



등록특허 10-2225125



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년03월10일
(11) 등록번호 10-2225125
(24) 등록일자 2021년03월03일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2021.01) A61B 5/369 (2021.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/0026 (2013.01)
A61B 5/0004 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2019-0148271</p> <p>(22) 출원일자 2019년11월19일
심사청구일자 2019년11월19일</p> <p>(56) 선행기술조사문헌
KR1020180130226 A
(뒷면에 계속)</p> | <p>(73) 특허권자
충남대학교 산학협력단
대전광역시 유성구 대학로 99 (궁동, 충남대학교)</p> <p>(72) 발명자
윤익재
대전광역시 유성구 가정로 306-6 도룡SKVIEW 101 동 704호</p> <p>신건영
대전광역시 유성구 문화원로6번길 87-16 사랑빌라 303호</p> <p>(74) 대리인
이은철, 김재문</p> |
|--|---|

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 손준영

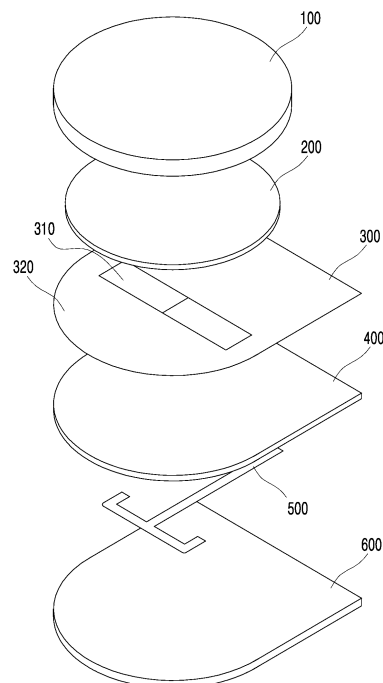
(54) 발명의 명칭 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나

(57) 요약

본 발명은 삽입형 안테나의 소형화와 안테나의 방사 효율 및 이득 특성을 향상하기 위해 초순수(UPW) 기반의 유전체를 인체 삽입 안테나의 절연층으로 사용하고, L자형 개방 스텐브(stub)가 구비되는 광대역 급전 선로를 통해 초광대역을 아우르는 안테나의 정합 특성을 확보할 수 있는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나에 관한

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



것이다. 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나는 상단 안테나 하우징, 절연층, 슬롯 안테나, RF 기관, 광대역 급전 선로 및 하단 안테나 하우징을 포함할 수 있다. 상기 상단 안테나 하우징과 하단 안테나 하우징은 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 이물질의 유입을 차단한다. 상기 절연층은 초저손실(extremely low lossy) 매질인 초순수(UPW, Ultrapure water) 또는 증류수 기반의 유전체로 형성되어 상기 상단 안테나 하우징과 슬롯 안테나 사이에 배치된다. 상기 슬롯 안테나는 원형의 도전성 금속으로 형성되어 RF 기관 상에 배치되고, 상기 슬롯 안테나의 내측에는 직사각형의 슬롯(slot)이 구비된다. 상기 광대역 급전 선로는 상기 슬롯 안테나의 임피던스(impedance) 정합 특성과 효율적인 방사 모드를 야기 시키기 위해 도전성 금속의 마이크로스트립 선로(microstrip line)로 형성되어 상기 RF 기관의 하단에 배치되고, 임피던스(impedance)의 정합을 위해 선로의 단부에 2개의 L자형 개방 스텐브(stub)가 좌우 대칭적으로 구비된다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/0031 (2013.01)
A61B 5/076 (2013.01)
A61B 5/369 (2021.01)
A61B 5/6868 (2013.01)
A61B 2562/168 (2013.01)
A61B 2562/18 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR200277530 Y1
 KR1020110029906 A
 KR1020140119613 A
 US20100109958 A1

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2017-0-00659
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	방송통신산업기술개발
연구과제명	뇌신호 처리 및 무선 전송을 위한 뇌삽입용 bio-telemetry 플랫폼 구현
기 여 율	1/1
과제수행기관명	충남대학교 산학협력단
연구기간	2017.04.01 ~ 2020.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

RF 기판(Substrate)과;

도전성 금속으로 형성되어 상기 RF 기판 상에 배치되는 슬롯 안테나;

상기 슬롯 안테나 상에서 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 이물질의 유입을 차단하는 상단 안테나 하우징;

안테나의 방사 특성을 구현하고 산화되는 것을 방지하기 위해 상기 상단 안테나 하우징과 슬롯 안테나 사이에 배치되는 절연층;

상기 슬롯 안테나의 임피던스(impedance) 정합 특성과 효율적인 방사 모드를 야기 시키기 위해 도전성 금속의 마이크로스트립 선로(microstrip line)로 형성되어 상기 RF 기판의 하단에 배치되는 광대역 급전 선로; 및

상기 광대역 급전 선로 하단에서 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 이물질의 유입을 차단하는 하단 안테나 하우징을 포함하는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 절연층은 초저손실(extremely low lossy) 매질인 초순수 기반의 유전체로 이루어지는 것을 특징으로 하는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 광대역 급전 선로는 임피던스(impedance)의 정합을 위해 선로의 단부에 2개의 L자형 개방 스텐브(stub)가 좌우 대칭적으로 구비되는 것을 특징으로 하는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 L자형 개방 스텐브(stub)가 구비되는 광대역 급전 선로는 초광대역을 아우르는 안테나의 정합 특성을 토대로 MICS(Medical Implant Communication System) 및 MedRadio(Medical Device Radiocommunication Service)와, ISM(Industrial Scientific and Medical)과, UWB(Ultra Wide Band) 주파수 대역에서 전파를 방사하는 것을 특징으로 하는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 슬롯 안테나는 원형의 안테나로 형성되고, 내측에 직사각형의 슬롯(Slot)이 구비되는 것을 특징으로 하는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나에 관한 것으로서, 삽입형 안테나의 소형화와 안테나의 방사 효율 및 이득 특성을 향상하기 위해 초순수(UPW) 기반의 유전체를 인체 삽입 안테나의 절연층으로 사용하고, L자형 개방 스텐드(stub)가 구비되는 광대역 급전 선로를 통해 초광대역을 아우르는 안테나의 정합 특성을 확보할 수 있는 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나에 관한 것이다.

배경 기술

- [0003] 고령 인구의 증대로 인해서 퇴행성 뇌질환(치매, 알츠하이머)의 예방 및 치료 시장의 규모가 지속적으로 성장할 것으로 전망된다. 이를 위해서는 환자의 뇌신호를 실시간으로 모니터링하고 분석하는 기술이 요구된다. 또한, 인체 내의 미약한 뇌신호를 외부의 모니터링 시스템에 안정적으로 전송할 수 있는 기술이 확보되어야 한다.
- [0004] 한편, 체내 이식용 의료기기의 무선통신 신뢰성 확보를 위해서는 삽입형 안테나 기술이 필수적이다. 이러한 체내 이식용 의료기기의 무선통신에는 400MHz 대역의 MICS(Medical Implant Communication System) 및 MedRadio(Medical Device Radiocommunication Service)와, 900MHz 또는 2.4GHz 대역의 ISM(Industrial Scientific and Medical)과, 3~10GHz 대역의 UWB(Ultra Wide Band) 주파수 대역이 주로 사용된다.
- [0005] 하지만, 인체 삽입형 안테나는 일반적으로 인체에서의 유전 손실로 인해 방사하기 어려운 환경에 놓여 있다. 또한, 인체에 삽입되는 안테나는 자유공간에서 이용되는 종래의 안테나에 추가적인 설계조건이 요구된다. 즉, 인체의 삽입을 위한 소형화, 개개인에서의 정합 특성 확보를 위한 광대역화, 안정적인 통신 신뢰도를 위한 이득 및 인체 적합성 등이 필요하다.
- [0006] 이러한 제한적인 설계 조건에도 불구하고 뇌신호 처리 및 체내 무선전송 시스템 등 다양한 체내 이식용 의료 센서 기기의 구현을 위한 핵심 기술 중 하나로 삽입형 안테나 기술의 확보가 필수적이다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0008] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제10-1699130호(2017년 01월 23일 공고)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 따라서, 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 종래의 단점을 해결한 것으로서, 인체 삽입형 안테나의 방사 효율 및 이득 특성을 향상시키고자 하는데 그 목적이 있다. 또한, 인체 삽입형 안테나의 임피던스 정합 특성을 개선하여 초광대역을 아우르는 안테나의 정합 특성을 확보하고자 하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0011] 이러한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나는 상단 안테나 하우징, 절연층, 슬롯 안테나, RF 기판, 광대역 급전 선로 및 하단 안테나 하우징을 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 상단 안테나 하우징은 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 뇌삽입 안테나를 생체 조직으로부터 절연시키고 이물질의 유입으로부터 보호한다. 상기 절연층은 초저손실(extremely low lossy) 매질인 초순수(UPW, Ultrapure water) 또는 증류수 기반의 유전체로 형성되어 상기 상단 안테나 하우징과 슬롯 안테나 사이에 배치된다.
- [0013] 상기 슬롯 안테나는 원형의 도전성 금속으로 형성되어 RF 기판 상에 배치되고, 상기 슬롯 안테나의 내측에는 직사각형의 슬롯(Slot)이 구비된다.
- [0014] 상기 광대역 급전 선로는 상기 슬롯 안테나의 임피던스(impedance) 정합 특성과 효율적인 방사 모드를 야기 시키기 위해 도전성 금속의 마이크로스트립 선로(microstrip line)로 형성되어 상기 RF 기판의 하단에 배치되고,

임피던스(impedance)의 정합을 위해 선로의 단부에 2개의 L자형 개방 스텐브(stub)가 좌우 대칭적으로 구비된다.

[0015] 또한, 상기 하단 안테나 하우징은 상기 광대역 급전 선로 하단에서 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 이물질의 유입을 차단한다.

발명의 효과

[0017] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나는 초순수 기반의 유전체를 인체 삽입형 안테나의 절연체 또는 슈퍼스트레이트(superstrate)로 사용하여 삽입형 안테나의 소형화와 안테나의 방사 효율 및 이득 특성을 향상할 수 있는 효과가 있다. 또한, L자형 개방 스텐브(stub)가 구비되는 광대역 급전 선로를 통해 초광대역을 아우르는 안테나의 정합 특성을 확보할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나를 나타내는 구성도이다.
 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 슬롯 안테나를 나타내는 구성도이다.
 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 광대역 급전 선로를 나타내는 구성도이다.
 도 4a 및 도 4b는 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나의 실물을 나타내는 도면이다.
 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 SPM(Shell Problem Model)을 나타내는 도면이다.
 도 6a, 도 6b 및 도 6c는 비손실 영역의 크기에 따른 최대전송효율(MPTE)을 나타내는 그래프이다.
 도 7은 절연층의 유전율에 따른 안테나 방사 효율을 나타내는 그래프이다.
 도 8은 광대역 급전 선로의 적용 유무에 따른 안테나의 반사계수 및 이득 특성을 나타내는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면부호를 붙였다.

[0021] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...기", "...모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 또는 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0022] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 설명함으로써, 본 발명을 상세히 설명한다.

[0023] 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.

[0024] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)를 나타내는 구성도이고, 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 슬롯 안테나(300)를 나타내는 구성도이며, 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 광대역 급전 선로(500)를 나타내는 구성도이다.

[0025] 또한, 도 4a 및 도 4b는 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)의 실물을 나타내는 도면이다. 즉, 도 4a는 본 발명의 실시 예에 따라 실물로 구현된 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)의 평면도이고, 도 4b는 본 발명의 실시 예에 따라 실물로 구현된 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)의 저면도이다.

[0026] 일반적으로 인체라는 유전손실 매질은 안테나의 방사 관점에서 필연적으로 손실을 발생시킨다. 또한, 체내 이식용 안테나는 생체 조직과의 절연과 이식되는 장치의 보호를 위해 도 1에서 도시된 바와 같이 절연층 또는 하우징(100, 600)이 필수적이다.

- [0027] 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 이러한 하우징(100, 600)의 구성에 따라 필연적으로 발생하는 손실을 최소화할 수 있다. 또한, 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 인체 내에 삽입되어 체내에서 측정된 생체 신호 또는 뇌신호를 생체 조직 외부의 수신 안테나(20)에 전송한다.
- [0028] 이때, 뇌삽입 안테나(10)와 수신 안테나(20) 간에는 RF(Radio Frequency) 신호가 송수신될 수 있다.
- [0029] 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 상단 안테나 하우징(100), 절연층(200), 슬롯 안테나(300), RF 기관(400), 광대역 급전 선로(500) 및 하단 안테나 하우징(600)을 포함할 수 있다.
- [0030] 상단 안테나 하우징(100)은 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 뇌삽입 안테나(10)를 생체 조직으로부터 절연시키고 이물질의 유입으로부터 보호한다. 즉, 상단 안테나 하우징(100)은 금속의 산화와 전기적 단락(short circuit)을 방지할 수 있다.
- [0031] 여기에서, 상기 생체 적합성 재료(biocompatible material)는 미국의 약전-생물학적 테스트 VI(Pharmacopeia-biological test class VI)를 만족하는 나일론-12(Nylon-12) 기반 물질이 될 수 있다.
- [0032] 절연층(200)은 초저손실(extremely low lossy) 매질인 초순수(UPW, Ultrapure water) 또는 증류수 기반의 유전체로 형성되어 상단 안테나 하우징(100)과 슬롯 안테나(300) 사이에 배치되어 개선된 안테나의 방사 특성을 구현한다.
- [0033] 일반적으로 상기 초순수(UPW, Ultrapure water)는 유전손실이 0에 가까우며, 비유전율이 80에 달하는 물성 특성을 갖는다. 즉, 절연층(200)은 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어지는 용기 내에 초순수(UPW, Ultrapure water) 또는 증류수 기반의 유전체가 채워져 구성될 수 있다.
- [0034] 슬롯 안테나(300)는 원형의 도전성 금속으로 형성되어 RF 기관(400) 상에 배치된다. 또한, 슬롯 안테나(300)의 내측에는 직사각형의 슬롯(Slot)(310)이 구비된다. 도 2에서 도시된 바와 같이 슬롯 안테나(300)는 방사방지층(320)과 방사방지층(320)의 내측에 형성되는 직사각형의 슬롯(Slot)(310)으로 이루어질 수 있다.
- [0035] 예를 들어, 방사방지층(320)의 폭(D, Depth)은 10mm, 방사방지층(320)의 길이(L, Length)는 11mm로 형성될 수 있다. 또한, 슬롯(Slot)(310)의 너비(Sw, Slot width)는 7.5mm, 슬롯(Slot)(310)의 길이(Sl, Slot length)는 1.5mm로 형성될 수 있다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.
- [0036] RF 기관(400)은 로저스(Rogers) 4350B 기판(Substrate)이 사용될 수 있다. 즉, RF 기관(400)의 상단과 하단에 각각 슬롯 안테나(300)와 광대역 급전 선로(500)가 배치될 수 있다.
- [0037] 도 3에서 도시된 바와 같이 광대역 급전 선로(500)는 슬롯 안테나(300)의 광대역 정합 및 효율적인 방사모드를 야기 시키기 위해 도전성 금속의 마이크로스트립 선로(microstrip line)로 형성되어 RF 기관(400)의 하단에 배치된다. 또한, 광대역 급전 선로(500)는 급전선(510)과 급전공진부(520)로 이루어질 수 있다.
- [0038] 즉, 광대역 급전 선로(500)는 도 2에서 도시된 슬롯(Slot)(310)의 여기(excitation)를 위해 적용된다.
- [0039] 급전선(510)은 케이블(700)에 연결되어 케이블(700)을 통해 전송되는 신호를 입력받을 수 있다. 즉, 측정부(미도시)가 생체 조직 내부에서 생체 신호를 측정하고 케이블(700)을 통해 측정된 신호를 급전선(510)에 전송할 수 있다.
- [0040] 급전선(510)은 케이블(700)로부터 전송되는 신호를 입력받아 급전공진부(520)로 전송하고, 급전공진부(520)는 입력받은 신호를 토대로 공진을 발생시킨다.
- [0041] 이때, 급전공진부(520)는 마이크로스트립 선로(microstrip line)의 임피던스(impedance) 정합 특성을 개선하기 위해 2개의 L자형 개방 스텐브(stub)를 포함하고, 상기 2개의 L자형 개방 스텐브(stub)는 좌우 대칭적으로 형성되어 급전선(510) 또는 마이크로스트립 선로(microstrip line)의 끝단에서 한 몸체를 이루어 연결된다.
- [0042] 예를 들어, 급전선(510)의 너비(fw)는 0.5mm, 급전선(510)의 길이(fl)는 8mm로 형성될 수 있다. 또한, 급전공진부(520)의 너비(mw)는 5mm, 급전공진부(520)의 길이(ml)는 1.25mm로 형성될 수 있다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.
- [0043] 하단 안테나 하우징(600)은 생체 적합성 재료(biocompatible material)로 이루어져 RF 기관(400) 및 광대역 급

전 선로(500)의 하단에 배치된다. 즉, 하단 안테나 하우징(600)은 광대역 급전 선로(500)를 생체 조직으로부터 절연시키고 이물질의 유입을 차단하여 보호할 수 있다.

[0044] 이와 같이 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 효율적인 개구면 방사를 위한 급전 구조를 통해 안테나의 광대역 정합 특성을 확보할 수 있는 효과가 있다.

[0045] 또한, 이와 같은 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 아래와 같이 그 특징 및 효과가 확인될 수 있다.

[0046] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 SPM(Shell Problem Model)을 나타내는 도면이다. 즉, 도 5는 인체 두뇌 환경에서의 전파 특성 분석을 위한 SPM(Shell Problem Model)을 나타내는 도면이다. 여기에서, 최외곽의 헤드 모델(Head model)(800)을 제외한 송신 안테나(Tx antenna)(301)와 절연층(Insulator)(201) 및 하우징(Housing)(101)을 모두 포함하는 구성이 본 발명의 뇌삽입 안테나(10)에 대응된다.

[0047] 즉, 도 5의 송신 안테나(Tx antenna)(301)는 도 1의 슬롯 안테나(300)에 대응되고, 도 5의 절연층(Insulator)(201)은 도 1의 절연층(200)에 대응되며, 도 5의 하우징(Housing)(101)은 도 1의 상단 안테나 하우징(100)에 각각 대응된다.

[0048] 절연층(201)은 적절한 두께 및 유전율을 갖는 경우 인체의 머리 조직과 같은 전파 척박 환경의 안테나에서 방사되는 전력의 반사 손실 및 유전 손실을 최소화할 수 있다. 즉, 도 5에서 절연층(Insulator)(201)과 하우징(Housing)(101)의 적절한 두께 및 유전율의 조합에 따라 안테나의 방사 특성을 개선할 수 있다.

[0049] 이러한 전파 척박 환경에서 높은 신뢰성의 무선통신을 구현하고, 생체 원격측정(bio-telemetry) 기술을 뇌-컴퓨터 인터페이스(brain-computer-interface), 뇌 심부 자극술(DBS, Deep-brain-simulation) 등에 응용하기 위해서는 절연체 설계 사양의 최적화가 요구된다.

[0050] 한편, 삽입된 절연층(200, 201) 특성에 따른 안테나 방사 특성 해석을 전파 전자기(Full-wave electromagnetic) 시뮬레이션에 의존할 경우 많은 계산 시간이 소요되어 그 이용이 제한적이며 최적화에 애로 사항이 있다.

[0051] 도 5에서 도시된 바와 같이 인체 속에 위치하게 되는 삽입형 안테나(10)와 외부에 수신 안테나(20)가 존재하는 전파환경을 셸 프라브럼(Shell problem) 형태의 모델로 단순화할 수 있다.

[0052] 본 발명의 실시 예에 따른 스페리컬 웨이브 이론(Spherical wave theory)을 이용한 분석 솔루션(analytic solution)은 무선 신호 전달에 있어 높은 신뢰성을 갖도록 최적화된 유전율과 두께를 갖는 절연층(200, 201)을 설계할 수 있다.

[0053] 또한, 각각의 머리 조직의 전기적 특성을 아래의 [표 1]과 같이 호모지니어스 헤드 모델(homogeneous head model)로 치환할 수 있다.

[0054] [표 1] Homogeneous head model

Target frequency	Head		Body	
(MHz)	ϵ'	$\sigma(\text{S/m})$	ϵ'	$\sigma(\text{S/m})$
150	52.3	0.76	61.9	0.8
300	45.3	0.87	58.2	0.92
450	43.5	0.87	56.7	0.94
835	41.5	0.9	55.2	0.97
900	41.5	0.97	55	1.05
915	41.5	0.98	55	1.06
1450	40.5	1.2	54	1.3
1610	40.3	1.29	53.8	1.4
1800	40	1.4	53.3	1.52
2450	39.2	1.8	52.7	1.95
3000	38.5	2.4	52	2.73
5800	35.3	5.27	48.2	6

[0055]

[0056] 상기 셸 프라브럼(Shell problem)에서 절연층(Insulator)(201)의 두께(r_1), 하우징(Housing)(101)의 두께(τ_1), 머리(Head model)(800)의 두께(τ_2), 송신 안테나(301)와 수신 안테나(20)가 이루는 각도(θ)에 따른

PTE(Power transmission efficiency, $|S_{21}|^2$, Port 1: 송신 안테나(301), Port 2 : 수신 안테나(20)) 계산식을 도출할 수 있다.

[0057] 이때, 도 5에서 절연층(201) 및 헤드 모델(Head model)(800)의 경우 두께뿐만 아니라 유전율, 투자율 및 유전손실을 설계변수로 설정할 수 있다.

[0058] 또한, 본 발명의 실시 예에 따른 뇌삽입 안테나(10)는 전기적으로 매우 작은 크기를 갖고 있기 때문에 가장 낮은 차수의 TM₁₀, TE₁₀ 스페리컬 모델(Spherical model)만 방사된다고 가정할 수 있다. 또한, 셸(Shell)에 의한 추가적인 전파 산란은 고려되지 않는다.

[0059] 아래의 [수학식 1]은 도 5의 셸 프라브럼(Shell problem)에 표시된 각 영역에서의 TM 모드(mode)를 야기하는 마그네틱 벡터 포텐셜(Magnetic vector potential)을 나타내며, 특정 계수(a₁, b₁, c₁, d₁, e₁, f₁)가 곱해진 진행파와 정재파 성분으로 구분된다.

[0060] [수학식 1]

$$A_r = \begin{cases} P_1(\cos\theta) \left[\widehat{H}_1^{(2)}(k_0 r) + a_{1:TM} \widehat{J}_1(k_0 r) \right] & r \leq r_1 \\ P_1(\cos\theta) \left[b_{1:TM} \widehat{J}_1^{(2)}(k_0 r) + c_{1:TM} \widehat{Y}_1(k_0 r) \right] & r_1 \leq r \leq r_2 \\ P_1(\cos\theta) \left[d_{1:TM} \widehat{J}_1^{(2)}(k_0 r) + e_{1:TM} \widehat{Y}_1(k_0 r) \right] & r_2 \leq r \leq r_3 \\ P_1(\cos\theta) f_{1:TM} \widehat{H}_1^{(2)}(k_0 r) & r \geq r_3 \end{cases}$$

[0061]

[0062] 여기에서, 상기 [수학식 1]의 각 항은 다음과 같다.

[0063] - $P_n(\cos\theta)$: 제 1종 르장드르 함수(Legendre function of the first kind)

[0064] - $\widehat{H}_n^{(2)}(x) = x h_n^{(2)}(x)$: 제 2종 대체 구면 항켈 함수(Alternative spherical Hankel function of second kind)

[0065] - $\widehat{J}_n(x) = x j_n(x)$, $\widehat{Y}_n(x) = x y_n(x)$: 제 1종과 제 2종 대체 구면 베셀 함수(Alternative Spherical Bessel function of the first and second kind)

[0066] 이때, 벡터 포텐셜(Vector potential)을 통해 각 영역의 E, H-필드(field) 성분을 구할 수 있으며, 영역간의 경계조건을 통해 아래의 [수학식 2]와 같이 계수(a_{1:TM}, b_{1:TM}, c_{1:TM}, d_{1:TM}, e_{1:TM}, f_{1:TM})에 관한 연립방정식을 도출할 수 있다.

[0067] [수학식 2]

$$\begin{bmatrix} \frac{k_0}{\epsilon_0 \mu_0} \widehat{J}_1'(k_0 r_1) - \frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \widehat{J}_1'(k_{\infty} r_1) - \frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \widehat{Y}_1'(k_{\infty} r_1) & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{\mu_0} \widehat{J}_1(k_0 r_1) - \frac{1}{\mu_{\infty}} \widehat{J}_1(k_{\infty} r_1) - \frac{1}{\mu_{\infty}} \widehat{Y}_1(k_{\infty} r_1) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \widehat{J}_1'(k_{\infty} r_2) - \frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \widehat{Y}_1'(k_{\infty} r_2) - \frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \widehat{J}_1'(k_{head} r_2) - \frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \widehat{Y}_1'(k_{head} r_2) & 0 \\ 0 & \frac{1}{\mu_{\infty}} \widehat{J}_1(k_{\infty} r_2) - \frac{1}{\mu_{\infty}} \widehat{Y}_1(k_{\infty} r_2) - \frac{1}{\mu_{head}} \widehat{J}_1(k_{head} r_2) - \frac{1}{\mu_{head}} \widehat{Y}_1(k_{head} r_2) & 0 \\ 0 & 0 & \frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \widehat{J}_1'(k_{head} r_3) - \frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \widehat{Y}_1'(k_{head} r_3) - \frac{k_0}{\epsilon_0 \mu_0} \widehat{H}_1^{(2)}(k_0 r_3) \\ 0 & 0 & \frac{1}{\mu_{head}} \widehat{J}_1(k_{head} r_3) - \frac{1}{\mu_{head}} \widehat{Y}_1(k_{head} r_3) - \frac{1}{\mu_0} \widehat{H}_1^{(2)}(k_0 r_3) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{1:TM} \\ b_{1:TM} \\ c_{1:TM} \\ d_{1:TM} \\ e_{1:TM} \\ f_{1:TM} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{k_0}{\epsilon_0 \mu_0} \widehat{H}_1^{(2)}(k_0 r_1) \\ -\frac{1}{\mu_0} \widehat{H}_1^{(2)}(k_0 r_1) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

[0068]

[0069] TM 모드(mode)로 동작하는 송수신 안테나 사이의 PTE(PTE_{TM}) 값은 상기 [수학식 2]를 통해 구해진 계수를 이용하여 아래의 [수학식 3]과 같이 계산될 수 있다.

[0070] [수학식 3]

$$PTE_{TM} = \frac{Re \left[j \hat{H}_1^{(2)'}(k_0 r) \hat{H}_1^{(2)*} \right]}{Re \left[\left\{ j \hat{H}_1^{(2)'}(k_0 r) + a_{1:TM} \hat{J}_1'(k_0 r) \right\} \left\{ \hat{H}_1^{(2)*} + a_{1:TM}^* \hat{J}_1^*(k_0 r) \right\} \right]} \times \frac{|X_{TM}|^2}{2 - Re[X_{TM}^2] + \sqrt{4(1 - Re[X_{TM}^2] - Im[X_{TM}]^2)}} \\ \left(T = \frac{3}{2} \left[-\sin^2 \theta \frac{1}{jk_0 r} + (3\cos^2 \theta - 1) \left\{ \frac{1}{(jk_0 r)^2} + \frac{1}{(jk_0 r)^3} \right\} \right] e^{-jk_0 r} \right) \\ X_{TM} = \eta_{eff} \cdot f_{1:TM} \cdot T$$

[0073] 또한, 아래의 [수학식 4]와 같이 TE 모드(mode)를 야기하는 전기 벡터 포텐셜(electric vector potential)에 관한 식을 추출할 수 있으며, 도 5에서 표시된 각 영역에 따라 진행파와 정재파 성분으로 구분할 수 있다.

[0074] [수학식 4]

$$F_r = \begin{cases} P_1(\cos \theta) \left[\hat{H}_1^{(2)}(k_0 r) + a_{1:TE} \hat{J}_1(k_0 r) \right] & r \leq r_1 \\ P_1(\cos \theta) \left[b_{1:TE} \hat{J}_1^{(2)}(k_0 r) + c_{1:TE} \hat{Y}_1(k_0 r) \right] & r_1 \leq r \leq r_2 \\ P_1(\cos \theta) \left[d_{1:TE} \hat{J}_1^{(2)}(k_0 r) + e_{1:TE} \hat{Y}_1(k_0 r) \right] & r_2 \leq r \leq r_3 \\ P_1(\cos \theta) f_{1:TE} \hat{H}_1^{(2)}(k_0 r) & r \geq r_3 \end{cases}$$

[0076] 이때, 벡터 포텐셜(Vector potential)을 통해 각 영역의 E, H-필드(Field) 성분을 구할 수 있으며, 영역간의 경계조건을 통해 아래의 [수학식 5]와 같이 계수(a_{1:TE}, b_{1:TE}, c_{1:TE}, d_{1:TE}, e_{1:TE}, f_{1:TE})에 관한 연립방정식을 도출할 수 있다.

[0077] [수학식 5]

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{\epsilon_0} \hat{J}_1(k_0 r_1) & -\frac{1}{\epsilon_{\infty}} \hat{J}_1(k_{\infty} r_1) & -\frac{1}{\epsilon_{\infty}} \hat{Y}_1(k_{\infty} r_1) & 0 & 0 & 0 \\ \frac{k_0}{\epsilon_0 \mu_0} \hat{J}_1'(k_0 r_1) & -\frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \hat{J}_1'(k_{\infty} r_1) & -\frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \hat{Y}_1'(k_{\infty} r_1) & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\epsilon_{\infty}} \hat{J}_1(k_{\infty} r_2) & \frac{1}{\epsilon_{\infty}} \hat{Y}_1(k_{\infty} r_2) & -\frac{1}{\epsilon_{head}} \hat{J}_1(k_{head} r_2) & -\frac{1}{\epsilon_{head}} \hat{Y}_1(k_{head} r_2) & 0 \\ 0 & \frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \hat{J}_1'(k_{\infty} r_2) & \frac{k_{\infty}}{\epsilon_{\infty} \mu_{\infty}} \hat{Y}_1'(k_{\infty} r_2) & -\frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \hat{J}_1'(k_{head} r_2) & -\frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \hat{Y}_1'(k_{head} r_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{\epsilon_{head}} \hat{J}_1(k_{head} r_3) & \frac{1}{\epsilon_{head}} \hat{Y}_1(k_{head} r_3) & -\frac{1}{\epsilon_0} \hat{H}_1^{(2)}(k_0 r_3) \\ 0 & 0 & 0 & \frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \hat{J}_1'(k_{head} r_3) & \frac{k_{head}}{\epsilon_{head} \mu_{head}} \hat{Y}_1'(k_{head} r_3) & -\frac{k_0}{\epsilon_0 \mu_0} \hat{H}_1^{(2)'}(k_0 r_3) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{1:TE} \\ b_{1:TE} \\ c_{1:TE} \\ d_{1:TE} \\ e_{1:TE} \\ f_{1:TE} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{\epsilon_0} \hat{H}_1^{(2)}(k_0 r_1) \\ -\frac{k_0}{\epsilon_0 \mu_0} \hat{H}_1^{(2)'}(k_0 r_1) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

[0078]

[0079] 또한, TE 모드(mode)로 동작하는 송수신 안테나 사이의 PTE(PTE_{TE}) 값은 아래의 [수학식 6]과 같이 계산될 수 있다.

[0080] [수학식 6]

$$PTE_{TE} = \frac{Re \left[j \hat{H}_1^{(2)}(k_0 r) \hat{H}_1^{(2)*'} \right]}{Re \left[\left\{ j \hat{H}_1^{(2)}(k_0 r) + a_{1:TE} \hat{J}_1(k_0 r) \right\} \left\{ \hat{H}_1^{(2)*'} + a_{1:TE}^* \hat{J}_1^*(k_0 r) \right\} \right]} \times \frac{|X_{TE}|^2}{2 - Re[X_{TE}^2] + \sqrt{4(1 - Re[X_{TE}^2] - Im[X_{TE}]^2)}} \quad (6)$$

$$\left(T = \frac{3}{2} \left[-\sin^2 \theta \frac{1}{jk_0 r} + (3\cos^2 \theta - 1) \left\{ \frac{1}{(jk_0 r)^2} + \frac{1}{(jk_0 r)^3} \right\} \right] e^{-jk_0 r} \right) \\ X_{TE} = \eta_{eff} \cdot f_{1:TE} \cdot T$$

[0083] 이와 같이 전력전송효율(PTE, Power transmission efficiency)을 통해 뇌삽입 안테나(10)에 최적화된 유전율과 두께를 갖는 절연층(200)을 설계할 수 있다.

[0084] 도 6a, 도 6b 및 도 6c는 동일한 크기의 안테나에서 비손실 영역의 크기에 따른 최대전송효율(MPTE, Maximum power transfer efficiency)을 나타내는 그래프이다. 즉, 도 6a, 도 6b 및 도 6c는 이식형 안테나의 하우징에 비손실 매질인 자유공간이 존재할 때 생체 조직 외부의 수신 안테나(20)로 전달되는 최대 전력 전송 효율(MPTE, Maximum power transfer efficiency)을 도출한 결과이다.

[0085] 도 6a는 MICS 주파수 대역에 대응되는 403.5MHz이고, 도 6b는 ISM 주파수 대역에 대응되는 2.4GHz이며, 도 6c는 UWB 주파수 대역에 대응되는 5.8GHz의 동작을 나타낸다.

[0086] 도 6a, 도 6b 및 도 6c에서 나타난 바와 같이 MICS, ISM 및 UWB의 주파수 대역 모두에서 비손실 영역을 확보하는 것이 보다 높은 최대전송효율(MPTE, Maximum power transfer efficiency)을 얻을 수 있음을 확인할 수 있다.

[0087] 또한, 안테나의 크기가 동일한 경우에 절연층(201)인 비손실 영역의 크기(r_1)가 클수록 삽입형 의료기기에 주로 활용되는 주파수 대역에서 최대전송효율(MPTE)이 개선되는 것을 확인할 수 있다.

[0088] 도 7은 절연층(200)의 유전율에 따른 안테나 방사 효율을 나타내는 그래프이다. 즉, 도 7은 안테나에 삽입되는 비손실 매질인 고유전율 저손실 유전체의 유전특성에 따른 안테나 방사 효율을 비교하여 나타내는 그래프이다.

[0089] 일반적으로 삽입형 안테나는 인체 내 삽입을 위해서 얇은 형태(low-profile)의 설계가 요구된다. 따라서 비손실 영역의 크기를 크게 확보하기는 매우 제한적이 될 수 밖에 없다.

[0090] 도 7과 같이 안테나에 삽입되는 유전체의 유전율이 높을수록 보다 높은 방사효율을 나타낸다. 즉, 동일한 비손실 영역이지만 안테나에 삽입되는 비손실 영역의 유전율이 증가할수록 안테나의 방사효율이 개선됨을 알 수 있다. 초순수(UPW, Ultrapure water)의 경우 유전손실이 0에 가까우며 비유전율이 80에 달하는 물성 특성을 나타낸다.

[0091] 따라서, 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 초순수(UPW) 기반의 유전체를 인체 삽입 안테나의 절연층으로 사용함으로써 자유공간(Air)을 이용하는 것에 비해 약 50%의 방사효율을 개선할 수 있는 효과가 있다.

[0092] 도 8은 광대역 급전 선로(500)의 적용 유무에 따른 안테나의 반사계수 및 이득 특성을 나타내는 그래프이다. 즉, 도 8은 본 발명의 실시 예에 따른 광대역 급전 선로(500)의 L자형 개방 스텐브(stub) 유무에 따른 안테나의 반사계수(Reflection coefficient) 특성과, 이득(Gain) 특성을 나타내는 도면이다.

[0093] 도 8에서 L자형 개방 스텐브(stub)가 적용되지 않는 경우의 반사계수를 나타내는 푸른색 실선은 -10dB 아래로 임피던스 정합이 되지 않지만, L자형 개방 스텐브(stub)가 적용되는 경우의 반사계수를 나타내는 푸른색 점선은 목표하는 초광대역에서 -10dB 아래로 임피던스 정합이 이루어지는 것을 확인할 수 있다.

[0094] 또한, 도 8에서 L자형 개방 스텐브(stub)가 적용되는 경우의 이득(Gain)을 나타내는 붉은색 점선이 L자형 개방 스텐브(stub)가 적용되지 않는 경우의 이득(Gain)을 나타내는 붉은색 실선에 비해서 전대역에 걸쳐 1dB 이상 이득이 높게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

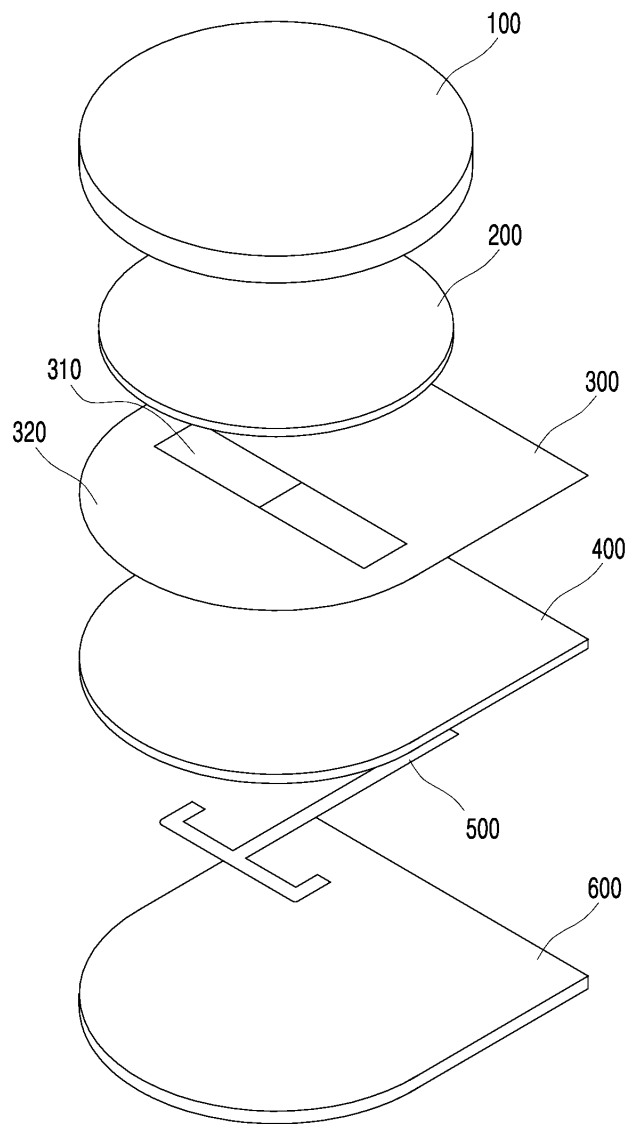
- [0095] 즉, 도 8에서 점선으로 표시되는 L자형 개방 스템(stub)가 적용되는 뇌삽입 안테나(10)는 목표 대역에서의 임피던스 정합 특성과, 조준 영역에서 약 -20dB 이상의 평균 이득을 나타내는 것을 확인할 수 있다.
- [0096] 이와 같이 본 발명의 실시 예에 따른 초순수 기반 절연체가 적용된 뇌삽입 안테나(10)는 광대역의 동작 대역을 만족하면서 종래의 이식형 안테나에 비해서 매우 높은 수준의 이득 특성을 만족한다. 따라서, 광대역/고이득 특성의 확보를 통해 높은 정보 전송률과 안정적인 전송을 보장할 수 있는 효과가 있다.
- [0097] 이상으로 본 발명에 관한 바람직한 실시 예를 설명하였으나, 본 발명은 상기 실시 예에 한정되지 아니하며, 본 발명의 실시 예로부터 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의한 용이하게 변경되어 균등하다고 인정되는 범위의 모든 변경을 포함한다.

부호의 설명

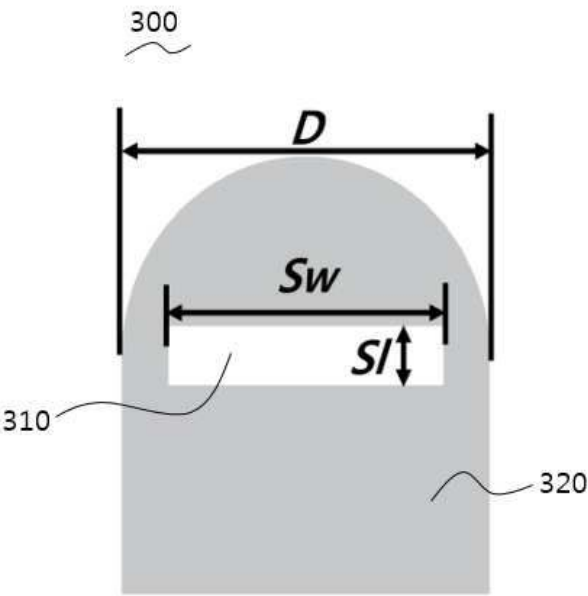
- [0099]
- | | |
|------------------|-------------------------|
| 10 : 뇌삽입 안테나 | 20 : 수신 안테나 |
| 100 : 상단 안테나 하우징 | 101 : 하우징(Housing) |
| 200, 201 : 절연층 | 300 : 슬롯 안테나 |
| 301 : 송신 안테나(Tx) | 310 : 슬롯 |
| 320 : 방사방지층 | 400 : RF 기판 |
| 500 : 광대역 급전 선로 | 510 : 급전선 |
| 520 : 급전공진부 | 600 : 하단 안테나 하우징 |
| 700 : 케이블 | 800 : 헤드 모델(Head model) |

도면

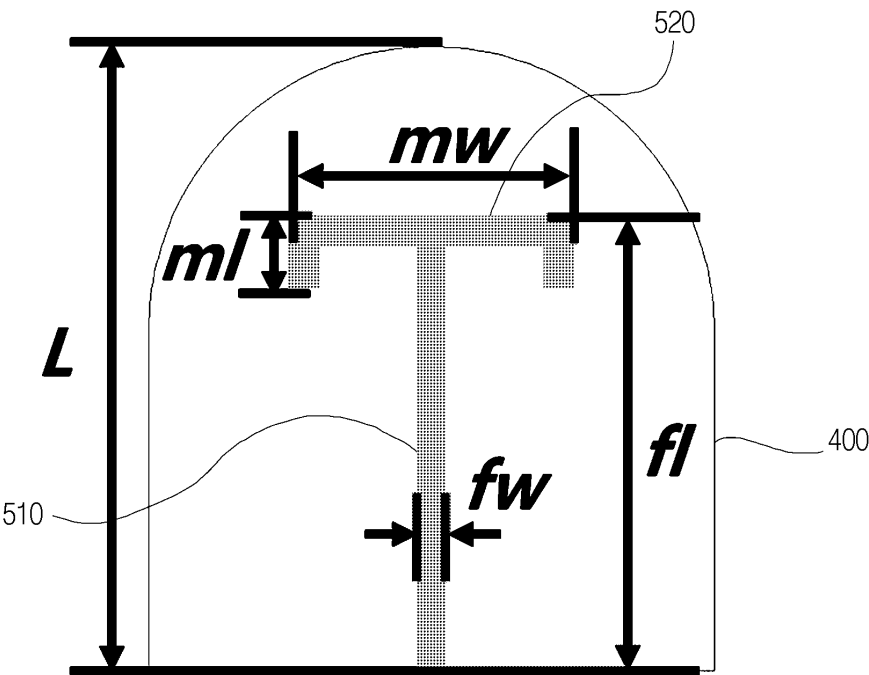
도면1



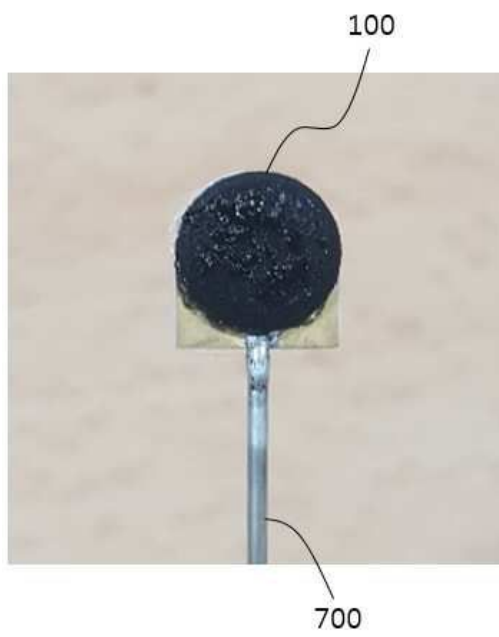
도면2



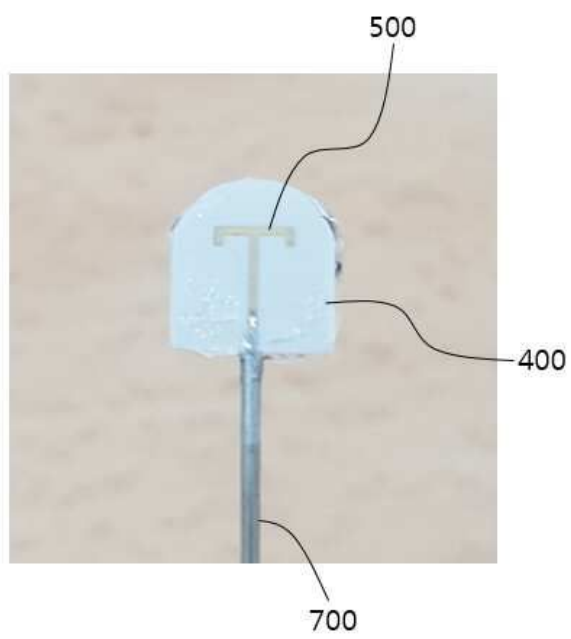
도면3



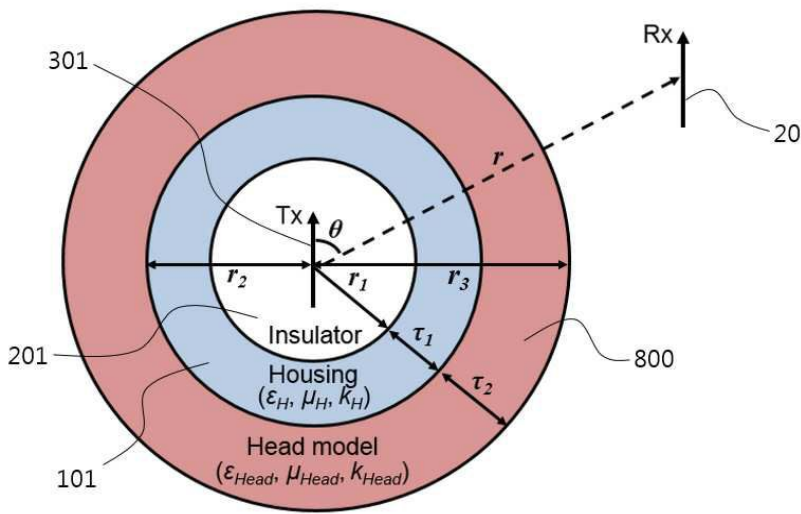
도면4a



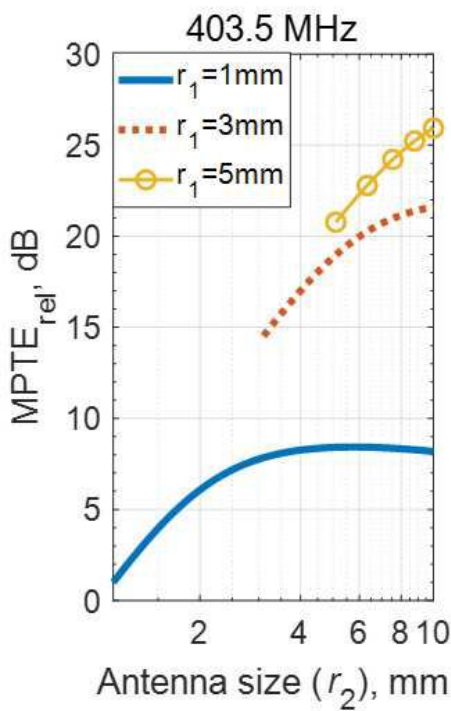
도면4b



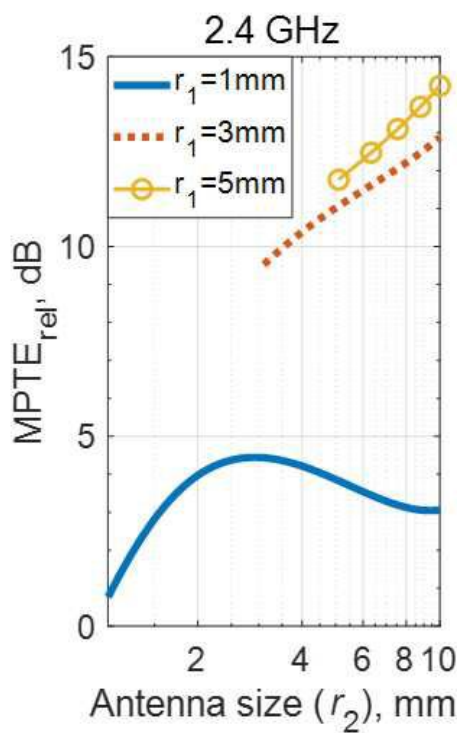
도면5



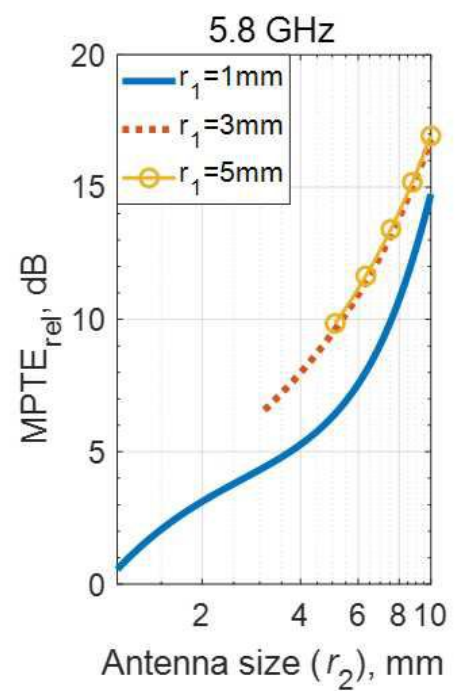
도면6a



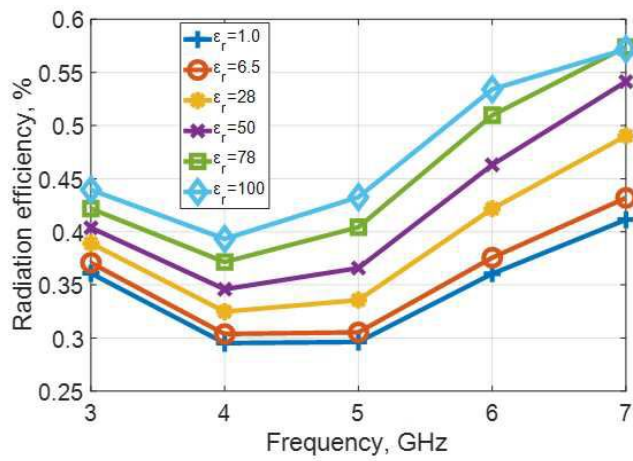
도면6b



도면6c



도면7



도면8

