loop>

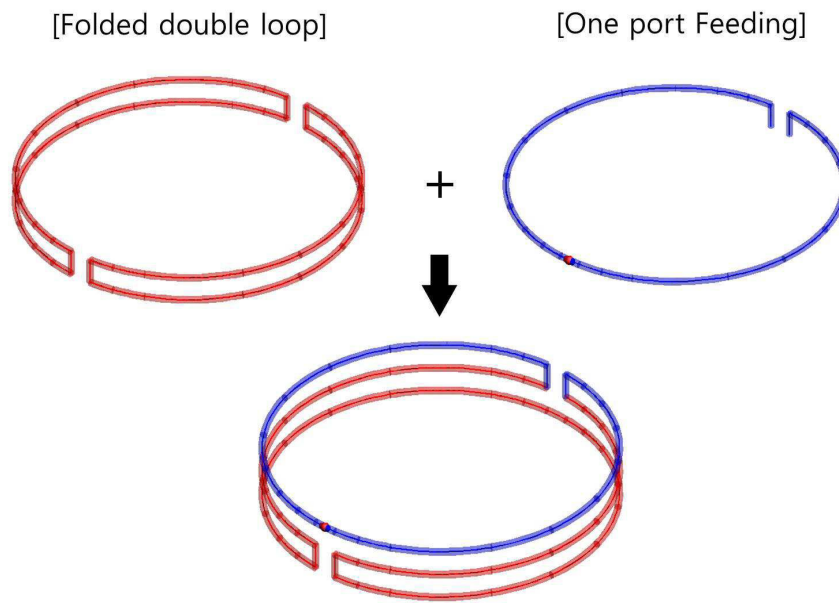


도면14

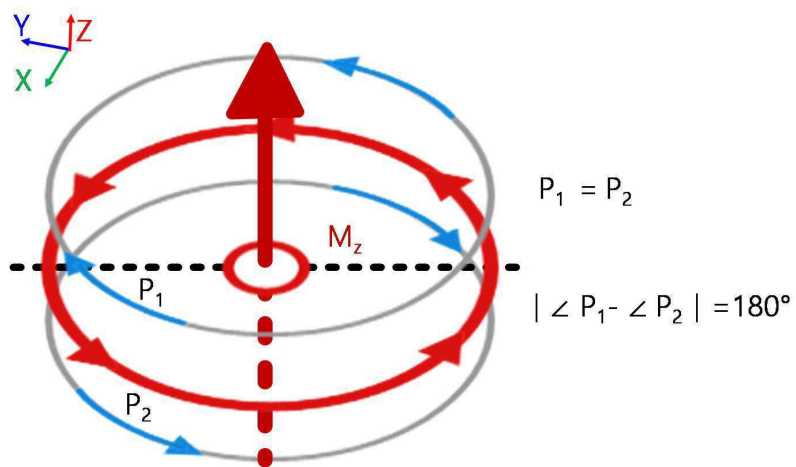
<Folded double loop>



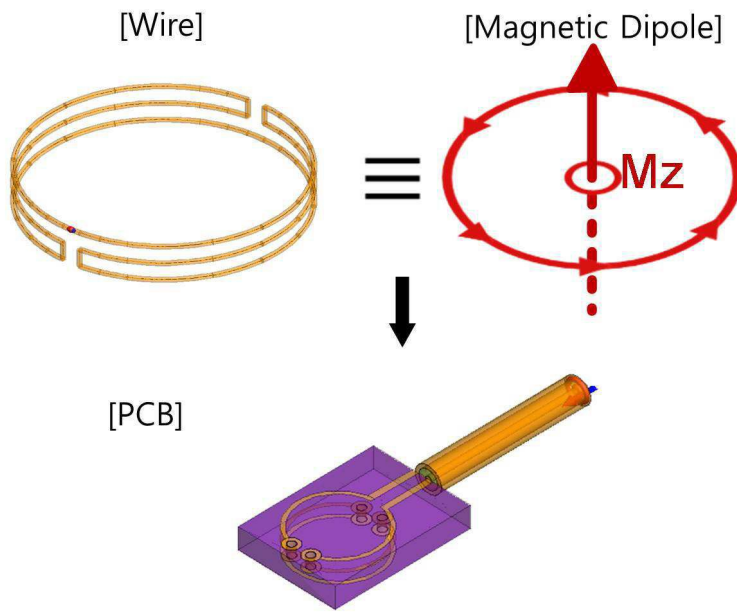
도면15



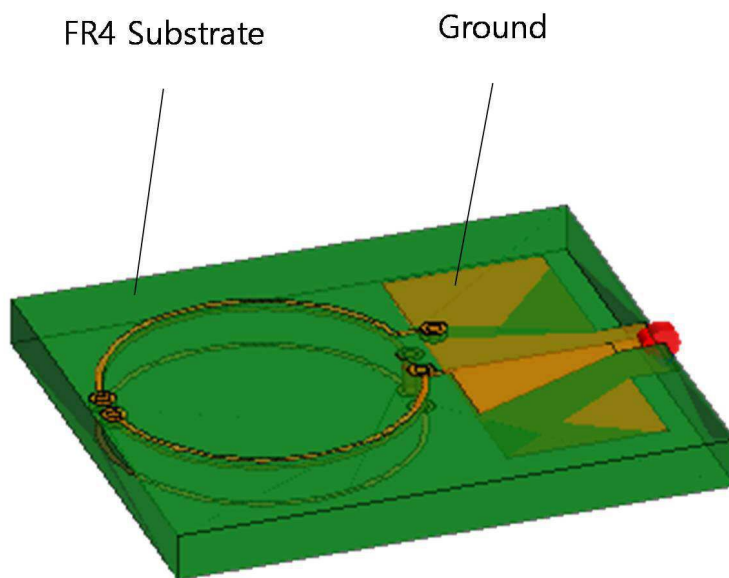
도면16



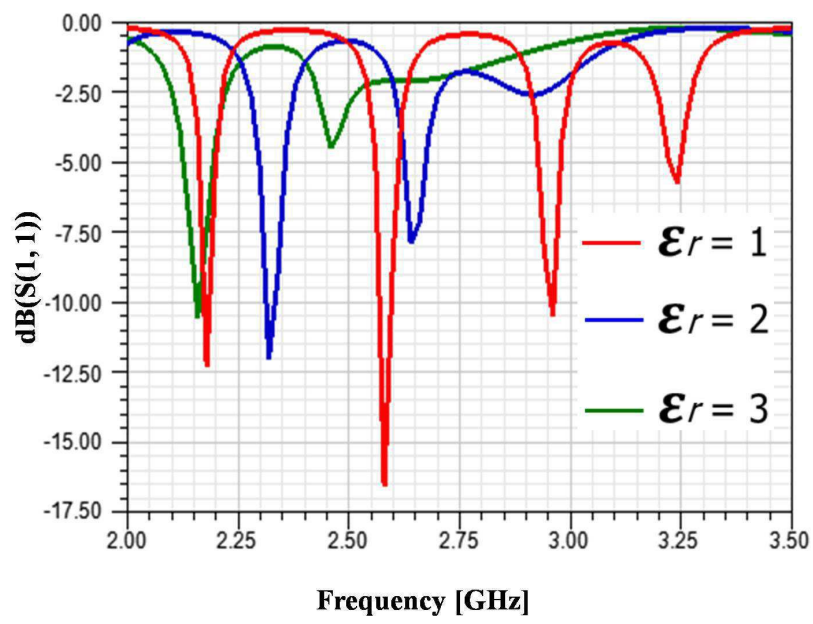
도면17



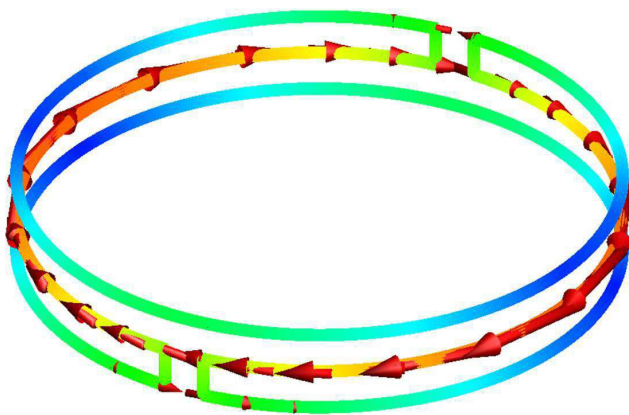
도면18



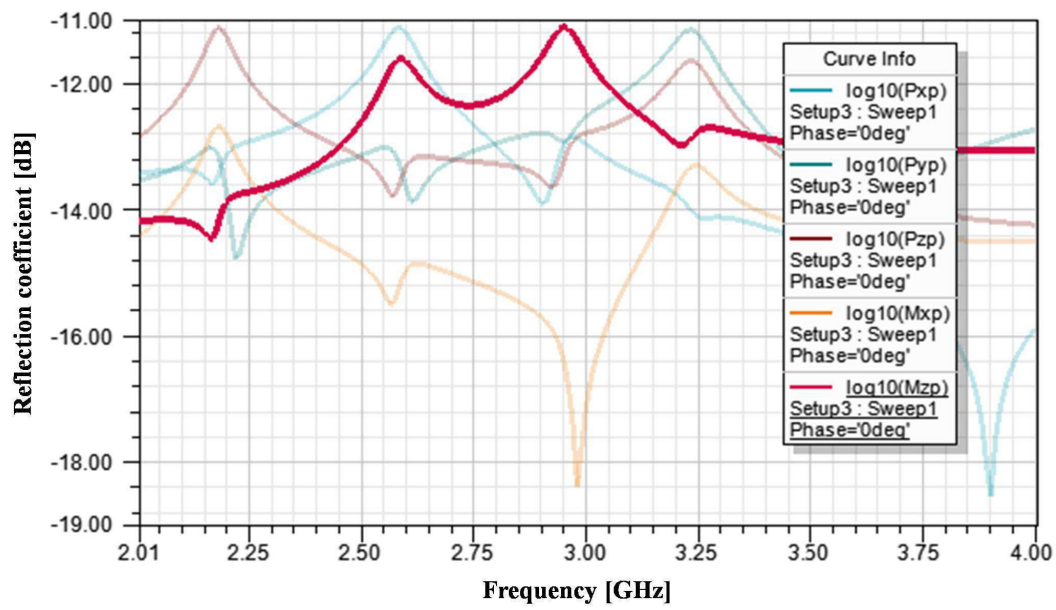
도면19



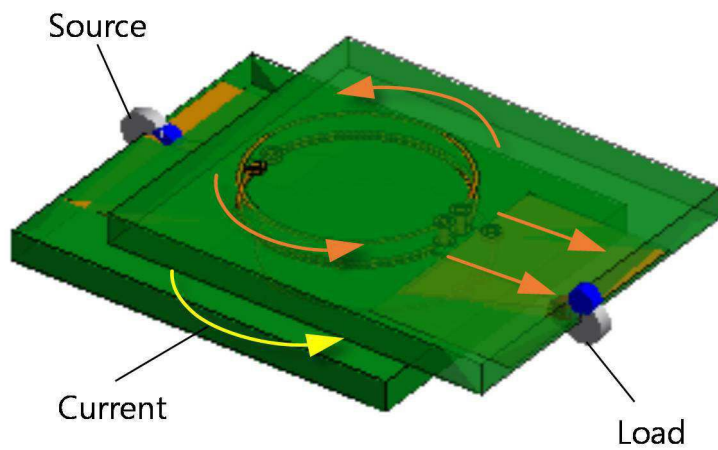
도면20



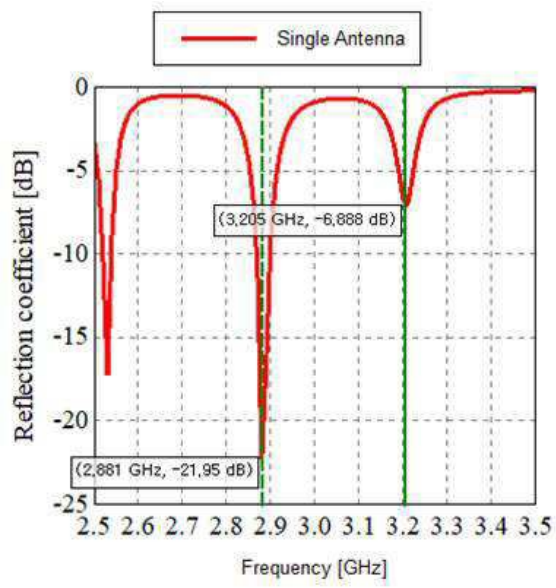
도면21



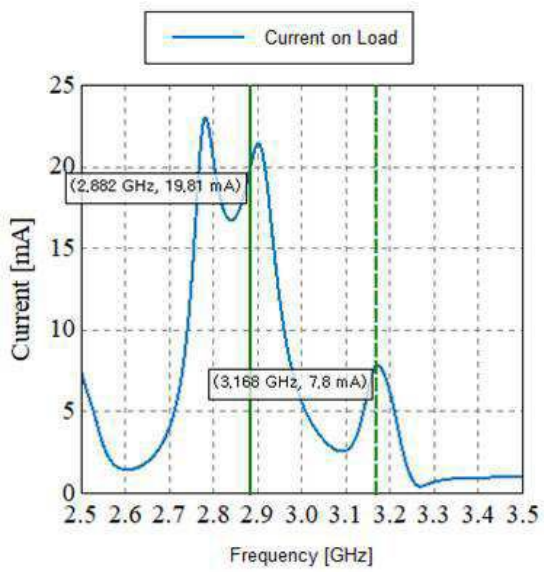
도면22



도면23

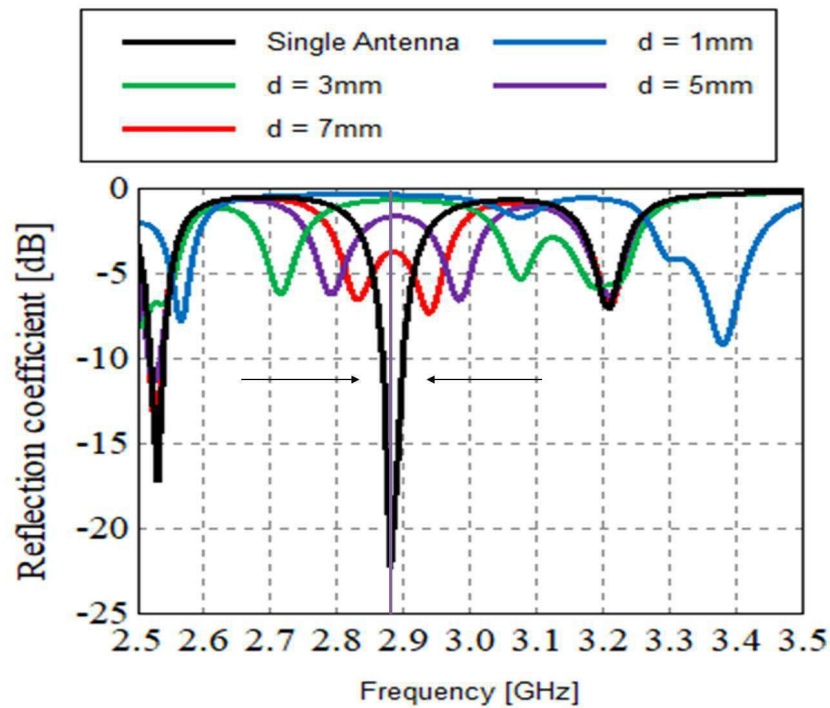


도면24



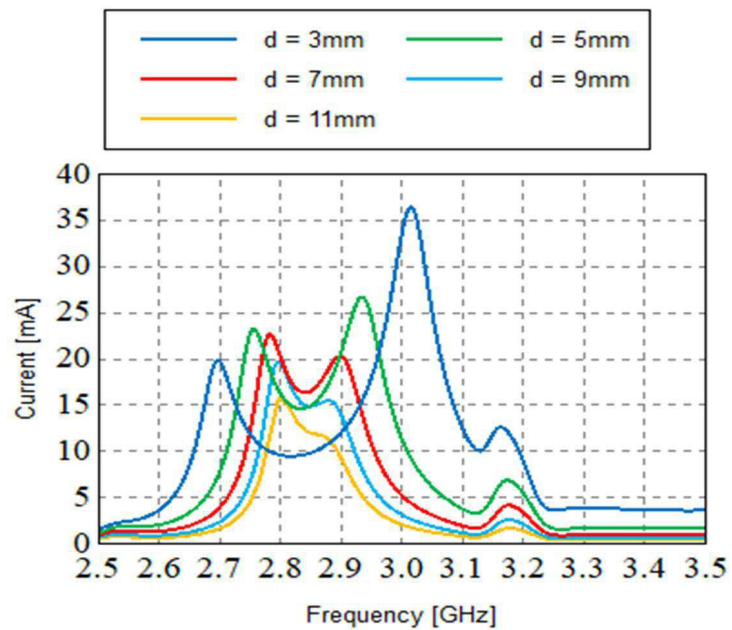
도면25

[Source에서 측정한 S11]

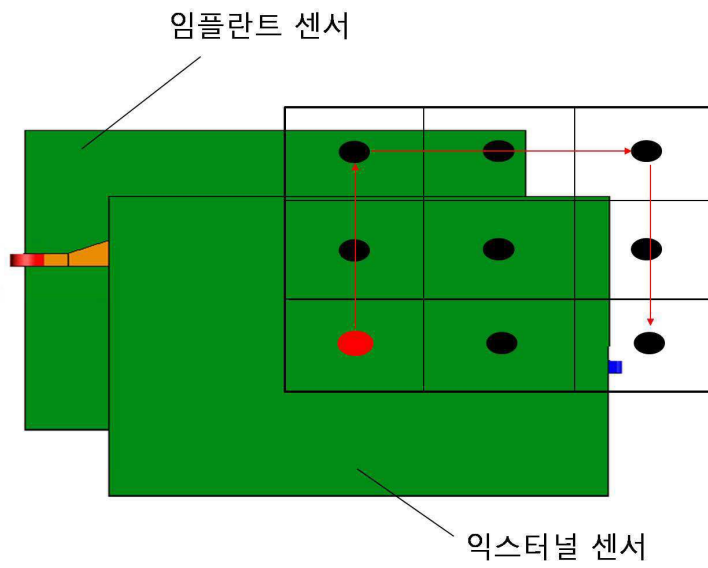


도면26

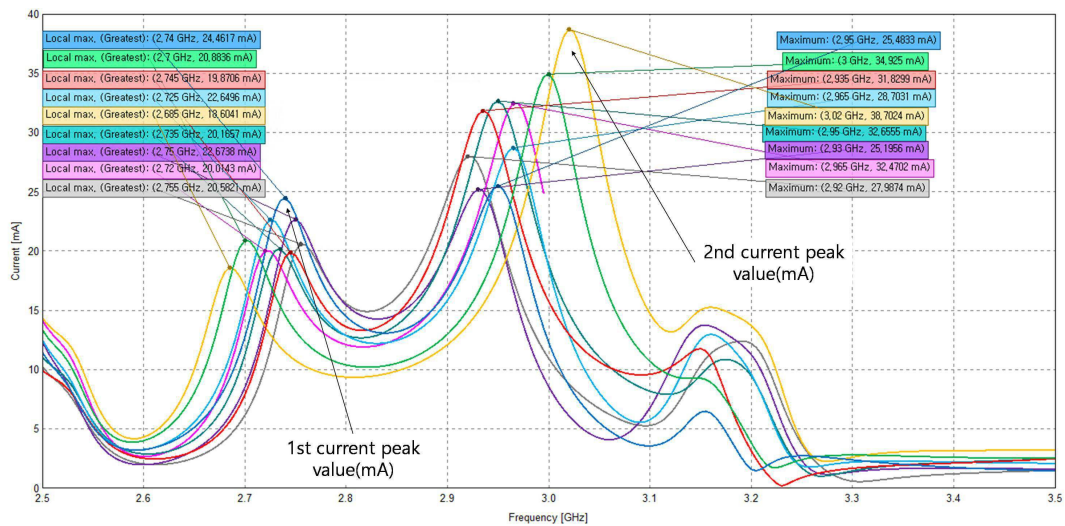
[Load에서 측정한 전류]



도면27



도면28



도면29

