



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0110764  
(43) 공개일자 2020년09월25일

- |   |   |
|---|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)<br/>A61B 5/00 (2006.01) A61B 1/00 (2017.01)<br/>A61B 5/07 (2006.01) A61B 5/145 (2006.01)<br/>A61B 5/1459 (2006.01) A61B 5/1473 (2006.01)<br/>H01Q 1/27 (2006.01) H01Q 15/14 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류<br/>A61B 5/0028 (2013.01)<br/>A61B 5/0015 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2020-7023099</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2019년01월17일<br/>심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2020년08월10일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/EP2019/051166</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2019/141782<br/>국제공개일자 2019년07월25일</p> <p>(30) 우선권주장<br/>1800820.1 2018년01월18일 영국(GB)</p> | <p>(71) 출원인<br/>오슬로 유니버시티세케투스 에이치에프<br/>노르웨이, 엔-0424 오슬로, 니달렌, 피오 박스 4950</p> <p>(72) 발명자<br/>크할레그호이, 알리<br/>노르웨이, 7035 트론드하임, 브라게베겐 13</p> <p>발라싱렘, 이앙코<br/>노르웨이, 0489 오슬로, 글라드스 베이 11</p> <p>(74) 대리인<br/>한윤호</p> |
|---|---|

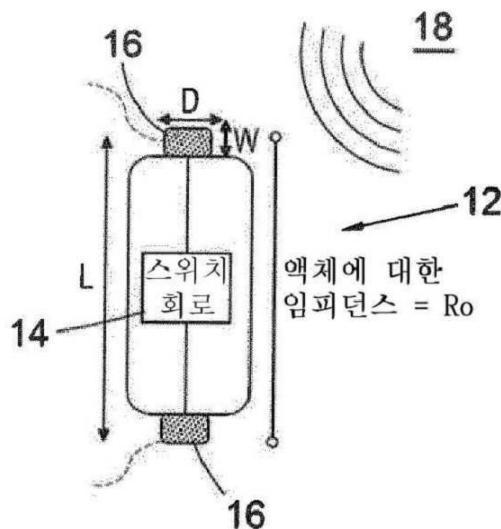
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 무선 통신을 사용하는 의료용 임플란트

(57) 요약

신체 내에서 사용하기 위한 임플란트 장치(12)는 데이터 공급원; 및 외부 통신 시스템과의 후방산란 통신을 위한 비자기 공진 안테나를 포함한다. 비자기 공진 안테나는 임플란트 장치(12)가 사용 중일 때 이격되도록 배치되는 2개의 전도성 패치(16)를 포함하는 적어도 2개의 전극(16)을 포함한다. 임플란트 장치(12)는 데이터 공급원로부터 외부 통신 시스템으로 데이터를 전송하기 위해 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성을 제어하도록 배치된다. 임플란트 장치(12)는 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성이 신체 조직(18)을 통해 적어도 2개의 전극(16)의 커플링과 전도성 경로를 통해 적어도 2개의 전극(16)의 커플링 사이의 스위칭에 의해 비자기 공진 안테나의 임피던스를 변경하도록 배치된 전기 스위치를 포함하는 하나 이상의 전기 스위치(들)(14)에 의해 제어되도록 배치된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0031* (2013.01)

*A61B 5/073* (2013.01)

*A61B 5/14532* (2013.01)

*A61B 5/14539* (2013.01)

*A61B 5/4238* (2013.01)

*A61B 5/686* (2013.01)

*A61B 5/6861* (2013.01)

*H01Q 1/273* (2013.01)

*H01Q 15/148* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

신체 내에서 사용하기 위한 임플란트 장치로서,

데이터 공급원; 및

외부 통신 시스템과의 후방산란 통신을 위한 비자기 공진 안테나를 포함하되, 상기 비자기 공진 안테나는 상기 임플란트 장치가 사용 중일 때 이격되도록 배치되는 2개의 전도성 패치를 포함하는 적어도 2개의 전극을 포함하고;

상기 임플란트 장치는 상기 데이터 공급원으로부터 상기 외부 통신 시스템으로 데이터를 전송하기 위해 상기 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성을 제어하도록 배치되고;

상기 임플란트 장치는 상기 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성이 신체 조직을 통해 상기 적어도 2개의 전극의 커플링과 전도성 경로를 통해 상기 적어도 2개의 전극의 커플링 사이의 스위칭에 의해 상기 비자기 공진 안테나의 임피던스를 변경하도록 배치된 전기 스위치를 포함하는 하나 이상의 전기 스위치(들)에 의해 제어되도록 배치되는, 신체 내에서 사용하기 위한 임플란트 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 전극 사이의 간격은 5 mm 내지 35 mm의 범위에 있는, 임플란트 장치.

#### 청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 신체 조직과 상기 전극 사이에 갭을 제공하기 위해 생체 적합성 비전도성 재료의 층을 포함하는, 임플란트 장치.

#### 청구항 4

제3항에 있어서, 상기 생체 적합성 비전도성 재료의 층은 상기 임플란트 장치의 외부 주위의 셸에 의해 제공되는, 임플란트 장치.

#### 청구항 5

제3항 또는 제4항에 있어서, 상기 층은 약 0.5 mm의 두께와 같은 1 mm 이하의 두께를 갖는, 임플란트 장치.

#### 청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전도성 패치 중 적어도 하나는 전도성 재료의 튜브 형태를 취하는, 임플란트 장치.

#### 청구항 7

제6항에 있어서, 상기 전도성 패치는 더 큰 비전도성 튜브 상의 2개의 전도성 튜브에 의해 제공되는, 임플란트 장치.

#### 청구항 8

제6항 또는 제7항에 있어서, 상기 전도성 패치(들)를 형성하는 상기 전도성 튜브(들)는 3 mm 내지 15 mm 범위의 직경 및 3 mm 내지 6 mm 범위에서 축을 따라 길이를 갖는, 임플란트 장치.

#### 청구항 9

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전도성 패치는 디스크형 패치 중 하나 이상, 또는 구형 표면의 단면에 의해 제공된 패치를 포함하는, 임플란트 장치.

**청구항 10**

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 안테나의 후방산란 특성은 상기 안테나의 부하 및/또는 기하학적 구조를 변화시키는 하나 이상의 전기 스위치(들)에 의해 제어되고, 상기 장치는 다수의 전기 스위치 및 상기 안테나의 후방산란 특성에 상이한 영향을 미쳐 상기 후방산란된 신호에 대해 2개 초과 상이한 상태가 가능하게 되는 필터를 포함하는, 임플란트 장치.

**청구항 11**

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 임플란트 장치는 의료용 임플란트 장치이고 의료용 데이터를 수집하기 위한 하나 이상의 센서(들)를 포함하는, 임플란트 장치.

**청구항 12**

제11항에 있어서, 상기 하나 이상의 센서(들)는 상기 데이터 공급원로부터 상기 외부 통신 시스템에 전송되는 상기 데이터를 생성하는 데 사용되는 정보를 제공하기 위해 상기 데이터 공급원에 연결되는, 임플란트 장치.

**청구항 13**

제11항 또는 제12항에 있어서, 상기 임플란트 장치의 데이터 공급원 및/또는 하나 이상의 센서(들)는 배터리 또는 별도의 무선 전력 전송 시스템에 의해 전력을 공급받는, 임플란트 장치.

**청구항 14**

제1항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 임플란트 장치는 상기 임플란트 안테나를 사용하여 데이터의 후방산란 통신 동안 상기 임플란트 안테나로의 무선 전력 전송이 없도록 배치되는, 임플란트 장치.

**청구항 15**

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 데이터 공급원은 상기 안테나의 후방산란 특성을 제어하기 위한 데이터 신호를 제공하여 상기 데이터 공급원으로부터 상기 외부 통신 시스템에 데이터를 전송하도록 배치되는, 임플란트 장치.

**청구항 16**

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 따른 임플란트 장치와, 제1 임플란트 장치와 통신하도록 배치된 제2 임플란트 장치와 함께, 상기 제1 임플란트 장치로서의 조합.

**청구항 17**

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 따른 임플란트 장치, 및 송신기로부터 상기 임플란트 장치를 향해 전자기파를 전송하고 수신기에서 상기 임플란트 장치로부터 후방산란된 신호를 수신하도록 배치된, 외부 통신 시스템의 조합.

**청구항 18**

제17항에 있어서, 상기 전자기파는 의료용 임플란트에서 사용하기 위해 허가된 주파수에서의 전파인, 조합.

**청구항 19**

제17항 또는 제18항에 있어서, 상기 송신기는 체상 안테나를 포함하는, 조합.

**청구항 20**

제19항에 있어서, 상기 임플란트 장치를 향해 상기 전자기파를 전송하기 위해 함께 작용하는 상기 바디 상의 다수의 위치에 다수의 송신 안테나를 포함하는, 조합.

**청구항 21**

제20항에 있어서, 상기 외부 통신 시스템은 상기 수신기에서 널 커플링된 신호를 생성하고 신호 대 간섭비를 증가시키기 위해 상기 다수의 송신기 안테나를 사용함으로써 상기 송신기 안테나로 인해 상기 수신기 안테나에서

상기 커플링된 전력의 양을 감소시키도록 배치되는, 조합.

**청구항 22**

제1항 내지 제21항 중 어느 한 항에 따른 임플란트 장치 또는 조합의 사용.

**청구항 23**

제22항에 있어서, 환자에게 상기 임플란트 장치를 이식 또는 삽입하는 단계; 신체의 외부에 있는 외부 통신 시스템으로부터 상기 장치를 향해 전자기파를 전송하는 단계; 상기 안테나로부터의 후방산란된 신호를 사용하여 상기 데이터 공급원로부터 데이터를 전송하기 위해 상기 안테나의 후방산란 특성을 제어하는 단계; 및 상기 외부 통신 시스템에서 상기 후방산란된 신호를 수신하는 단계를 포함하는, 사용.

**청구항 24**

제23항에 있어서, 상기 임플란트 장치를 사용하여 상기 환자의 신체 내의 하나 이상의 위치에서 의료 정보를 수집한 다음, 상기 외부 통신 시스템과의 후방산란 통신을 통해 상기 신체의 외부로 상기 정보를 전송하는 단계를 포함하는, 사용.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 신체 내로부터 무선 통신을 위해 마련된 의료용 임플란트, 및 임플란트와의 통신을 위한 시스템 및 관련 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 의료용 임플란트는 신체에 대한 정보를 수집하고 다양한 상황에서 신체와 상호 작용하기 위해 사용된다. 예를 들어, 캡슐 내시경은 소화계 내에서 이미지를 수집할 뿐만 아니라 샘플을 얻거나 약물을 전달하는 데 사용되며, 신경 보철 시스템은 뇌를 외부 장치와 링크시키고 뇌, 심박 조율기, 또는 무연 심박 조율기와 전기 신호를 교환하는 데 사용되어 심장 박동을 동기화하고, 신체 내에 유지 또는 신체의 통과에 의존하는 다양한 다른 장치가 제안되어 왔다. 이러한 모든 의료용 임플란트 장치의 경우, 신체 외부 또는 내부에서 다른 장치와 무선 통신이 가능하면 이점을 제공한다. 이는 임플란트의 무선 제어 또는 프로그래밍을 위한 것, 카메라, 온도 센서, 혈액 모니터링 센서 등과 같은 센서로부터의 데이터 전송을 위한 것, 및 그 밖의 다른 것들을 위한 것일 수 있다.

[0003] 통상적인 데이터 전송 속도 및 신체 표면 밑의 임플란트의 깊이는 하기의 표에 제시되어 있다. 임플란트의 완전한 무선 작동이 가능하기 위해서는 이러한 범위 내의 무선 데이터 전송이 매우 바람직하다. 실제로 일부 적용 분야에서, (일부 경우에 신경 보철에 사용될 때) 신체 외부로부터 임플란트에 유선으로 연결하는 것은 불가능하고 신체 표면에 더 가까운 별도의 이식된 송신기 장치에 유선으로 링크하는 것은 불편할 뿐만 아니라 어렵다.

적용 분야	필요한 데이터 속도	범위
캡슐 내시경(비디오 스트리밍)	1-100 Mbps	30-150 mm
심장 모니터링	40-200 Kbps	100 mm
신경 모니터링	512 개 센서, 430 Mbps	20-30 mm

[0004]

[0005] 신체 외부로부터 임플란트 장치의 위치로의 완전한 무선 연결의 경우, 최소 데이터 전송 속도의 필요성 및 신체 조직의 깊이 양자에 의해 문제가 발생할 수 있다.

[0006] 무선 통신 기능 및 또한 무선 전력 전송을 갖는 임플란트 장치는 종래 기술에 제안되어 왔다. 예를 들어, US 2013/0215979호는 신체 외부로부터 임플란트 장치로 동시에 전력 및 데이터 전송을 위한 방법을 기술하고 있다. 임플란트 장치에서의 회로는 외부 RF 신호로부터 전력을 수확하기 위해 사용되며 임플란트로부터 외부 장치로의 후방산란 통신이 있을 수 있다. 데이터 신호를 외부 장치로 다시 전송하기 위해 부하 변조가 제안된다. 충전 RF 신호의 일부는 후방산란 통신에 사용되고 나머지는 무선 전력 전송에 사용된다.

[0007] US 2014/0055088호는 임플란트 장치의 무선 충전을 위한 방법을 기술하고 있다. 통신 코일로부터의 후방산란은

효율적인 충전을 위한 최상의 주파수를 나타내는 데 사용된다. 따라서, 외부 송신기는 후방산란된 정보를 사용하는 기본적인 피드백 메커니즘에 기초하여 무선 전력 전송을 위해 주파수를 조정할 수 있다.

[0008] US 2014/0084855호는 임플란트로(외부에서 임플란트로)의 무선 전력 전송 및 데이터 전송을 설명하고 있다. 후방산란 신호는 외부 시스템에 수신되어 임플란트 임피던스 매칭 유닛을 제어하거나 외부 장치의 주파수를 변경하기 위해 처리된다. 양자의 경우, 이는 최대 무선 전력 전송을 얻기 위해 수행된다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0009] 이러한 기존 장치 중 어느 것도 데이터 전송 속도에 대한 이상적인 요건을 완전히 만족시킬 수 없으며 또한 신체 내로 충분히 깊게 침투할 수 없다. 의료용 임플란트와 통신하기 위한, 특히 임플란트 장치의 내부 전원 공급 장치의 과도한 사용을 피하면서 동시에 통신이 효과적일 수 있는 신체 조직의 가능한 깊이를 증가시키기 위한, 보다 효과적인 방법이 필요하다. 신체 내의 더 깊은 위치에 있는 임플란트 장치와 신뢰 가능하게 통신하는 능력은 의료용 임플란트를 위한 무선 데이터 전송의 유용성을 크게 향상시킬 것이다.

**과제의 해결 수단**

[0010] 제1 양태에서, 본 발명은 신체 내에서 사용하기 위한 임플란트 장치를 제공하고, 본 임플란트 장치는 데이터 공급원; 및 외부 통신 시스템과의 후방산란 통신을 위한 비자기 공진 안테나를 포함하고, 비자기 공진 안테나는 임플란트 장치가 사용 중일 때 이격되도록 배치되는 2개의 전도성 패치를 포함하는 적어도 2개의 전극을 포함하고; 임플란트 장치는 데이터 공급원으로부터 외부 통신 시스템으로 데이터를 전송하기 위해 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성을 제어하도록 배치되고; 임플란트 장치는 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성이 신체 조직을 통해 적어도 2개의 전극의 커플링과 전도성 경로를 통해 적어도 2개의 전극의 커플링 사이의 스위칭에 의해 비자기 공진 안테나의 임피던스를 변경하도록 배치된 전기 스위치를 포함하는 하나 이상의 전기 스위치(들)에 의해 제어되도록 배치된다.

[0011] 이러한 특징의 조합으로, 비자기 공진 안테나는 임플란트 장치에서 요구되는 매우 낮은 전력 및 높은 안테나 임피던스 변화 가능성으로 제어될 수 있으며, 이에 의해 일반적으로 신체의 외부에 안테나를 포함하는 외부 송신기/수신기 시스템과의 효과적인 후방산란 통신이 가능하게 된다. 비자기 공진 안테나의 사용에 의해 큰 레이더 단면(RCS)이 가능하여 효율적인 후방산란 성능이 가능하게 된다. 스위치는 주변 신체 조직이 안테나의 유효 임피던스에 영향을 주는 정도를 변경함으로써 비자기 공진 안테나의 임피던스를 변경한다. 따라서, 신체 조직이 안테나 회로 내의 커플링의 주요 부분이 되도록 스위치가 개방될 수 있거나, 또는 2개의 패치가 전도성 경로에 의해 결합되고 신체 조직이 전도성 경로와 "병렬"로 안테나 회로 내에만 있으므로 최소 충격을 갖도록 스위치가 폐쇄될 수 있다. 이러한 접근법 및 사이에 간격을 갖는 2개의 패치 안테나를 사용함으로써, 임플란트 장치에서 전력의 최소 사용으로 후방산란 특성의 상당한 변화를 생성할 수 있음을 이해할 것이다.

[0012] 제1 양태의 안테나는 비자기 공진 안테나이다. 이러한 맥락에서, 자기 공진 안테나 구조와 기하학적 구조가 (공통 안테나 방법에서 사용되는 바와 같이) 공진을 제공하는 방식으로 설계되었음을 의미한다. 비자기 공진(예를 들어, 전극 안테나)으로, 안테나 자체에는 공진이 없지만 안테나 주변 매체의 임피던스는 공진을 제공할 수 있다. 공진은 비자기 공진 안테나의 작동에 불필요할 수 있으며, 대신에 안테나의 작동은 임피던스 변화에 기반할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 비자기 공진 안테나가 생체 조직을 포함하는 전도성 매체에 사용될 때, 전류 경로는 전도성 매체 내의 안테나의 두 전극 사이에서 생성될 수 있다. 전류 경로는 생물학적 환경으로 연장되고 생체 매체에서 전류 분포를 갖는 더 큰 영역을 생성한다. 이러한 영역의 크기는 안테나의 물리적 크기보다 훨씬 크다. 이는 안테나를 위한 큰 가상 크기를 발생시키고 이에 따라 높은 효율이 달성된다. 자기 공진 안테나를 사용하는 종래 기술에서, 안테나 효율은 안테나 기하학적 구조의 물리적 크기로 제한되는 반면, 제1 양태에서와 같은 비자기 공진 안테나의 경우 안테나 효율은 안테나의 더 큰 가상 크기를 사용하여 증가될 수 있다.

[0013] 비자기 공진 안테나 및 전기 스위치(들)는 신체 조직의 임피던스를 이용하여 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성에 영향을 미치는 것이 유리하며, 두 부분 안테나는 사용 중일 때 이격되고 신체 조직과 접촉하도록 배치된 2개의 전극을 갖는다. 전극 사이의 간격은 예를 들어 5 mm 내지 35 mm일 수 있다.

[0014] 비자기 공진 안테나는 비자기 공진 안테나의 주요 구성요소를 형성할 수 있는 전극으로서 2개의 전도성 패치를 사용한다. 금속 패치가 사용될 수 있다. 2개의 전극은, 예를 들어 패치의 전도성 재료와의 직접적인 조직 접촉을 통해, 신체 조직과 접촉하거나, 또는 중합체 코팅과 같은 얇은 생체 적합성 비전도성 코팅의 개재 층과 접촉

하도록 배치될 수 있다. 생체 적합성 비전도성 재료의 층에 의해 안테나와 신체 조직의 커플링에 갭이 형성되어, 안테나의 작동을 향상시킬 수 있다. 층은 안테나 및 임플란트 장치의 다른 부품 주위에 배치된 셸과 같은 하우징을 통해 제공될 수 있다. 하우징 또는 코팅은 임플란트 장치를 캡슐화하고 내부 부품이 신체 조직 및 체액에 직접 노출되는 것을 방지하도록 임플란트 장치를 밀봉하는 역할을 할 수 있다. 이는 또한 장치의 안전성을 향상시키고 및/또는 장치의 나머지에 대한 생체 적합성 재료의 필요성을 감소시킬 수 있다. 층은 예를 들어 약 0.5 mm의 두께와 같은 1 mm 이하의 두께를 가질 수 있다. 일부 예에서, 0.1 mm 이하의 두께를 갖는 코팅이 사용될 수 있다.

[0015] 비자기 공진 안테나의 후방산란 특성은 생체 매체(예를 들어, 신체 조직)를 통해 두 전극의 커플링과 전도성 경로를 통해 두 전극의 커플링 사이의 스위칭에 의해 비자기 공진 안테나의 임피던스를 변경하도록 배치된 전기 스위치에 의해 제어된다. 따라서, 실제로 스위치가 개방될 때 생체 조직을 통한 커플링으로 인해 높은 임피던스가 제공되고, 스위치가 폐쇄될 때 스위치를 통한 전도성 경로를 통해 낮은(명목상 0) 임피던스가 제공된다. 임피던스의 큰 변화는 신체 표면 상 또는 피부 아래에 배치된 수신 안테나에 의해 식별될 수 있다. 큰 RCS, 장치의 큰 대역폭, 및 큰 임피던스 변화로 인해 반사의 고효율이 달성된다. 이는 낮은/중간 송신기 전력으로 최대 18 cm의 깊이에서 큰 관독 범위를 생성할 수 있다. 12 Mbps의 높은 데이터 속도가 측정되었으며 70 Mbps의 전위가 달성될 수 있는 것으로 예상된다.

[0016] 예시적인 안테나는 안테나의 두 전극을 제공하는 2개의 전도성 패치를 사용하고, 이러한 패치는 스위치를 통해 선택적으로 결합된다. 전도성 패치는 다양한 형태를 취할 수 있다. 이는 패치 안테나로 간주될 수 있으므로 코일 안테나 또는 루프 안테나와 같은 다른 안테나와 구별된다.

[0017] 하나의 간단한 예에서, 전도성 패치는 신체 조직에 부착되도록 배치된 패치일 수 있으며, 이에 의해 신체 조직에의 부착은 패치 사이에 간격을 두고 패치를 고정시키는 역할을 한다. 그 후, 스위치는 패치 사이의 전도성 경로를 연결 또는 연결 해제하여 신체 조직의 임피던스가 안테나의 유효 임피던스에 대해 덜 또는 더 큰 영향을 줄 수 있다.

[0018] 전도성 패치는 임플란트의 바디 또는 하우징과 같은 임플란트의 일부에 장착함으로써 이격될 수 있고, 두 패치는 임플란트의 길이를 따라 서로 다른 지점에 있을 수 있다. 일부 예에서, 임플란트는 원통형 튜브 또는 임의의 다른 프리즘 형상의 튜브와 같은 관형 형태를 가지며, 2개의 전도성 패치는 튜브에 장착되고 튜브의 길이를 따라 이격된다. 튜브는 캡슐 내시경 검사와 같은 다양한 목적으로 임플란트 장치에 편리한 형태이다.

[0019] 하나 또는 양자의 전도성 패치는 직사각형 또는 디스크와 같은 일반적으로 2차원 형태를 가질 수 있다. 하나 또는 양자의 전도성 패치는 3차원 형태, 예를 들어 튜브, 구의 단면(예를 들어, 반구), 또는 곡선의 회전 표면과 같은 일부 다른 3차원 표면 형태를 가질 수 있다.

[0020] 일 예에서, 임플란트 장치는 임플란트의 관형 바디와 같은 임플란트의 튜브 상에 배치되는 것이 유리할 수 있는 2개의 튜브형 전도성 패치를 포함한다. 다른 예에서, 임플란트 장치는 하나의 튜브형 전도성 패치 및 다른 형상, 예를 들어 디스크 또는 비관형 3차원 형태(예를 들어 구의 단면, 예를 들어 반구)를 갖는 하나의 패치를 포함한다. 이러한 배치로 인해, 튜브 전도성 패치 및 비튜브 전도성 패치는 임플란트의 튜브 상에, 예를 들어 튜브의 편평한 단부 상의 디스크, 또는 튜브의 둥근 단부 상에 반구형이나 다른 3차원 형태로, 배치될 수 있다.

[0021] 전도성 패치는 원통형 튜브 또는 링과 같은 전도성 재료의 튜브 형태를 취할 수 있다. 이러한 튜브를 제조 및 취급하는 것은 간단하며, 이러한 튜브는 다양한 방식으로 신체 조직에 쉽게 삽입될 수 있다. 또한, 큰 비전도성 튜브에 2개의 전도성 튜브(또는 링)를 용이하게 배치할 수 있어, 바디 내에서 튜브 사이의 필요한 거리를 달성할 수 있을 뿐만 아니라 임플란트 장치의 스위칭 구성요소 및 또한 잠재적인 다른 요소를 수용하기 위한 공간이 가능하게 된다. 전술한 바와 같이, 동일한 접근법이 튜브에 장착된 다른 형상의 두 전도성 패치에 사용될 수 있다. 예시적인 실시예에서, 두 전도성 패치 사이의 거리(예를 들어, 두 튜브 사이의 거리)는 50 mm 이하, 선택적으로 35 mm 이하로 제한된다. 전도성 튜브 사이의 거리는 적어도 5 mm일 수 있고, 전술한 바와 같이 5-35 mm의 범위일 수 있다. 링과 같은 원통형 튜브가 사용될 수 있다. 원통형 튜브는 적어도 3 mm, 선택적으로 적어도 4 mm의 직경, 및 일부 예에서 3 mm 내지 15 mm 범위의 직경을 가질 수 있다. 전도성 튜브는 그의 축을 따라 적어도 1 mm, 선택적으로 적어도 3 mm, 일부 예에서 3 mm 내지 6 mm 범위의 길이를 가질 수 있다.

[0022] 임플란트 장치는 후방산란 특성을 제어하기 위해 하나 이상의 스위칭 장치를 사용하며, 이들은 트랜지스터와 같은 저전력 전기 스위칭 장치일 수 있다. 예를 들어, CMOS FET와 같은 전계 효과 트랜지스터(FET)가 사용될 수 있다. 일 예에서, 트랜지스터는 초저전력으로 유리하게 작동할 수 있는 CMOS MMIC 장치이다. 트랜지스터의 사용

은 안테나의 후방산란 특성을 변경하는 저전력 방식을 제공한다.

- [0023] 임플란트 장치의 내부 전원은 전기 스위치(들)를 제어할 뿐만 아니라 데이터 공급원에 전력을 공급하는 데 사용될 수 있다. 이러한 내부 전원은 배터리를 수 있거나 또는 선택적으로 후방산란 통신에 사용되는 안테나와 동일한 안테나를 사용할 수 있는 무선 전력 전송 시스템일 수 있다. 임플란트 장치는 바람직하게는 후방산란 통신 동안 안테나로부터 전력을 받지 않으며, 이는 안테나가 최대 반사 및 이에 따라 외부 통신 시스템과의 후방산란 통신을 위해 최대 범위에 대해 최적화되는 것을 보장한다. 실제로 데이터의 주기(0 또는 1)는 전력 수확을 위해 사용될 수 있고 다른 주기는 데이터 전송을 위해 사용될 수 있다.
- [0024] 다수의 전기 스위치 및 안테나의 후방산란 특성에 상이한 영향을 미쳐 후방산란된 신호에 대해 2개 초과 상이한 상태가 가능하게 되는 필터가 있을 수 있다. 이에 의해 보다 복잡한 데이터 전송 및 더 높은 데이터 속도가 가능하게 된다. 본 방법은 다중 주파수에서 높은 데이터 속도를 줄임으로써 다중 대역 데이터 통신을 위한 주파수 분할 다중화(FDM)와 유사하다. 또한, 스위치와 필터 조합은 무선 전력 전송 및 데이터 전송을 위한 경로를 분리할 수 있다. 다중 주파수 사용의 경우, 외부 장치는 관심있는 다중 주파수로 전송해야 한다.
- [0025] 임플란트 장치는 의료용 임플란트 장치인 것이 바람직하고, 의료 진단 방법 또는 의료 연구에 사용되는 것과 같은 의료용 데이터를 수집하기 위한 센서를 포함할 수 있다. 센서는 데이터 공급원으로부터 외부 통신 시스템에 전송되는 데이터를 생성하는 데 사용되는 정보를 제공하기 위해 데이터 공급원에 연결되는 것이 바람직하다. 임플란트 장치는 컴퓨터 프로세서 및/또는 데이터 저장용 메모리와 같은 부가적인 데이터 처리 장치를 추가로 포함할 수 있다.
- [0026] 전술한 바와 같이, 종래 기술에서는 무선 전력 전송과 후방산란 통신을 결합하는 것이 제안되었다. 무선 전력 전송을 사용하면 안테나가 반드시 전송된 에너지의 일부 및 때때로 대부분을 흡수해야 하므로 신체 내 후방산란의 범위가 감소된다. 본 안테나의 경우, 후방산란 통신 구성에서 안테나의 설계는 최대 반사 및 이에 따라 최소의 에너지 흡수를 위한 것이며, 임플란트 장치는 바람직하게는 후방산란 통신을 위해 안테나에 입사되는 가능한 많은 에너지를 사용하도록 배치된다. 임플란트 장치는 안테나를 통한 데이터 통신 동안 무선 전력 전송이 없도록 배치될 수 있다. 선택적으로, 무선 전력 전송은 존재하지 않지만, 일부 경우에는 후방산란 통신이 수행되지 않을 때 무선 전력 전송이 별도로 사용될 수 있다.
- [0027] 임플란트의 데이터 공급원 또는 센서는 그 자체의 배터리 또는 별도의 무선 전력 전송 시스템을 가질 수 있다. 데이터 공급원은 안테나의 후방산란 특성을 제어하기 위한 데이터 신호를 제공하여 데이터 공급원으로부터 외부 통신 시스템에 데이터를 전송하도록 배치될 수 있다. 바람직하게는, 이는 저전력 데이터 신호이므로 임플란트 장치의 최대 수명을 보장한다. 임플란트 장치에서 전력 요건을 최소화함으로써, 장치의 수명이 최대화되면서 후방산란 통신의 높은 데이터 속도가 가능하게 된다.
- [0028] 임플란트 장치는 제2 임플란트 장치와 통신하는 데 사용될 수 있고, 이에 따라 제1 임플란트 장치와 제2 임플란트 장치 사이에 데이터의 전송이 있을 수 있으며, 제2 임플란트 장치는 유리하게는 임플란트 장치를 향해 전자기파를 전송하며, 임플란트 장치로부터 후방산란된 신호를 수신하도록 배치된다.
- [0029] 대안적으로 또는 추가적으로, 임플란트 장치는 임플란트 장치와 상호 작용하여 임플란트 장치로부터 데이터를 수신하는 외부 통신 시스템과 조합하여 제공될 수 있다. 예를 들어, 이는 환자에 대한 의료 데이터를 수집하기 위한 시스템과 관련될 수 있다.
- [0030] 외부 통신 시스템은 임플란트 장치를 향해 전자기파를 전송하고 임플란트 장치로부터 후방산란된 신호를 수신하도록 배치될 수 있다. 이는 송신기 및 수신기 양자로서 작용하는 단일 안테나를 사용하여 이루어질 수 있지만, 바람직하게는 외부 통신 시스템은 별개의 송신 및 수신 안테나를 포함한다. 다중 안테나를 사용하는 한 가지 이유는 수신기 포화를 방지하기 위해 송신 안테나와 수신 안테나 사이의 커플링을 줄이는 것이다. 이에 의해 수신기는 비교적 약한 후방산란 신호를 수신하기 위해 전체 동적 범위에서 작동할 수 있다. 또한, 다중 경로 전파의 경우, 이중 정적(이중 안테나) 또는 다중 정적(복수 안테나)을 사용하면 깊은 신호 페이딩의 가능성을 제거하므로 단일 정적(단일 안테나) 구성보다 우수한 성능을 발휘한다.
- [0031] 전자기파는 전파될 수 있으며, 특히 의료용 임플란트에 사용하기 위해 지정된 주파수일 수 있다. 이러한 주파수는 생체 조직에서의 가용성 및 손실 특성에 기초하여 선택된다. 400, 600, 800, 및 1400 MHz의 산업, 과학, 및 의료(ISM) 주파수 대역 및 의료 임플란트 통신 서비스(MICS)는 의료용 임플란트와의 무선 통신에 사용되므로 외부 통신 시스템은 이러한 주파수 중 하나를 사용할 수 있다. 비자기 공진 안테나의 작동으로 인해, DC 내지 1500 MHz의 주파수는 임플란트로부터 외부 통신 시스템으로의 통신을 가능하게 할 것으로 예상된다.

- [0032] 송신기는 송신기 안테나로서 체상(on-body) 안테나를 포함할 수 있고, 이는 임플란트 장치를 향한 임의의 효율적인 라디에이터의 구성일 수 있다. 임플란트 장치를 향해 전자기파를 전송하기 위해 함께 작용하는 다수의 위치에 다수의 송신 안테나가 있을 수 있다. 서로 다른 위치에서 다중 안테나의 사용은 신체 표면에서 과도한 전자기 방사 수준을 피하면서 임플란트 장치의 신호 강도를 최대화할 수 있어, 방사선으로의 환자의 노출에 대한 한계를 초과하지 않으면서 후방산란 통신의 잠재적 범위를 증가시킬 수 있다. 또한, 신체 표면 상의 다중 안테나는 직교 구성으로 배치되어 편광 다이버시티를 구현할 수 있고, 이에 따라 수신된 신호는 임플란트 방향에 덜 의존적이다. 이는 캡슐이 소화관 내에서 이동하고 외부 안테나에 대해 서로 다른 방향을 가질 수 있는 캡슐 내 시경 검사와 같은 적용 분야에 필수적이다.
- [0033] 송신 안테나(들)는 피부에 직접 접촉하는 것을 방지하기 위해 분리 캡을 두고 바디에 직접 배치될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 매칭 층이 안테나(들)와 피부 사이에 배치될 수 있다. 매칭 층은 저손실 유전 재료, 예를 들어 물 또는 아쿠아 기반 유전 재료를 포함할 수 있다. 매칭 층의 사용으로, 신체 비흡수율(SAR)이 감소되고 방사선으로 인해 발생된 열이 소산될 수 있다.
- [0034] 일부 구현에서, 외부 통신 시스템은 수신기에서 널 커플링된 신호(null coupled signal)를 생성하기 위해 다수의 송신기 안테나를 사용함으로써 송신기 안테나로 인해 수신기 안테나에서 커플링된 전력의 양을 감소시키도록 배치될 수 있다. 이는 매우 약한 후방산란 신호조차도 수신기에서 회수될 수 있음을 의미한다.
- [0035] 본 발명은 예를 들어 환자에 대한 의료 정보를 수집하거나 환자를 치료하기 위해 제1 양태에서와 같이 임플란트 장치의 사용으로 더 확장된다. 임플란트 장치는 전술한 다른 특징들 중 임의의 특징을 포함할 수 있다.
- [0036] 임플란트 장치의 사용은 환자에게 임플란트 장치를 이식 또는 삽입하는 단계; 신체의 외부에 있는 외부 통신 시스템으로부터 장치를 향해 전자기파를 전송하는 단계; 안테나로부터의 후방산란된 신호를 사용하여 데이터 공급원으로부터 데이터를 전송하기 위해 안테나의 후방산란 특성을 제어하는 단계; 및 외부 통신 시스템에서 후방산란된 신호를 수신하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0037] 선택적으로, 장치의 사용은 임플란트 장치를 사용하여 환자의 신체 내의 하나 이상의 위치에서 의료 정보를 수집한 다음, 외부 통신 시스템과의 후방산란 통신을 통해 신체의 외부로 정보를 전송하는 단계를 포함할 수 있다. 장치의 사용은 전술한 바와 같은 스위치에 의해 후방산란 신호를 통해 데이터를 전송하도록 안테나의 후방산란 특성을 제어하는 단계를 더 포함할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0038] 이제 본 발명의 특정 바람직한 실시예를 단지 예시로서 첨부 도면을 참조하여 설명할 것이다:
  - 도 1은 일부 생체 조직에 대한 전도도 대 주파수의 플롯이고;
  - 도 2는 비자기 공진 안테나로서 갈바닉 전극을 위한 배치를 도시하고 있고;
  - 도 3은 도 2의 스위치의 작동을 나타낸 회로 모델이고;
  - 도 4a 내지 4e는 임플란트 장치 및 특히 안테나의 전극을 제공하는 전도성 패치를 위한 다양한 배치를 도시하고 있고;
  - 도 5는 후방산란 신호 레벨이 주파수에 대해 플롯팅된 시험 결과를 도시하고 있고;
  - 도 6은 455 MHz에서 서로 다른 캡슐 크기 25, 15, 및 5 mm에 대한 후방산란 신호 레벨 대 깊이를 도시하고 있고;
  - 도 7은 깊이 9 cm에서 임플란트 캡슐을 사용한 전송된 주기 신호의 시험에 대한 스펙트럼 분석기에서의 후방산란 신호를 도시하고 있고;
  - 도 8은 동일한 시험에 대한 USRP 스펙트럼 분석기 측정을 도시하고 있고;
  - 도 9는 도 8의 시험으로부터 디코딩된 데이터 신호를 도시하고 있고;
  - 도 10은 17 cm의 깊이에서 임플란트 캡슐을 사용한 유사한 시험에 대한 스펙트럼 분석기 측정을 도시하고 있다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0039] 바람직한 실시예는 후방산란 통신을 위한 비자기 공진 안테나를 갖는 임플란트 장치 및 임플란트 장치로부터 데

이터를 수신하기 위한 외부 통신 시스템에 관한 것이다. 임플란트 장치는 의료용 임플란트 통신을 위한 새로운 무선 후방산란 데이터 연결 기술을 발생시킨다. 제안된 인체 후방산란 통신(HBBC)은, 조직 손실 및 임플란트 안테나 성능 저하로 인해 규칙적인 후방산란 통신 및 RFID 기술이 방해되는, 전도성 매체에 적합하다. 후방산란 기술과 유사하게, 본 접근법은 임플란트 장치에서 송신기를 제거하여 임플란트 및 물리적 공간의 전력 소비를 절감할 수 있다. 원격 리더기는 RF 에너지를 전송하고 임플란트의 데이터 공급원에 의해 변조되는 정보 신호를 관측하는 데 사용된다. 이러한 접근법을 사용하면, 통신을 위한 임플란트 전력 소비는 종래 무선 통신에서의 전체 송신기 체인 대신에 스위치 회로의 사용으로 인해 수 m-watt에서 몇 nano-watt까지 줄어든다. 따라서, 작은 임플란트 장치로 높은 데이터 전송 속도와 긴 수명의 연결이 보장된다.

[0040] 본 고유한 기술은 전도성 매체에서 효과적으로 작동하는 비공진 안테나를 기반으로 한다. 비공진 안테나는, 공진 안테나에 비해, 전도성 매체에서 초고효율 및 초광대역 성능을 제공할 수 있다. 따라서, 비공진 안테나와의 링크 버짓은 공진 베이스 안테나보다 훨씬 우수한 성능을 발휘한다. 안테나 임피던스 튜닝을 위해 안테나 주변에서 매체의 임피던스를 구현하고, 후방산란 방법으로 임플란트 데이터 신호 및 스위치를 사용하여 매체의 임피던스를 변경한다.

[0041] 18 cm를 초과하는 임플란트 깊이에 대해 낮은 속도에서 높은 속도(최대 70 Mbps까지 가능)로의 신뢰 가능한 데이터 연결은 원격 리더기의 적당한 송신기 전력 레벨(100 m watt 미만)로 실현 가능하다. 그러므로, 본 시스템은 매우 깊은 연결을 위해 구현될 수 있다. 새로운 접근법에서 임플란트 크기는 5 mm로 감소될 수 있으며 근거리에서 더 감소될 수 있다(1mm). 본 방법은 무선 심박 조율기, 무선 캡슐 내시경 검사(WCE), 및 체내 무선 센서 네트워크에서 잠재적 적용으로 임플란트 대 임플란트 또는 임플란트 대 외부 신체 통신 시나리오에 사용될 수 있다.

[0042] 규칙적인 무선 후방산란 통신 및 RFID 기술은 원격 리더기가 EM파를 전송하는 자유 공간에서 사용되고, 태그 장치의 공진 안테나 구조를 갖는 수신된 신호는 변조되어 신호는 파 전파 채널에서 재전송된다. 태그 장치의 스위치 회로는 신호 변조를 수행한다. 원격 리더기는 데이터 검출을 위해 파 반사를 복조한다. 태그 공간에서의 작동은 안테나 레이더 단면(RCS)을 증가시키고 적절한 후방산란 링크 버짓을 제공하는 데 필수적이다. 태그 안테나의 크기는 시스템 성능에 중대한 역할을 하고, 공진 길이( $\lambda/4$ )로부터 안테나의 전기적 크기를 감소시킴으로써 스키마의 효율이 저하된다.

[0043] 종래의 후방산란 및 RFID 방법은 감지 목적을 위한 피상적인 의료용 임플란트 통신에 사용 가능하다. 이러한 적용에서, 통신 범위는 작으며(1-3 cm), 데이터 속도는 몇 kbps로 제한된다. 주된 제한은 작아야 되는 임플란트 크기(< 30mm) 및 주파수에 따라 증가하는 생체 조직의 주파수 의존 손실이다. 이는 MHz 주파수 범위(< 1500 MHz)를 사용하여 부과된다. 그러므로, 정규화된 안테나 크기가 작아져(<  $\lambda/10$ ) 안테나 효율 저하를 야기한다. 또한, 작은 크기로 인해, 안테나 리액티브계(근거리장)는 상당히 강하게 되어 안테나 주변 조직에 의해 흡수되고 전체 안테나 효율을 더욱 감소시키는 비흡수율(SAR)을 발생시킨다. 공진 안테나에 대한 이러한 고유 제한은 생의학 임플란트 통신을 위한 RFID의 적용을 제한한다.

[0044] RCS가 큰 안테나를 사용하고 임플란트 안테나 공진을 튜닝하면 임플란트 장치의 통신 범위를 늘리는 데 도움이 될 수 있다. 그러나, 이식된 안테나의 작은 효율 및 (RF 흡수 및 SAR로 인한) 적용된 리더기의 전력에 대한 제한으로 인해, 공진 안테나를 사용한 초기 작업에서의 통신 범위는 100 m watt의 인가 전력으로 약 8 cm로 제한된다. 또한, 임플란트 안테나의 공진 주파수는 후방산란 성능에서 중대한 역할을 하는 서로 다른 조직의 로딩으로 인해 편이된다. 후방산란에 가장 적합한 주파수를 찾기 위해서는 복잡한 시스템이 사용되어야 한다. 또한, 작은 공진 안테나를 사용하여 전달될 수 있는 데이터 속도는 제한된다.

[0045] 현재 제안된 접근법은 생물학적 환경과 같은 전도성 또는 손실 매체에 적용되는 후방산란 메커니즘을 기반으로 한다. 인체 후방산란 통신(HBBC)을 실현하기 위해 매체 임피던스 변조를 갖는 비자기 공진 안테나를 사용한다. 새로운 안테나의 효율은 공진 안테나와 유사한 손실 재료의 영향을 받지 않는다. 비자기 공진 안테나는 매칭을 위한 환경의 손실을 이용함으로써 전도성 매체에서 적절한 임피던스를 제공할 수 있다. 안테나는 생체 조직과 직접 접촉해야 하거나, 또는 주변 재료로 코팅하는 동안 작은 갭(< 0.5mm)을 유지할 수 있다. 안테나는 비자기 공진 구조이므로, 효율은 안테나 전기 길이의 요소가 아니다. 따라서, 안테나는 고효율로 매우 작은 크기를 유지할 수 있다. 비자기 공진 안테나의 근거리장은 공진 구조에 비해 강하지 않으므로, 안테나 주변의 소실 전력은 상당히 낮다. 이는 작은 비흡수율(SAR)을 도입한다. 이러한 모든 특징은 종래의 RFID 및 자기 공진 기술로는 달성할 수 없는 HBBC 적용을 위해 원격 리더기를 신뢰 가능한 통신 링크에 제공한다.

[0046] 임플란트 매체는, 안테나 구조 자체 대신에, 제안된 비자기 공진 안테나의 임피던스를 정의한다. 매체 임피던스

는 중심 주파수의 30% 초과에 대해 일정하게 가정될 수 있으므로, 안테나를 주파수 독립적으로 정의할 수 있다. 그 결과, 안테나는 초광대역이 되어 DC에서 수 GHz 주파수 범위까지 작동할 수 있다. 결과적으로, 동일한 안테나는 갈바닉 및 복사 통신에 사용될 수 있다. 또한, 시스템의 잠재적 데이터 속도는 왜곡이 적은 가용 대역폭으로 인해 상당히 높아진다.

[0047] 비공진 안테나를 사용하여 후방산란 변조를 구현하기 위해, 내부 스위치 메커니즘을 통해 매체에서 임플란트 전극의 두 위치 사이의 임피던스를 변경한다. 따라서, 환경의 임피던스를 사용하여 변조할 수 있다. 그러므로, 효율적인 후방산란 성능이 달성된다. 후방산란 장치는 초광대역이므로, 광범위한 주파수(DC-1500 MHz)가 생체 조직에서 데이터 통신을 위해 사용될 수 있다. 또한, 가용 광대역 특징으로 인해, 매우 높은 데이터 속도(450 MHz 중심 주파수에서 70 Mbps)를 전송할 수 있다. 모든 주파수 범위에서의 작동은 유사하지 않으며 최적이지 않다. 작동은 주로 안테나의 두 전극 간의 분리에 따라 달라진다. 작은 분리는 더 높은 주파수에서 더 양호한 작동을 부과한다.

[0048] 제안된 설계는 무선 심박 조율기 및 캡슐 내시경 검사(WCE) 적용을 통해 임플란트로부터 임플란트로 또는 임플란트로부터 체상 수신기로의 통신에 사용된다. 본원의 개시내용은 전술한 기술의 설계 및 측정 결과를 제공한다. 새로운 HBBC 장치의 설계 개념, 및 시스템 구현과 함께 리더기의 안테나의 배치를 기술한다. HBBC에 최적 주파수를 제공하기 위해 측정이 수행되며, 장치 크기 및 통신 깊이의 영향이 측정된다.

[0049] HBBC는 두 가지 가능한 시나리오를 위해 제시된다:

[0050] - 갈바닉 통신을 통한 30 MHz 미만의 주파수에 대한 임플란트 대 임플란트 통신.

[0051] - 70 MHz 초과 주파수에 대해 복사 커플링에 기반한 임플란트 대 체상 통신.

[0052] 임플란트 장치에 후방산란을 사용하려면 35 mm 미만의 컴팩트한 크기의 구현이 필요하다. 생체 조직이 작은 전도도도 값(더 적은 손실)을 나타내는 주파수 범위는 1500 MHz 미만이다(일부 생체 조직에 대한 전도도 대 주파수의 플롯을 나타낸 도 1 참조). 그러므로, 이식된 안테나의 전기적 크기는 소형 안테나의 범주에 있는  $\lambda/10$ 보다 작아진다. 소형 안테나는 높은 Q 인자 및 좁은 대역폭으로 강력한 근거리장을 나타낸다. 임플란트 시나리오와 같이 손실 생체 조직을 소형 안테나에 로딩하면 소멸파의 대부분을 안테나 주변 조직으로 소산시켜 안테나 효율 및 Q 인자 하락을 감소시킨다. 그러므로, 공진 안테나 구조를 사용하면 의료용 임플란트 적용에 문제가 된다. 이는 임플란트 적용에서 소형 안테나의 고유 특성이며 낮은 효율을 나타낸다.

[0053] 도 2 및 3은 생체 전도성 매체, 특히 후방산란 통신을 위해 고려된 설계를 도시하고 있다. 안테나(12)는 2개의 금속 전극(16)을 포함하며 전극(16) 사이의 거리는 작다. 원격 리더기(18)는 후방산란 통신을 통해 안테나(12)로부터 신호를 수신한다. 자유 공간에서의 안테나(12)는 두 전극(16) 사이의 무한 임피던스를 나타낸다. 그러나, 안테나가 전도성 매체에 침지되면, 장치 임피던스는 두 전극(16) 사이의 재료 특성 및 전극(16)의 분리에 의해 특정된다. 전극(16)과 신체 조직 사이의 갭은 또한 도 4b, 4c, 및 4d와 관련하여 아래에서 논의되는 선택적 셀(24)에 의해 제공된 갭(22)과 같은 영향을 줄 수 있다. 또한, 생체 조직용 재료는 주파수 의존적이므로, 전극(16) 사이의 임피던스도 주파수 의존적이 된다. 도 1의 곡선은 전도도가 500 MHz 미만의 주파수에서 대역폭의 약 30%에 대해 거의 편평한 것으로 간주될 수 있음을 나타내고 있다. 두 전극(16)을 갖는 제안된 안테나(12)는 적절한 임피던스 매칭을 갖는 넓은 범위의 주파수(DC-1000 MHz)를 위해 능동 송신기 또는 수신기로서 사용될 수 있다. 5 mm보다 큰 캡슐 크기에 대한 안테나 임피던스는 광대역 사용을 위해 효과적으로 튜닝될 수 있는 범위에 있다. 직접 송신기로서 안테나를 사용하는 것에 대한 주요 문제점은 두 전극(16) 사이의 저항이며, 이는 전극(16) 사이의 조직에 따라 작을 수 있다. 낮은 저항은 송신기의 전력을 소모시키고 송신기 효율을 감소시킨다.

[0054] 후방산란 목적을 위해, 안테나 전극(16) 사이의 와이어 연결이 양자의 전극(16) 사이의 스위치 회로(14)와 함께 사용된다. 스위치 작동을 제어함으로써, 두 전극(16) 사이의 매체의 임피던스는 제로(0) 옴(스위치 온의 경우)과, 매체의 전도도( $\sigma$  S/m) 및 전극(16) 사이의 분리에 의해 정의된, 매체의 임피던스(스위치 오프의 경우) 사이에서 변조될 수 있다. (예를 들어 지방 조직에서) 전도도를 감소시킴으로써 전극(16) 사이의 임피던스는 증가하고, 높은 전도성 조직(혈액, 근육)으로 임피던스는 감소한다. 따라서, 안테나는 공진 안테나와 달리 손실 매체에서 구현하기 쉽다. 그러므로, 원격 리더기가 두 전극(16) 사이의 매체에서 전압 차를 제공하면, 스위칭은 리더기에 의해 검색될 수 있는 등가 회로의 전류를 변경시킨다. 임플란트 데이터 공급원으로 스위치(14)를 제어하면 리더기 측에서 신호 변조를 나타낸다(18). 보다시피, 환경 임피던스 스위칭은 후방산란 통신의 기초이며 장치 자기 임피던스가 아니다. 그러므로, 두 전극(16) 사이에 적절한 전압 차를 제공할 수 있는 임의의 신호 및

주파수는 감지 목적을 위해 사용될 수 있다.

- [0055] 전극(16)은 도 2의 측면도에 도시된 전도성 재료의 원통형 튜브(또는 링)에 의해 제공될 수 있으며, 치수(W)는 실린더의 축을 따르는 튜브의 길이/폭이고 치수(D)는 튜브의 직경이다. 치수(L)는 두 전극(16) 사이의 간격을 나타낸다. DC-1000 MHz로부터의 모든 주파수 범위에서 최적 링크 성능을 위한 범위(5 mm <math>L < 35 \text{ mm}</math>)의 전극(16) 사이의 거리를 제안하고, 전극(16)의 직경은 ( $D > 4 \text{ mm}</math>)가 제안되고 스트립 폭(튜브 길이)은 ( $W > 1 \text{ mm}</math>)가 제안된다. 그러나, 시스템 성능에서 일부 손실이 있다면 더 작은 크기의 L, D, 및 W를 사용할 수 있다.$$
- [0056] 도 4a 내지 4e는 임플란트 장치 및 특히 안테나의 전극을 제공하는 전도성 패치를 위한 다양한 배치를 도시하고 있다. 이러한 임플란트 장치는 HBBC 측정을 위해 제조될 수 있다.
- [0057] 도 4a는 안테나 전극을 위한 2개의 전도성 패치(16)의 사용을 도시하고 있으며, 이러한 패치는 신체 조직(18)에 부착된다. 스위치 회로(14)는 와이어(20)를 통해 2개의 패치(16)에 연결된다. 신체 조직(18)에 패치의 부착은 필요한 간격으로 패치를 고정시키는 데 사용된다.
- [0058] 도 4b 내지 4e의 예는 임플란트 장치(12)의 바디가 패치(16)를 지지하기 위해 사용되어 패치 사이에 간격을 제공한다. 이 점에서 도 4a의 예와 다르다. 이러한 예의 임플란트 장치(12)는 관형 형태를 가지며, 이는 단면으로 도시되어 있다. 스위치 회로(14) 및 전도성 경로(20, 미도시)는 임플란트 장치(12)의 바디 내에 있다. 안테나의 전극을 형성하는 패치(16)는 임플란트 장치(12)의 외부에 배치된다.
- [0059] 도 4b에서, 패치(16)는 임플란트 장치(12)의 두 단부에서 2개의 튜브 형태를 취한다. 도 4c에서, 임플란트 장치(12)는 하나의 튜브형 패치(16) 및 하나의 디스크형 패치(16)를 사용한다. 디스크형 패치(16)는 임플란트 장치의 관형 형태의 단부에 있다. 도 4d의 예는 임플란트 장치(12)를 위해 둥근 단부를 사용하고 패치(16) 중 하나는 튜브이고, 다른 패치(16)는 둥근 단부 중 하나에 맞는 곡면이다. 예를 들어, 이는 구의 단면일 수 있다. 선택적으로, 패치(16)(즉, 전극)와 신체 조직 사이에 갭(22)이 있으며, 이러한 갭(22)은 외부 셸(24)에 의해 제공된다. 갭(22)은 용량성 요소로서 작동한다. 이러한 방식으로 갭(22)의 사용은 고주파(예를 들어, 70 MHz 초과)에서 후방산란 적용을 위해 이루어질 수 있다.
- [0060] 임플란트 장치(12)는 카메라(미도시) 또는 다른 센서를 포함할 수 있다. 카메라를 사용함으로써, 이는 도 4d의 임플란트 장치(12)의 좌측 단부와 같이 패치(16)가 없는 장치의 단부에 배치될 수 있다.
- [0061] 일부 적용의 경우, 도 4e에 도시된 바와 같이 전도성 외부 셸(26)을 갖는 것이 유용할 수 있다. 이 경우, 일단에 디스크형 패치(16) 및 타단에 튜브형 패치(16)일 수 있는 2개의 패치(16)는 절연 재료(28)에 의해 전도성 외부 셸(26)로부터 차폐되어야 한다. 관련 적용 분야는 임플란트 장치(12)의 생체 적합성 및/또는 긴 수명의 이유로 금속을 사용하는 것이 요구되는 적용 분야를 포함한다. 이에 대한 예는 무연 심박 조율기이다. 후방산란 전극(16)은 케이싱으로부터 RF(리더기 주파수)에서 격리되어야 한다. 전극(16)은 둘러싸인 매체 또는 커플링 갭과 접촉할 수 있다.
- [0062] 제안된 개념을 검증하기 위한 실험에서, 인체 조직을 시뮬레이션하기 위해 다른 임플란트 캡슐이 팬텀 재료(예를 들어, 염분 4%)로 채워진 바디 팬텀 내부에서 제조되고 측정되었다. 시험 팬텀으로서  $50 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ 의 물 용기를 사용하고 용제로 채웠다. 체상 안테나는 용기 표면에 배치되었다. 캡슐 안테나(12)는, 예를 들어 도 4b에 도시된 바와 같은 안테나 구성을 사용하여, 리더기 안테나 전방의 액체에 리더기의 안테나 표면과 평행하게 침지되었다. 리더기 안테나 전방의 광범위한 시야각은 임플란트 캡슐(12)과 데이터 연결을 제공할 수 있다. 캡슐 장치(12)의 위치 및 방향이 알려지지 않은 시나리오의 전체 영역을 커버하기 위해, 연결을 제공하기 위한 선택 메커니즘을 갖는 다중 안테나 사용이 제안된다. 액체 균질 팬텀과 유사한 성능을 확인하는 체내 동물 실험에 대해 측정이 검증되었다.
- [0063] 제1 측정 설정에서, HBBC 적용에 적합한 주파수 범위를 정의한다. 전도성 및 방사 링크와 함께 두 가지 다른 시나리오를 고려한다. 방사 링크에서 체상 안테나는 용기 표면과 갭을 두고 배치된다. 공급원 전력은 0dBm(1m watt)이며 후방산란 신호 레벨은 캡슐에 대해 깊이 = 80 mm로 기록된다. 측정 과정에서 25 mm의 캡슐 크기가 사용된다. 도 5는 후방산란 신호 레벨 대 주파수를 도시하고 있다. 도시된 바와 같이, 420-550 MHz의 주파수 범위는 높은 후방산란 신호 레벨을 보여준다. 90 및 180 MHz의 다른 주파수는 양호한 신호 레벨을 제공한다. 300 MHz 대역의 주파수에서, 신호 레벨은 떨어진다. 여기서, 402 MHz 및 450 MHz의 MICS 및 RFID 주파수 대역에 관심이 있다. 전송된 신호는 변조되지 않으므로 미변조된 신호에 대한 규정이 본 시스템에 적용되는 점을 유념한다. 수신된 신호는 변조되고 광대역 특성을 갖지만, 신호 레벨은 -85 dBm 미만이다. 변조된 신호 레벨이 너무 작기 때문에, 전송에 대한 규제 표준에 의해 허용될 수 있다. 예를 들어, 신호 레벨이 -80 dBm 미만인 UWB 전송

은 비허가 대역이다. 그러므로, 미약한 반사 신호에 대해 어떠한 대역폭 제한도 없다.

- [0064] HBBC에 대한 제2 측정에서, 액체 팬텀 내부의 리더기 안테나와 동일한 시나리오가 측정된다. 리더기 안테나는 매체와 직접 접촉한다. 예상한 바와 같이, 고주파 성분은 손실 매체와의 직접 접촉으로 인해 감쇠된다. 그러나, 저주파수 대역(갈바닉 커플링)은 후방산란 신호가 중요한 30 MHz 미만의 주파수에서 우세하다. 그러므로, 갈바닉 부분은 저주파수에 유용하다. 가용 대역폭은 더 낮은 주파수에서 제한된다. 대역폭은 송신기 주파수의 약 30% 낮은 속도 요건으로 HBBC 연결에 충분하다. 저주파수에서 전송하고 더 높은 주파수(업컨버트된 반사)에서 후방산란 신호를 수신하면서 높은 데이터 속도 연결을 위해 동일한 설정을 사용할 수 있다. 예를 들어, 순방향 경로에서 몇 kHz로 전송함으로써, 역방향 경로에서 더 높은 부반송파 속도(1-10 MHz)로 후방산란 신호를 변조하여 데이터에 대한 더 큰 대역폭을 얻을 수 있다. 이 경우, TX와 RX에서의 리더기는 서로 다른 주파수를 갖는다. 본 방법은 무선 심박 조율기 사용에 적합하다. 또한, 순방향 경로에 대한 갈바닉 커플링 및 역방향 경로에 대한 방사선을 고려할 수 있다. 이러한 통신 방식을 사용함으로써, 전송된 신호는 kHz이고 반사된 신호는 고주파수(MICS 주파수 대역)이다. 요건은 역방향 주파수에서 빠른 스위칭이 작동되어야 한다는 점이다.
- [0065] 복사 HBBC에 대한 420-550 MHz의 주파수 범위를 고려하여, 서로 다른 캡슐 크기로 데이터 연결을 측정했다. 이러한 측정 시나리오에서, SDR은 송신기 및 수신기 장치로서 사용된다. 깊이 내 연결을 측정하기 위해 50 m watt의 전력 레벨을 적용했으며, 후방산란 신호 품질이 기록된다. 도 6은 455 MHz에서 서로 다른 캡슐 크기 25, 15, 및 5 mm에 대한 후방산란 신호 레벨 대 깊이를 도시하고 있다. 전극 단부에서 이용 가능한 더 높은 유도 전압 및 임피던스 스위칭에 의해 제공되는 더 큰 차동 RCS로 인해 25 mm 크기의 캡슐은 더 작은 캡슐보다 성능이 우수하다. 5 mm 크기의 캡슐은 25 mm 캡슐보다 약 15 dB 더 열악한 성능을 보인다. 캡슐 크기를 25 mm보다 더 크게 늘리면 후방산란 신호는 현저하게 증가하지 않을 것이다. 이러한 결과는 적용 가능한 깊이에 따라 캡슐 크기를 5mm 이하로 줄일 수 있음을 나타낸다. 455 MHz 대역에서의 후방산란 경로 손실은 모든 캡슐에 대해 약 5 dB/cm이다. 리더기의 이용 가능한 근거리장으로 인해 리더기와 근접한 거리에서 손실 붕괴는 더 작다.
- [0066] 50 mwatt의 인가 전력을 사용하여, -95 dBm의 신호 레벨로 최대 18 cm의 깊이 연결을 제공할 수 있다. 5 mm 크기의 캡슐은 약 13 cm 깊이까지 작동할 수 있다. 이러한 시스템에 대한 데이터 속도는 약 12 Mbps이다. 본 시스템은 작은 왜곡으로 단일 채널에서 최대 70 Mbps의 높은 데이터 속도를 제공할 수 있다. 개선된 수신기 성능을 위해 주파수 분할 다중화(FDM)를 사용할 수 있다.
- [0067] 650 MHz에서 작동하면 5 mm 크기의 소형 캡슐에 10 dB만큼 증가된 링크 성능을 제공할 수 있다. 그러므로, 임플란트 캡슐의 주파수와 크기 사이를 적절히 조정해야 한다. 소형 크기의 캡슐은 고주파수에서 향상된 후방산란을 제공한다. 측정은 전신 마취 하에서 돼지를 사용한 체내 동물 실험에서 수행되었다. 무선 캡슐 내시경 검사 및 무선 심박 조율기 적용을 위해 동물의 복부 및 흉부에 심층(12-18 cm) 적용을 위해 높은 데이터 속도 연결이 예상된다.
- [0068] 갈바닉 캡슐을 사용한 후방산란의 측정은 일방향 연결에 대한 신호 손실이 최대 1.5 dB/cm이고 방사 링크의 경우에는 2.5 dB/cm임을 보여준다. 25 mm의 캡슐 크기에 대한 체상과 캡슐 안테나 사이의 커플링 효율은 -10 dB이다. 완전 매칭을 갖는 커플링은 8 cm에서 30 dB 손실을 링크에 제공한다. 이는 100 m watt를 전송함으로써 캡슐에서 수신된 전력이 100 microwatt임을 의미한다. 정류 회로에 대한 35%의 효율을 고려하여, 400 MHz 주파수 대역에서 임플란트에 35 microwatt 전력을 공급할 수 있다. 비공진 안테나를 사용하는 전도성 시나리오의 경우, 손실은 8 cm에 대해 더 낮은 주파수에서 약 8 dB만큼 더 작기 때문에, 더 많은 전력 전송을 예상된다. 그러므로, 제안된 비자기 공진 안테나(12)는 WPT에 사용될 수 있다.
- [0069] 다른 예에서, 450 MHz 대역에서 SDR로 측정이 수행되었다. USRP N210이 리더기 시스템으로서 사용되었으며, TX 주파수는 450 MHz로 설정되었고 전력은 0 dBm이다. 9 cm 깊이에서 25 mm의 캡슐 크기(L)를 사용하였고, 캡슐을 1 Mbps에서 스위칭하였다. 스펙트럼 분석기에서의 후방산란 신호는 도 7에 도시된 바와 같이 측정되었다. 유사하게, 스펙트럼은 USRP 스펙트럼 분석기에서 측정되었으며, 이는 도 8에 도시되어 있고 데이터 신호는 도 9에 도시된 바와 같이 디코딩된다.
- [0070] TX 전력을 15 dBm(30 mwatt)로 증가시키면서 17 cm의 깊이 및 1 Mbps의 데이터 신호를 검출할 수 있는 15 dB의 RX 개인에 대해 측정이 또한 수행되었다. 20 MHz의 USRP 대역폭을 기반으로, 최대 10 Mbps의 데이터 속도에 대해 동일한 성능을 달성할 수 있다. 깊이 17cm에 대한 스펙트럼은 BS 레벨이 -88.6 dBm인 도 10에 도시되어 있다.
- [0071] 리더기 안테나 및 캡슐 안테나(12)의 상대 회전은 편광 불일치로 인해 신호 열화를 야기할 수 있다. 상대 편광

각도가 45도인 경우, 신호 손실은 5 dB이며 60도의 상대 회전에 대해 10 dB로 증가된다. 이러한 신호는 60도 초과 회전 각도에서 더 감소된다. 그러므로, 다중 안테나 구성에 의한 상대 회전을 보상하기 위해 리더기 안테나의 배치를 조정해야 한다.

[0072] 전도성 매체에 적합하고 저전력 사용으로 효과적인 후방산란 통신이 가능한 이식형 장치가 제안된다. 도입된 안테나(12)는 안테나 작동 동안에 신체 조직의 임피던스를 이용하는 2개의 전도성 전극(16)을 갖는 비자기 공진 구조물이다. 안테나(12)는 비공진 장치이므로, 소형 공진 안테나에서 근거리장과 연관된 손실은 제한 인자가 아니다. 비자기 공진 안테나(12)는 주파수에 따른 매우 광범위한 안정적인 임피던스에 있어 주파수 독립적이다. 그러므로, 안테나(12)를 사용한 초광대역 성능을 얻을 수 있다. 후방산란 작동을 위해, 스위치 메커니즘(14)은 두 전극(16) 사이의 시스템 임피던스를 변경하는 데 사용된다. 매체 임피던스의 변조는 데이터 및 후방산란 연결을 표현하는 데 사용된다. 제안된 시스템은 18 cm 초과 깊이에 대해 450 MHz 중심 주파수에서 70 Mbps의 매우 높은 데이터 속도 연결을 제공할 수 있다. 본 시스템은 5, 15, 25 mm의 서로 다른 캡슐 크기로 시험되었으며, 최대 12 Mbps에서 깊이 12-18 cm까지의 데이터 연결은 50 m watt의 인가 전력으로 시연된다. 사용 및 적용 시나리오에 따라, 후방산란 연결에 DC 내지 1500 MHz의 주파수 범위를 사용할 수 있다. 임플란트 장치의 전력 소비는 임플란트에서 완전한 송신기 대신에 스위치 보드를 사용함으로써 m-watt 내지 수 nano-watt로 감소된다. 이러한 기술은 WCE 및 심박 조율기 또는 임플란트 무선 센서 네트워크 연결에 적합하다.

[0073] 또한, 제안된 기술은, 스위치 회로(14) 대신에 버랙터 다이오드가 스위치로서 사용될 경우에, 임플란트 장치에 아날로그 데이터 연결을 제공할 수 있다. 그 이유는 안테나의 RCS를 줄일 수 있는 안테나 임피던스가 아닌 매체 임피던스 변조를 사용하기 때문이다.

[0074] 그러므로, 매체 임피던스 변조와 함께 데이터 전송의 개념을 사용함으로써, 매체에 작은 인가 전력으로 매우 깊은 임플란트 장치에 데이터 연결을 제공할 수 있다. 그 이유 중 하나는 시스템이 조직 로딩이 소형 안테나의 높은 Q 값을 감소시키는 안테나 공진을 기반으로 하지 않기 때문이다. 또한, 후방산란 데이터 전송을 위해 DC 내지 수 GHz의 모든 주파수 범위를 커버할 수 있다. 임플란트 장치의 두 전극(16) 사이에 전압 차를 제공할 수 있는 임의의 방법이 후방산란 감지를 위해 사용될 수 있다.

[0075] 전도성 매체에서 두 위치 사이에 전압 차를 생성하기 위해 2개의 주파수 범위가 고려된다.

[0076] 1- 전기 전도가 매체에서 신호 전송의 주요 방식인 저주파수(30 MHz 미만).

[0077] 2- 전도성 매체로의 RF 전계 복사에 기초한 고주파수(80 MHz 초과 주파수).

[0078] 전기 전도를 위해, 전극(16)과 전도성 매체 간의 직접적인 접촉이 필수적이다. 그러나, 복사 커플링의 경우, 환경에서 전계를 유도하기 위해 리더기(20)와 매체 사이의 갭이 필요하다. 또한, 복사 시나리오에서 임플란트 장치는 스페이서 또는 비전도성 코팅을 유지할 수 있다. 생체 조직 내에 높은 침투를 제공하고 임플란트 전극(16) 사이에 더 큰 전압 차를 제공할 수 있는 상이한 주파수 대역은 광범위한 측정을 통해 찾을 수 있다. 특징 및 결과의 요약은 다음과 같다:

[0079] · 2개의 전극(16)을 갖는 비자기 공진 안테나(12)를 사용하는 임플란트 장치는 DC 내지 GHz의 모든 주파수 범위에서 후방산란 데이터 연결을 위해 작동할 수 있다. 더 낮은 대역은 이온 운동 및 생체 세포 손상을 방지하기 위해 수십 kHz로 제한된다. 상위 대역은 생체 조직의 재료 손실에 의해 명목상 1000 MHz 미만으로 제한된다.

[0080] · 후방산란 방법은 종래의 RFID 및 자유 공간 후방산란에서 사용되는 안테나 임피던스 변조가 아닌 매체 임피던스 변조를 기반으로 한다.

[0081] · 임플란트 라디에이터에는 공진 안테나가 없다. 결과적으로, 장치 크기 및 Q-인자는 전도성 매체에서 후방산란의 기준이 아니다.

[0082] · 매체 임피던스 변조 접근법은 원통형 또는 평면 구조와 같은 임의의 형태의 임플란트 장치에 통합될 수 있다. 유일한 요건은 임플란트 장치의 전극(16) 사이를 충분히 분리하여 전극(16) 간에 상당한 임피던스를 얻는 것이다.

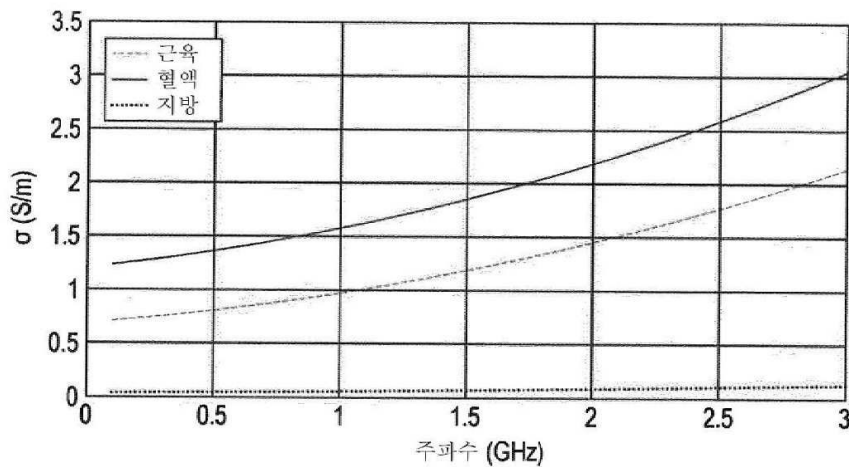
[0083] · 장치의 두 전극(16) 사이의 분리는 시스템 임피던스 및 성능을 정의한다. 이러한 분리는 임플란트의 가용 공간에 따라 달라진다. 25-35 mm 사이의 길이가 최적이다. 그러나, 약간의 성능 손실로 약 15 mm로 줄일 수 있다. 약 5 mm의 작은 크기가 가능하지만 더 높은 주파수에서 작동하는 것이 추천된다.

[0084] · 장치의 두께 또는 직경은 중요한 인자가 아니다. 전극 표면은  $\text{mm}^2 (\text{exp. } 2 \times 2 \text{ mm}^2)$  정도일 수 있다.

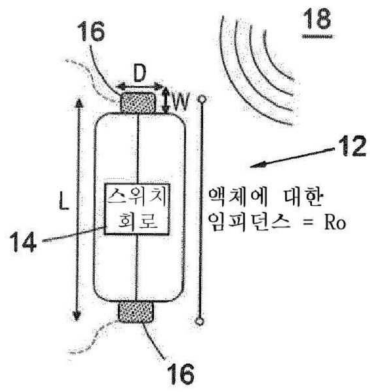
- [0085] · 리더기를 사용하여 임플란트 장치로 에너지를 전달하는 두 가지 방식인 갈바닉 커플링과 복사 커플링이 고려된다.
- [0086] · DC 내지 30 MHz의 주파수 범위에서 임플란트 대 임플란트 통신을 위해, 갈바닉 전도를 위한 최적의 주파수 대역이 제안된다.
- [0087] · 신체 주위의 파 복사가 허용되지 않으면, 갈바닉 HBBC는 임플란트 대 외부 장치 통신에 사용될 수 있다.
- [0088] · 복사 커플링에 대한 주파수 범위는 펜텀에서 측정되며 최적의 작동 주파수가 추출된다: 즉, 90, 180, 및 450 MHz의 3개의 주파수 대역이 구분된다. 크기 5 mm의 소형 임플란트와 통신하기 위해 650 MHz에서 주파수 범위를 정의할 수 있다. 체내 동물 실험을 사용하여 유사한 결과를 확인하였다.
- [0089] · 갈바닉 방법의 경우, 외부 전극(16)과 신체 사이의 전도성 접촉이 필요하다. 전도성 젤을 사용하여 연결을 제공할 수 있다. MHz 범위에서, 지방 조직은 링크 성능 손실에 영향을 덜 끼친다.
- [0090] · 임플란트 시스템은 주파수 독립적인 장치이므로, 후방산란 현상의 특성으로 인해 데이터 전송에 초광대역을 이용할 수 있다. 대역폭은 주로 후방산란 신호 진폭 분산에 의해 제한된다. 이러한 문제는 매칭된 필터로 쉽게 해결될 수 있다. 가용 대역폭은 복사 커플링 메커니즘을 위해 450 MHz 중심 주파수에서 70 MHz보다 크다.
- [0091] · 송신기는 단일 톤 신호 송신기이며 송신기 전력에 대한 관련 규정을 따른다. 예를 들어, 450 MHz에서 최대 300 mwatt일 수 있다. 변조된 후방산란 신호는 -80 dBm 미만이며 비허가 대역에서 UWB 스펙트럼으로 간주될 수 있다.
- [0092] · 갈바닉 방법을 사용하여, 대역폭은 진폭 분산없이 약 20%로 제한된다. 매칭된 필터를 사용하면 대역폭을 증가시킬 수 있다.
- [0093] · 임플란트 장치의 스위칭 경로에 RF 필터를 적용함으로써 다중 캡슐 구현을 위한 다중 주파수의 사용이 가능하다.
- [0094] · 깊이 8 cm 및 1 m watt 전송 전력에 대해 25 mm의 캡슐 및 12 Mbps의 데이터 속도를 갖는 후방산란이 시연된다. 50 m watt의 정격 전력은 450 MHz의 중심 주파수에서 18 cm 깊이로 연결을 제공할 수 있다.
- [0095] · 유사한 연결 및 통신 심도는 갈바닉 방법으로 달성될 수 있다. 그러나, 제한된 대역폭으로 인해 데이터 속도가 제한된다.

**도면**

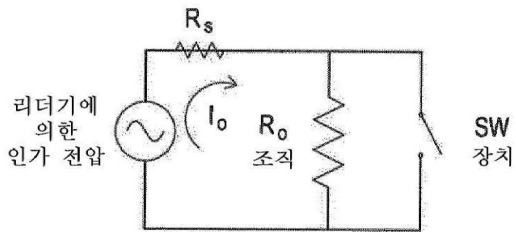
**도면1**



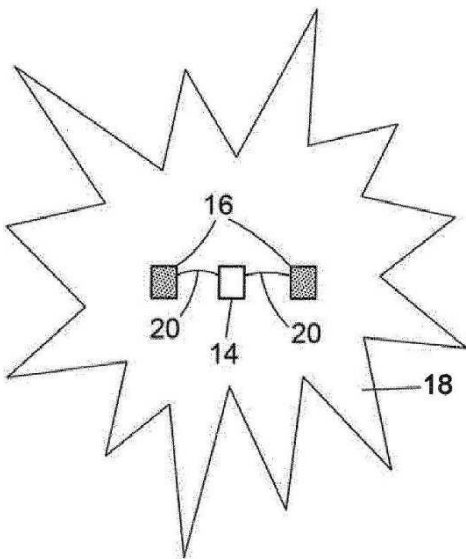
도면2



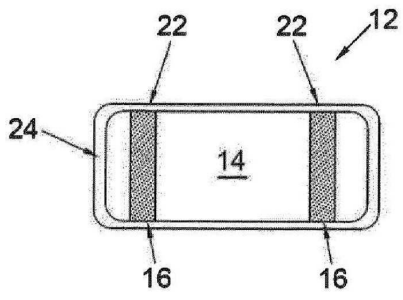
도면3



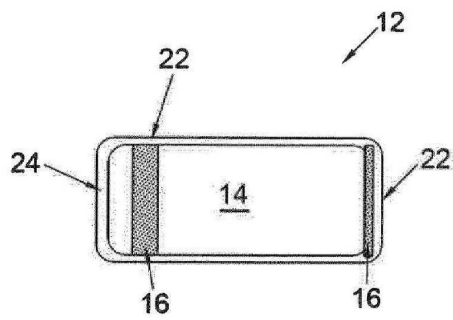
도면4a



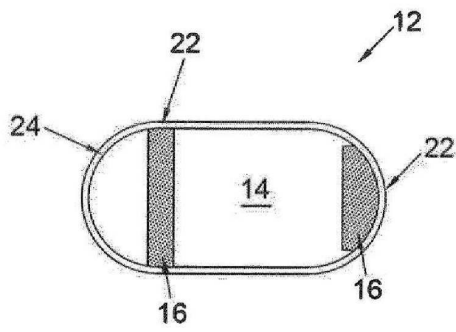
도면4b



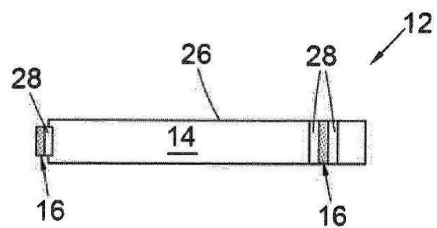
도면4c



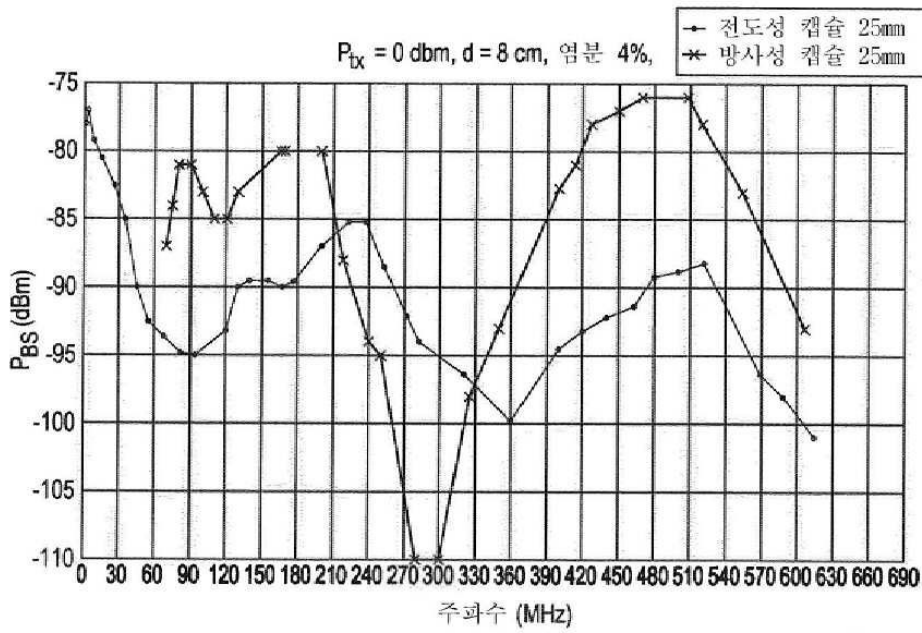
도면4d



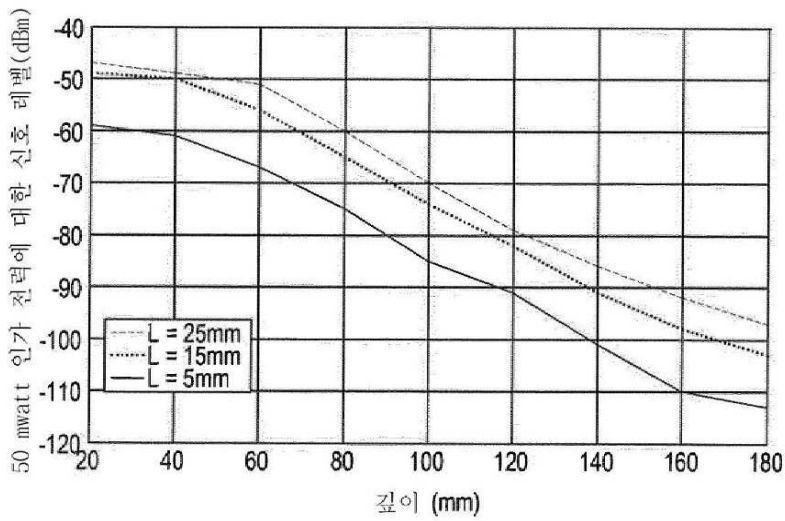
도면4e



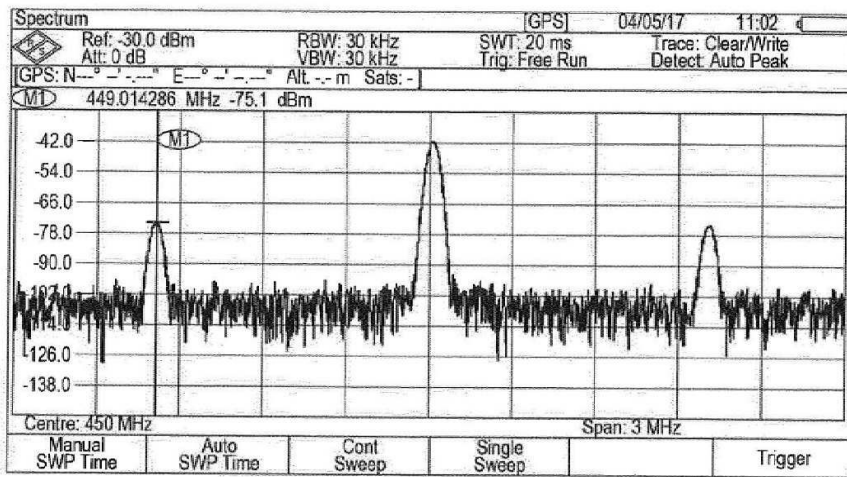
도면5



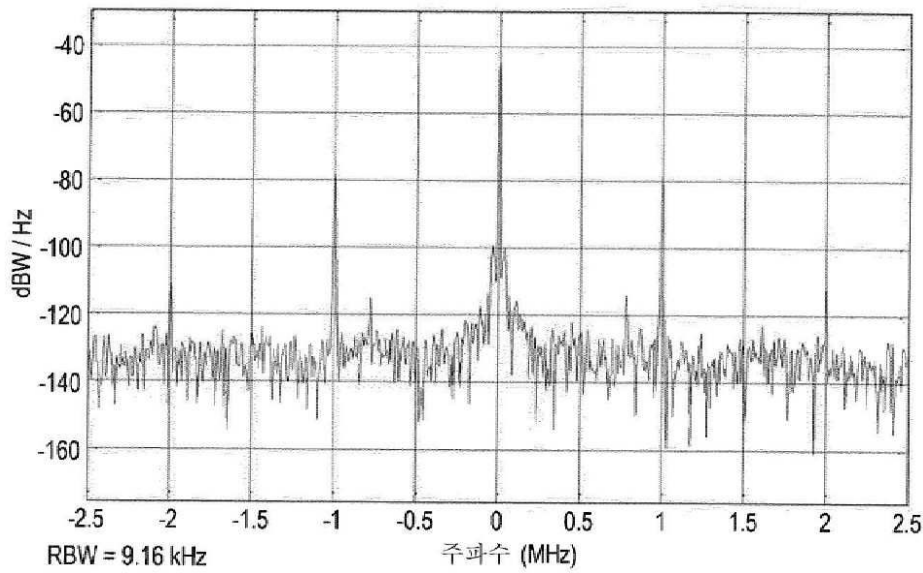
도면6



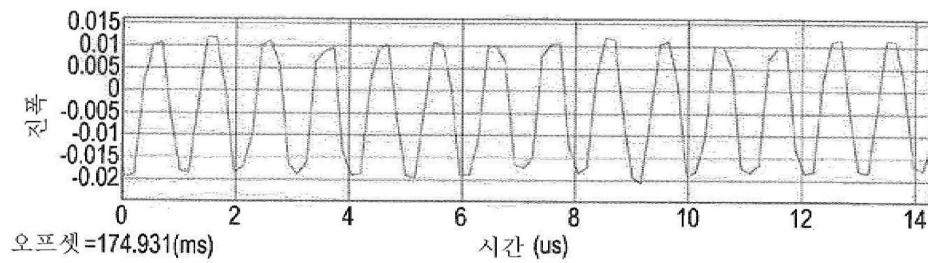
도면7



도면8



도면9



도면10

