



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0112923
(43) 공개일자 2015년10월07일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 <i>A61N 1/36</i> (2006.01) <i>A61N 1/05</i> (2006.01)
 <i>A61N 1/375</i> (2006.01) <i>A61N 1/378</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 <i>A61N 1/3601</i> (2013.01)
 <i>A61N 1/0526</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-7004680
 (22) 출원일자(국제) 2013년07월26일
 심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2015년02월24일
 (86) 국제출원번호 PCT/IB2013/002105
 (87) 국제공개번호 WO 2014/016694
 국제공개일자 2014년01월30일</p> <p>(30) 우선권주장
 61/676,327 2012년07월26일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
 매쉬아취 아디
 벨기에 비-1435 몬트-세인트-길버트 뒤 폰드 캐털
 레인 2 닉소아 에스에이</p> <p>(72) 발명자
 매쉬아취 아디
 벨기에 비-1435 몬트-세인트-길버트 뒤 폰드 캐털
 레인 2 닉소아 에스에이</p> <p>(74) 대리인
 유미특허법인</p> |
|---|--|

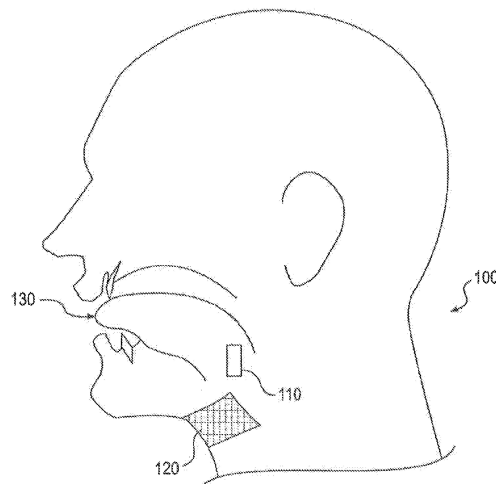
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 발명의 명칭 **임플란트 디바이스와 외부 디바이스 간의 내부 공진 매칭**

(57) 요약

피험자의 신체에 이식되도록 구성된 유닛은, 캐리어와, 상기 캐리어와 연관된 임플란트 가능한 회로와, 상기 캐리어에 배치되며, 상기 피험자의 신체의 외부에 있는 위치로부터 에너지를 무선으로 수신하여 상기 에너지의 적어도 일 부분을 상기 임플란트 가능한 회로에 제공하도록 구성되는 안테나와, 상기 임플란트 가능한 회로로부터 에너지를 수신하기 위해 상기 캐리어와 연관되는 적어도 하나의 컴포넌트를 포함할 수 있다. 상기 임플란트 가능한 회로 및 상기 안테나는, 상기 피험자의 신체에 이식된 결과로서의 공진 주파수 변동을 처리하기 위하여, 외부 회로의 외부 공진 주파수와 미스매칭된(mismatched) 내부 공진 주파수를 갖는다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61N 1/0548 (2013.01)

A61N 1/0558 (2013.01)

A61N 1/3611 (2013.01)

A61N 1/37229 (2013.01)

A61N 1/375 (2013.01)

A61N 1/3787 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

피험자의 수면 무호흡을 치료하기 위한 임플란트 가능한 디바이스로서,

이설근(genioglossus muscle)의 영역에 이식되도록 구성된 캐리어;

상기 캐리어와 연관된 임플란트 가능한 회로로서, 설하 신경(hypoglossal nerve)을 자극함으로써 이설근을 조절하도록 구성되는, 임플란트 가능한 회로;

상기 캐리어에 배치되며, 상기 피험자의 신체의 외부에 있는 위치로부터 에너지를 무선으로 수신하여 상기 에너지의 적어도 일 부분을 상기 임플란트 가능한 회로에 제공하도록 구성되는 안테나;

상기 임플란트 가능한 회로로부터 에너지를 수신하기 위해 상기 캐리어와 연관되는 적어도 하나의 컴포넌트를 포함하며,

상기 임플란트 가능한 회로 및 상기 안테나는, 상기 피험자의 신체에 이식된 결과로서의 공진 주파수 변동을 처리하기 위하여, 외부 회로의 외부 공진 주파수와 미스매칭된(mismatched) 내부 공진 주파수를 갖는,

임플란트 가능한 디바이스.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 캐리어는 플렉서블한(flexible), 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 캐리어 상에 배치된 적어도 한 쌍의 조절 전극들을 더 포함하는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 내부 공진 주파수와 상기 외부 공진 주파수 사이의 미스매칭된 양은, 상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스에 따라 결정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로는, 상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스의 충전을 가능하게 하는 적어도 하나의 트리밍 커패시터(trimming capacitor)를 포함하는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로는, 상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스를 제공하기 위하여, 상기 임플란트 가능한 회로에 선택적으로 연결될 수 있는 복수의 커패시터들을 포함하는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스는, 상기 복수의 커패시터들의 서브세트(subset)에 의해 제공되

는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 복수의 커패시터들 중의 적어도 하나는, 상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스에 기여하지 않는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 9

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스는, 상기 피험자의 신체에 상기 임플란트 가능한 디바이스를 이식하기 이전에 설정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 10

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관되기에 바람직한 커패시턴스는, 예상되는 상기 공진 주파수 변동의 값에 기초하여 시뮬레이션을 통해 결정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 11

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관되기에 바람직한 커패시턴스는, 상기 피험자의 신체에서의 상기 임플란트 가능한 디바이스의 배치 위치, 신경을 조절하기 위해 필요한 에너지의 양, 상기 임플란트 가능한 회로 상에 존재하는 전자기기의 타입, 및 상기 임플란트 가능한 디바이스를 캡슐화하는 캡슐화 내로의 수분 침입(moisture incursion)의 추정의 파라미터들 중의 적어도 하나에 기초하여 결정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 12

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스는, 상기 임플란트 가능한 디바이스의 캡슐화 이전에 설정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 13

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스는, 상기 임플란트 가능한 디바이스가 상기 피험자의 신체에 이식되는 경우에, 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수와 상기 외부 회로의 외부 공진 주파수 간의 차이가 상기 외부 공진 주파수의 30% 이하가 되도록 결정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 14

제 4 항에 있어서,

상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 커패시턴스는, 상기 임플란트 가능한 디바이스가 피험자의 신체에 이식되는 경우에, 상기 외부 회로와 상기 임플란트 가능한 회로 사이에서는 적어도 50%의 에너지 전송 효율로 에너지가 전송되도록 결정되는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 공진 주파수 변동은, 약 8.1 kHz 내지 약 7.9 kHz의 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수 변화를 포함하는, 임플란트 가능한 디바이스.

청구항 16

피험자의 신체에 이식되도록 구성된 유닛으로서,

캐리어;

상기 캐리어와 연관되며, 조절가능한 커패시턴스를 가지는 임플란트 가능한 회로;

상기 캐리어에 배치되며, 상기 피험자의 신체의 외부에 있는 위치로부터 에너지를 무선으로 수신하여 수신한 에너지의 적어도 일 부분을 상기 임플란트 가능한 회로에 전송하도록 구성되는 안테나;

상기 캐리어와 연관되며, 상기 임플란트 가능한 회로로부터 전송되는 에너지 중의 적어도 일부를 수신하도록 구성되는 적어도 하나의 컴포넌트

를 포함하며,

상기 피험자의 신체에 상기 유닛을 이식하기 이전에 상기 임플란트 가능한 회로의 조절가능한 커패시턴스를 변화시켜 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수를 선택적으로 설정함으로써, 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수와 상기 피험자의 신체의 외부에 위치하도록 구성된 외부 회로의 외부 공진 주파수 간에 공진 주파수 오프셋을 야기하는,

유닛.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 내부 공진 주파수와 상기 외부 공진 주파수 간의 상기 공진 주파수 오프셋은, 상기 유닛이 상기 피험자의 신체에 이식된 이후에 발생할 것으로 예상되는 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수에서의 드리프트(drift)를 보상하기 위해 사용되는, 유닛.

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 내부 공진 주파수와 상기 외부 공진 주파수 간에 제공되기에 바람직한 공진 주파수 오프셋의 값은, 예상되는 상기 내부 공진 주파수에서의 드리프트의 값에 기초하여 시뮬레이션을 통해 결정되는, 유닛.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 공진 주파수 오프셋의 값은, 상기 유닛이 상기 피험자의 신체에 이식되는 경우에, 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수와 상기 외부 회로의 외부 공진 주파수 간의 차이가 상기 외부 공진 주파수의 30% 이하가 되도록 결정되는, 유닛.

청구항 20

제 16 항에 있어서,

상기 공진 주파수 오프셋의 값은, 상기 유닛이 상기 피험자의 신체에 이식되는 경우에, 상기 외부 회로와 상기 임플란트 가능한 회로 사이에서는 적어도 50%의 에너지 전송 효율로 에너지가 전송되도록 결정되는, 유닛.

청구항 21

피험자의 신체에 이식되는 임플란트 유닛을 제조하는 방법으로서,

상기 피험자의 신체에 상기 임플란트 유닛을 인식한 결과로서 예상되는 내부 공진 주파수의 공진 변동에 기초하고, 또한 상기 피험자의 신체의 외부 위치로부터 임플란트 가능한 회로에 에너지를 전송하도록 구성된 외부 회로의 외부 공진 주파수에 기초하여, 상기 임플란트 유닛과 연관된 안테나 및 임플란트 가능한 회로에 대한 바람직한 초기 공진 주파수를 결정하는 단계; 및

상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 적어도 하나의 커패시턴스를 조절하여, 상기 안테나 및 상기 임플란트 가

능한 회로의 내부 공진 주파수를 상기 바람직한 초기 공진 주파수로 선택적으로 설정하는 단계
를 포함하는, 방법.

청구항 22

피험자의 신체에 이식되도록 구성된 유닛으로서,

캐리어;

상기 캐리어와 연관된 임플란트 가능한 회로;

상기 캐리어에 배치되며, 상기 피험자의 신체의 외부에 있는 위치로부터 에너지를 무선으로 수신하여 상기 에너지의 적어도 일 부분을 상기 임플란트 가능한 회로에 제공하도록 구성되는 안테나;

상기 임플란트 가능한 회로로부터 에너지를 수신하기 위해 상기 캐리어와 연관되는 적어도 하나의 컴포넌트
를 포함하며,

상기 임플란트 가능한 회로 및 상기 안테나는, 상기 피험자의 신체에 이식된 결과로서의 공진 주파수 변동을 처리하기 위하여, 외부 회로의 외부 공진 주파수와 미스매칭된(mismatched) 내부 공진 주파수를 갖는,

유닛.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원들에 대한 교차 참조

[0002] 본 출원은 2012년 7월 26일에 출원된 미국 가출원 번호 제61/676,327호에 대한 우선권을 주장하며, 이것의 개시 내용은 참조에 의하여 본 명세서에 포함된다.

[0003] 기술 분야

[0004] 본 발명의 실시예들은 일반적으로 신경을 조절하기 위한 디바이스들 및 방법들에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본 발명의 실시예들은 임플란트 유닛(implant unit)에 에너지를 전달하기 위한 디바이스들 및 방법들에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 신경 조절(neural modulation)은 신체 스스로의 자연적 신경 프로세스들과 상호작용함으로써 다양한 생리학적 상태들 및 장애들을 치료하는 기회를 제공한다. 신경 조절은 중추, 말초, 또는 자율 신경계에서의 전기적 또는 화학적 활성의 억제(예를 들어 차단), 자극, 변경, 조율, 또는 치료적 변경(therapeutic alteration)을 포함한다. 예를 들어, 신경들의 자극 또는 신경 신호들의 차단(blockage)을 통하여 신경계의 활동을 조절함으로써, 여러 상이한 목표들이 달성될 수 있다. 운동 뉴런들이 적합한 시간에 자극되어 근육 수축들을 야기할 수도 있다. 감각 뉴런들은 예를 들면 통증을 완화하기 위하여 차단되거나, 또는 예를 들면 신호를 피험자에게 제공하기 위하여 자극될 수 있다. 다른 예들에서, 자율 신경계의 조절은 다양한 불수의(involuntary) 생리학 파라미터들, 예컨대 심박 및 혈압을 조절하기 위하여 사용될 수 있다. 신경 조절은 여러 질병들 또는 생리학적 상태들을 치료하는 기회를 제공할 수 있는데, 이들 중 몇 개의 예들이 아래에서 상세하게 설명된다.

[0006] 신경 조절이 적용될 수 있는 상태들 중에 수면 무호흡(obstructive sleep apnea; OSA)이 있다. OSA는 수면 중의 상부 기도의 부분적인 또는 완전한 차단(obstruction)의 반복되는 사건들에 의하여 특징지어지는 호흡기 장애이다. OSA가 없는 사람의 수면 동안, 인두근(pharyngeal muscle)들은 수면 중에 이완되고 점진적으로 붕괴(collapse)되어 기도를 좁힌다. 기도 좁힘 현상은 수면자의 호흡의 효율성을 한정시켜서 혈액 내의 CO₂ 레벨에서의 증가를 야기한다. CO₂에서의 증가는 결과적으로 인두근들 수축을 초래하여 적합한 호흡을 복원하기 위하여 기도가 개방되게 한다. 상부 기도 확장을 담당하는 인두근들의 최대는 이설근(genioglossus muscle)인데, 이것은 혀 안에 있는 여러 상이한 근육들 중 하나이다. 이설근은 순방향 혀 이동 및 전방 인두부 벽(anterior

pharyngeal wall)의 경화를 담당한다. OSA가 있는 환자의 경우, 이설근의 신경근 활동이 정상 개체들에 비하여 감소되며, 이것이 정상 개체에 비하여 기도를 개방하기 위한 불충분한 반응 및 수축을 설명한다. 반응의 이러한 부족이 부분적인 또는 전체적 기도 폐쇄에 기여하며, 이것이 수면자들의 호흡의 효율을 크게 제한한다. OSA 환자의 경우, 밤 동안 수면의 기도 폐쇄 이벤트가 존재한다. 폐쇄 때문에, 혈액 내의 산소 레벨의 점진적 감소가 존재한다(저산소증). 저산소증은 야간의 각성을 유도하는데, 이것은 뇌가 수면의 임의의 스테이지로부터 짧은 각성으로 깨어난다는 것을 나타내는, EEG에 의하여 등록될 수 있다. 각성 도중에, 의식적 호흡 또는 급한 숨(gasp)이 존재하는데, 이것이 기도 폐쇄를 해결한다. 에피네프린 및 노르아드레날린과 같은 호르몬들의 방출을 통한 교감 신경 활성화에서의 증가도 역시 저산소증에 대한 반응으로 발생한다. 교감 신경에서의 증가의 결과로서, 더 많은 혈액을 펌핑하고 혈압 및 심박을 증가시키려는 시도에서 심장은 확장되는데, 이것이 환자를 더욱 각성시킨다. 무호흡 이벤트의 해결 이후에, 환자가 수면으로 복귀할 때, 기도는 다시 붓고되어 추가적 각성으로 이어진다.

[0007] 이러한 반복된 각성들은 반복된 저산소증과 결합하면, 환자가 수면을 이루지 못하는 상태로 놓아두게 되고, 이것은 주간의 졸음을 유도하고 인지 기능을 악화시킨다. 이러한 사이클은 중증 환자에서는 하루 밤에 수백 회까지 스스로 반복할 수 있다. 따라서, 야간 동안의 교감 신경에서의 반복된 요동 및 혈압이 상승되는 사건은 하루 종일을 통해 고혈압으로 진화된다. 후속하여, 고혈압 및 증가된 심박은 다른 질병들을 야기할 수 있다.

[0008] OSA를 치료하기 위한 노력은 CPAP(Continuous Positive Airway Pressure) 처치를 포함하는데, 이것은 기도가 개방된 상태로 유지하기 위하여 공기가 비공 내로 불어가도록 하는 마스크를 착용하도록 환자에게 요구한다. 다른 처치 옵션들은 단단한 삽입물을 연구개에 이식하여 구조적 지지체, 기관절개, 또는 조직 절제를 제공하는 것을 포함한다.

[0009] 신경 조절이 적용될 수 있는 다른 상태는 편두통의 발생이다. 머리 내의 통각은 후두 신경, 구체적으로 대 후두 신경(greater occipital nerve) 및 삼차 신경(trigeminal nerve)을 통하여 뇌로 전송된다. 피험자가 두통을 경험할 때, 예를 들어 편두통 중에, 이러한 신경을 억제하는 것이 통각을 감소시키거나 제거시키는 역할을 할 수 있다.

[0010] 또한 신경 조절은 고혈압 환자들에게 적용될 수 있다. 신체의 혈압은 다중 피드백 메커니즘들을 통하여 제어된다. 예를 들어, 경동맥에서 경동맥 소체 내의 압수용기(baroreceptor)는 경동맥 내의 혈압 변화들에 민감하다. 압수용기는 혈압이 상승하는 경우에 설인 신경을 통하여 뇌로 안내되는 신호들을 생성하여, 예를 들어 심박으로의 변화, 및 혈관확장/혈관수축을 통해 혈압을 낮추는 신체의 자율 시스템을 활성화하도록 뇌에게 시그널링한다. 반대로, 신동맥(renal arteries)상의 또는 주위의 부교감 신경 섬유들은 신장으로 운반되어 염분 유지 및 안지오텐신(angiotensin)의 방출과 같은 동작들을 개시하도록 하는 신호들을 생성하는데, 이것들은 혈압을 높인다. 이러한 신경들을 조절하는 것은 혈압에 대해 몇몇 외부 제어를 작용시키는 가능성을 제공할 수 있다.

[0011] 전술한 것은 신경 조절이 장점을 가질 수 있는 상태들 중 몇 개의 예들일 뿐이다. 그러나, 이하에 설명되는 본 발명의 실시예들은 전술한 상태들만을 처리하는 것으로 한정될 필요는 없다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 몇몇 실시예들은 피험자의 신체에 이식되도록 구성된 유닛을 포함할 수 있다. 상기 유닛은, 캐리어와, 상기 캐리어와 연관된 임플란트 가능한 회로와, 상기 캐리어에 배치되며, 상기 피험자의 신체의 외부에 있는 위치로부터 에너지를 무선으로 수신하여 상기 에너지의 적어도 일 부분을 상기 임플란트 가능한 회로에 제공하도록 구성되는 안테나와, 상기 임플란트 가능한 회로로부터 에너지를 수신하기 위해 상기 캐리어와 연관되는 적어도 하나의 컴포넌트를 포함할 수 있다. 상기 임플란트 가능한 회로 및 상기 안테나는, 상기 피험자의 신체에 이식된 결과로서의 공진 주파수 변동을 처리하기 위하여, 외부 회로의 외부 공진 주파수와 미스매칭된(mismatched) 내부 공진 주파수를 갖는다.

[0013] 일부 다른 실시예들에서, 피험자의 신체에 이식되도록 구성된 유닛은, 캐리어와, 상기 캐리어와 연관되며, 조절 가능한 커패시턴스를 가지는 임플란트 가능한 회로와, 상기 캐리어에 배치되며, 상기 피험자의 신체의 외부에 있는 위치로부터 에너지를 무선으로 수신하여 상기 수신한 에너지의 적어도 일 부분을 상기 임플란트 가능한 회로에 전송하도록 구성되는 안테나와, 상기 캐리어와 연관되며, 상기 임플란트 가능한 회로로부터 전송되는 에너

지 중의 적어도 일부를 수신하도록 구성되는 적어도 하나의 컴포넌트를 포함할 수 있다. 상기 피험자의 신체에 상기 유닛을 이식하기 이전에 상기 임플란트 가능한 회로의 조절가능한 커패시턴스를 달라지게 하는 것에 의해 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수를 선택적으로 설정함으로써, 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수와 상기 피험자의 신체의 외부에 위치하도록 구성된 외부 회로의 외부 공진 주파수 간에 공진 주파수 오프셋을 야기할 수 있다.

[0014] 피험자의 신체에 이식되는 임플란트 유닛을 제조하는 방법은, 상기 피험자의 신체에 상기 임플란트 유닛을 인식한 결과로서 예상되는 내부 공진 주파수의 공진 변동에 기초함과 함께, 또한 상기 피험자의 신체의 외부 위치로부터 임플란트 가능한 회로에 에너지를 전송하도록 구성된 외부 회로의 외부 공진 주파수에 기초하여, 상기 임플란트 유닛과 연관된 안테나 및 임플란트 가능한 회로에 대한 바람직한 초기 공진 주파수를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 또한, 상기 방법은, 상기 임플란트 가능한 회로와 연관된 적어도 하나의 커패시턴스를 조절하여, 상기 안테나 및 상기 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수를 상기 바람직한 초기 공진 주파수로 선택적으로 설정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0015] 본 발명의 추가적인 특징들은 부분적으로는 후속하는 상세한 설명에서 설명될 것이고, 부분적으로는 상세한 설명으로부터 명백해질 것이며, 또는 개시된 실시예들의 실시를 통하여 학습될 수도 있다.

[0016] 전술한 일반적 설명 및 후속하는 상세한 설명 모두는 예시적인 것으로서 오직 설명만을 위한 것이며, 청구되는 바와 같은 본 발명을 한정하는 것이 아니라는 것이 이해되어야 한다.

도면의 간단한 설명

[0017] 본 명세서에 통합되며 그 일부를 구성하는 첨부 도면은 본 발명의 여러 실시예를 예시하고, 상세한 설명과 함께 여기에 개시된 실시예들의 원리를 설명하는 역할을 한다.

도 1은 본 발명의 예시적 실시예에 따른 임플란트 유닛 및 외부 유닛의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 임플란트 유닛 및 외부 유닛이 있는 피험자의 부분 단면 측면도이다.

도 3은 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 임플란트 유닛 및 외부 유닛을 포함하는 시스템을 도시한 개략적인 블록 차트이다.

도 4는 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 임플란트 유닛의 개략적인 상면도이다.

도 5는 임플란트 유닛의 다른 실시예의 개략적인 상면도이다.

도 6은 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 임플란트 유닛 및 외부 유닛의 회로도이다.

도 7은 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 비선형 고주파를 도시한 그래프이다.

도 8은 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 커플링 함수(function coupling)로서 에너지 전송을 결정하는데 사용될 수 있는 양의 그래프이다.

도 9는 본 발명의 다른 예시적 실시예에 따른, 커플링 함수로서 에너지 전송을 결정하는데 사용될 수 있는 양의 그래프이다.

도 10a는 본 발명의 예시적 실시예에 따른, 외부 유닛의 개략적인 측면도이다.

도 10b는 도 10a의 예시적 실시예에 따른, 외부 유닛의 개략적인 상면도이다.

도 11은 변형된 클래스 D 증폭기를 이용한 자기 공진 트랜스미터를 도시한 회로도이다.

도 12는 펄스 모드(pulsed mode) 자기 공진 트랜스미터를 도시한 회로도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 이제 본 발명의 예시적 실시예들에 대해 세부적으로 참조할 것이며, 이들의 예들은 첨부 도면에 도시되어 있다. 가능한 곳이라면 어디서든, 동일한 참조 번호들이 도면들 전체를 통해서 동일하거나 유사한 부분들을 참조하는데 사용될 것이다.

[0019] 본 발명의 몇몇 실시예들은 이차 안테나를 가진 임플란트 가능한 디바이스(임플란트 유닛으로도 지칭됨)에 무선으로 전력을 공급하는 일차 안테나를 가진 디바이스(외부 유닛으로도 지칭됨)에 관한 것이다. 이 2개의 안테나

가 공진 주파수 매칭되는 경우, 외부 유닛과 임플란트 유닛 간의 에너지 전송 효율은, 외부 유닛의 일차 안테나와 관련된 공진 주파수가 임플란트 유닛의 이차 안테나와 관련된 공진 주파수와 매칭되지 않는 상황보다 높을 수 있다. 그러나, 일부 경우들에서, 임플란트 유닛의 이차 안테나와 관련된 공진 주파수는, 예를 들어, 피험자의 신체 내의 이식과 관련된 효과의 결과를 포함하는 각종 이유로 인하여 시간에 따라 변경될 수 있다. 본 발명은 임플란트 유닛의 이차 안테나와 관련된 공진 주파수와 외부 유닛의 일차 안테나와 관련된 공진 주파수 간의 주파수 미스매치(mismatch)를 변경 또는 감소시키도록 구성된 실시예들을 설명한다.

[0020]

임플란트 가능한 디바이스는, 예를 들어 피험자의 신체 내의 적어도 하나의 신경을 조절하는데 이용될 수 있다. 신경 조절은 중추, 말초 또는 자율 신경계에서의 전기적 또는 화학적 활성의 억제(예를 들어, 차단), 자극, 변경, 조절, 또는 치료적 변경(therapeutic alteration)을 포함한다. 신경 조절은 신경 자극의 형태를 가질 수 있으며, 이것은 신경이 활성화되기에 충분한 전압 변화를 생성하거나 스스로의 전기 신호를 전파시키기 위해 신경으로 에너지를 제공하는 것을 포함할 수 있다. 또한 신경 조절은 신경 억제의 형태를 가질 수 있으며, 이것은 신경이 전기 신호를 전파하는 것을 방지하기에 충분한 에너지를 신경으로 제공하는 것을 포함할 수 있다. 신경 억제는 일정한 에너지의 인가를 통하여 수행될 수 있으며, 또한 인가 이후에 한동안 신경의 기능을 억제하기에 충분한 에너지의 인가를 통하여 수행될 수도 있다. 신경 조절의 다른 형태들은 신경의 기능을 변경하여 민감도가 더 높은 또는 더 낮은 정도가 되도록 할 수 있다. 본 명세서에 지칭된 바와 같이, 신경 조절은 전체 신경의 조절 및/또는 신경의 일부의 조절을 포함할 수 있다. 예를 들어, 운동 뉴런의 조절은 에너지가 적용되는 위치의 원위(distal)인 뉴런의 그러한 부분들에만 영향을 주도록 수행될 수 있다.

[0021]

OSA가 있는 환자들에서, 예를 들어, 신경 자극의 일차 타겟 반응은 환자의 기도를 차단하지 않는 포지션으로 혀를 이동시키기 위해 혀 근육(예를 들어, 이설근(genioglossus muscle))의 수축을 포함할 수 있다. 편두통의 치료에서, 신경 억제는 통각을 감소 또는 제거하기 위해 사용될 수 있다. 고혈압의 치료에서, 신경 조절은 신체에 의하여 생성된 신경 신호들을 증가, 감소, 제거 또는 다른 경우 변경하여 혈압을 조절하는데 사용될 수 있다.

[0022]

본 발명의 실시예들이 특정 상태를 가진 환자들용으로 개시될 수 있고, 실시예들은 신경 조절이 바람직할 수 있는 임의의 환자/신체의 부분과 함께 사용될 수 있다. 즉, OSA, 편두통, 또는 고혈압이 있는 환자들에게 사용에 추가하여, 본 발명의 실시예들은 다음을 포함하지만 이들로 한정되지 않는 다른 영역에서 사용될 수 있다: 뇌 심부 자극술(deep brain stimulation)(예를 들어, 간질(epilepsy), 파킨슨 병(Parkinson's), 및 우울증(depression)); 심장 페이스 메이킹(cardiac pace-making), 위 근육 자극술(stomach muscle stimulation)(예를 들어, 비만의 치료), 등 통증, 실금(incontinence), 월경통(menstrual pain), 및/또는 신경 조절에 의하여 영향 받을 수 있는 임의의 다른 상태.

[0023]

도 1은 본 발명의 일 예시적 실시예에 따른, 임플란트 유닛 및 외부 유닛을 도시한다. 임플란트 유닛(110)은 신경(115)을 조절하도록 허용하는 위치에서 피험자(예를 들어, 환자) 내에 이식하도록 구성될 수 있다. 임플란트 유닛(110)은 개입 조직(intervening tissue; 111)이 임플란트 유닛(110)과 신경(115) 사이에 존재하도록 피험자 내에 위치될 수 있다. 개입 조직은 근육 조직, 결합 조직, 기관 조직, 또는 생물학적 조직의 임의의 다른 형태를 포함할 수 있다. 따라서, 임플란트 유닛(110)의 위치는 효과적인 신경 조절을 위하여 신경(115)과의 접촉을 요구하지 않는다. 또한 임플란트 유닛(110)은 개입 조직(111)이 존재하지 않도록 신경(115)에 직접적으로 인접하게 위치될 수 있다. 또 다른 실시예들에서, 임플란트 유닛은 조절하기를 원하는 임의의 신경과 함께 배치될 수 있다. 예를 들어, 후두 신경, 대 후두 신경, 및/또는 삼차 신경의 조절은 편두통으로 인한 것과 같은 머리 통증 감각을 치료하는데 유용할 수 있다. 신동맥(즉, 신장 신경), 미주 신경(vagus nerve), 및/또는 설인 신경 상의 또는 그 주위의 부교감 신경 섬유들의 조절은 고혈압을 치료하는데 유용할 수 있다. 또한, 운동 뉴런들, 감각 뉴런들, 교감(sympathetic) 뉴런들 및 부교감 뉴런들을 포함하는 말초 신경계(척추와 두개골(cranial) 모두)의 임의의 신경은 원하는 효과를 얻기 위해 조절될 수 있다.

[0024]

또 다른 실시예들에서, 임플란트 유닛은 조절하기를 원하는 임의의 신경과 함께 배치될 수 있다. 예를 들어, 후두 신경, 대 후두 신경, 및/또는 삼차 신경의 조절은 편두통으로 인한 것과 같은 머리 통증 감각을 치료하는데 유용할 수 있다. 신동맥(즉, 신장 신경), 미주 신경, 및/또는 설인 신경 상의 또는 그 주위의 부교감 신경 섬유들의 조절은 고혈압을 치료하는데 유용할 수 있다. 또한, 운동 뉴런들, 감각 뉴런들, 교감 뉴런들 및 부교감 뉴런들을 포함하는 말초 신경계(척추와 두개골 모두)의 임의의 신경은 원하는 효과를 얻기 위해 조절될 수 있다.

[0025]

도 2는 OSA가 있는 환자(100)에게 에너지를 공급하기 위한 신경조절 시스템의 일 예시적 실시예를 도시한다. 시스템은 환자의 외부의 위치에 대하여 구성될 수 있는 외부 유닛(120)을 포함할 수 있다. 도 2에 도시된 바와 같이, 외부 유닛(120)은 환자(100)에게 부착되도록 구성될 수 있다. 도 2는 OSA가 있는 환자(100)에서, 외부 유닛

(120)이 환자의 턱 밑에 및/또는 환자의 목의 전방의 배치를 위하여 구성될 수 있다는 것을 도시한다. 배치 위치들의 적절성은 외부 유닛(120)과 임플란트 유닛(110) 간의 통신에 의하여 결정될 수 있으며, 이것은 더 자세하게 아래에서 논의된다. 다른 실시예들에서, OSA가 아닌 상태의 처치에 있어서, 외부 유닛은 다음과 같이 환자의 적합한 어딘가에 부착되도록 구성될 수 있다: 편두통 처치 임플란트 유닛과의 통신을 위하여 환자의 목의 뒷부분, 위(stomach) 조절 임플란트 유닛과의 통신을 위하여 환자의 복부의 외부, 신동맥 조절 임플란트 유닛과의 통신을 위하여 환자의 등, 및/또는 특정 애플리케이션의 요구사항에 따라, 환자의 피부 상의 임의의 다른 적절한 외부 위치.

[0026]

몇몇 실시예들에서, 외부 유닛(120)은 환자의 피부(112)에 직접 접촉하거나 이에 근접하게 환자의 외부에 위치되도록 구성될 수 있다. 이에 따라, 하우징의 적어도 일측 면은 접촉제 물질을 포함할 수 있다. 접촉제 물질은 생체적합 물질을 포함할 수 있고, 환자가 원하는 위치에 외부 유닛을 부착하고 사용이 끝나면 그 외부 유닛을 제거하도록 허용할 수 있다. 접촉제는 외부 유닛의 일회성 사용 또는 반복 사용을 위하여 구성될 수 있다. 적합한 접촉제 물질은 생체적합 접착제, 전분(starches), 탄성중합체, 열가소성 물질, 및 에멀전을 포함할 수 있지만 이에 한정되지 않는다.

[0027]

도 3은 예시적 디바이스(예를 들어, 외부 유닛(120)) 및 예시적 임플란트 가능한 유닛(예를 들어, 임플란트 유닛(110))의 개략도이다. 일 실시예에서, 임플란트 유닛(110)은 캐리어(예를 들어, 도 4에 도시된 가요성 캐리어(161)), 임플란트 가능한 회로(예를 들어, 도 6에 도시된 회로(180)), 안테나(예를 들어, 이차 안테나(152)), 및 임플란트 가능한 회로(예를 들어, 임플란트 전극들(158a, 158b))로부터 에너지를 수신하기 위한 적어도 하나의 컴포넌트를 포함할 수 있다. 피험자의 신체에 이식하기 이전에, 임플란트 가능한 회로 및 이차 안테나는 특정 공진 주파수를 제공한다. 그러나, 피험자의 신체에 이식되는 경우, 이러한 공진 주파수는, 예를 들어 피험자의 신체 내의 임플란트 유닛의 위치설정과 관련된 각종 영향들로 인해 변화될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 이식 이후의 임플란트 유닛과 관련된 공진 주파수의 변화는 알려져 있거나, 예측가능하거나, 또는 예측될 수 있다. 공진 주파수(또는 공진 주파수 드리프트(drift))의 변화를 감안하기 위해, 임플란트 유닛은, 임플란트 유닛의 임플란트 가능한 회로와 통신하도록 구성된 외부 유닛(예를 들어, 회로(170))의 공진 주파수와 미스매치되는 안테나 및 임플란트 가능한 회로와 관련된 공진 주파수를 갖도록 제조될 수 있다. 이러한 공진 주파수 미스매치는, 임플란트 유닛이 피험자의 신체 내에 배치되어 임플란트 유닛과 관련된 공진 주파수의 변화들이 발생한 이후에, 제거될 수 있다.

[0028]

임플란트 유닛은 환자의 신체 내로의 이식에 적합한 임의의 물질들로 형성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛은 가요성 캐리어(161)를 제공하기 위해 가요성, 생체적합 물질로 형성된 캐리어를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 가요성 캐리어는 임플란트 유닛의 각종 컴포넌트들이 형성, 위치, 배치되는 임플란트 유닛용 기관으로서 기능할 수 있다. 가요성 캐리어를 형성하는데 사용될 수 있는 물질들은 예를 들어, 실리콘, 폴리이미드, PTMS(phenyltrimethoxysilane), PMMA(polymethyl methacrylate), Parylene C, 폴리이미드, 액체 폴리이미드, 적층(laminated) 폴리이미드, 블랙 에폭시, PEEK(polyether ether ketone), LCP(Liquid Crystal Polymer), 캡톤(Kapton) 등을 포함한다. 임플란트 유닛(110)은 도전성 물질, 예를 들어 금, 백금, 티타늄, 또는 임의의 다른 생체적합 도전성 물질 또는 물질들의 조합을 포함하는 회로부를 더 포함할 수 있다. 또한 임플란트 유닛(110) 및 가요성 캐리어(161)는 환자의 피부 밑에 이식되기에 적합한 두께를 가지고 제작될 수 있다. 임플란트(110)는 약 4mm 보다 적거나 약 2mm보다 더 적은 두께를 가질 수 있다.

[0029]

임플란트 유닛 및 외부 유닛 각각은, 그들 각각의 안테나들에 전기적으로 직접 연결되거나 간접 연결되는 적어도 하나의 와이어, 전기 컴포넌트, 레지스터, 인덕터, 및/또는 커패시터 등을 포함하는 회로를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛을 위한 회로는 예를 들어, 커패시터(151), 다이오드(156), 및 고조파 변경기 회로(harmonics modifier circuit; 154)를 포함할 수 있으며, 이것은 그 회로에서 생성되는 고조파를 비-선형적으로 변경시키는데 사용될 수 있다. 임플란트 가능한 유닛의 회로는 예를 들어 전극, 스위치, 트랜스듀서, 센서, 감지기, 안테나, 다이오드 등을 포함하는 다른 전기적 컴포넌트들을 포함하거나 이와 연결될 수 있다. 임플란트 유닛(110) 상에 포함될 수 있는 회로의 일 예는 도 6에 도시되는 회로(180)이다.

[0030]

몇몇 실시예들에서, 회로는 전기 회로로부터 선택적으로 포함되고 선택적으로 제외되도록 구성되는 적어도 하나의 커패시터(예를 들어, 2개의 커패시터, 8개의 커패시터)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 스위치들이 회로 내에 포함되어 커패시터들과 연동됨으로써, 복수의 커패시터들 중의 임의의 것을 전기 회로로부터 선택적으로 포함하거나 제외하도록 할 수 있다. 용어 "커패시터"는 전하를 저장하기 위해 구성되는 임의의 디바이스를 지칭한다. 몇몇 경우들에서, 외부 유닛 및 임플란트 유닛의 회로들은, 예를 들어, 프로세서에 의해 선택가능한 복수의 커패시터들(예를 들어, 4개의 커패시터, 6개의 커패시터, 또는 10개의 커패시터)을 포함할 수 있다. 다른 경우들

에서, 외부 유닛(110) 및 임플란트 유닛(120)의 회로들은, 조정가능한 커패시턴스 값을 갖는 적어도 하나의 트리밍 커패시터(trimming capacitor)를 포함할 수 있으며, 또는 적어도 하나의 주파수-의존형 커패시터를 포함할 수도 있다. 이러한 실시예들에서, 트리밍 커패시터는 복수의 상이한 커패시턴스 값들을 제공하는데 사용될 수 있다. 복수의 커패시턴스 값들은 이산적일 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 커패시턴스는 연속적인 범위에 걸쳐 가변될 수 있으며, 그 범위 내의 임의의 값에서 선택될 수도 있다.

[0031]

도 3에 도시된 바와 같이, 외부 유닛(120) 및 임플란트 유닛(110) 양쪽 모두는 안테나를 포함할 수 있다. 외부 유닛의 안테나(예를 들어, 일차 안테나(150)) 및 임플란트 유닛의 안테나(예를 들어, 이차 안테나(152))는, 전자기 신호들을 전송, 송신, 방출 및/또는 수신하도록 구성될 수 있는 임의의 도전성 구조를 포함할 수 있다. 안테나는 임의의 적합한 크기, 형태, 및/또는 구성을 가질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 안테나들의 개수, 크기, 형태, 및/또는 구성은 환자의 체격, 임플란트 유닛의 배치 지점, 임플란트 유닛의 크기 및/또는 형태, 신경을 조절하는데 요구되는 에너지의 양, 조절될 신경의 위치, 임플란트 유닛 상에 존재하는 전자를 수신하는 형태 등에 의하여 결정될 수 있다. 예시적인 안테나들로는, 룽-와이어 안테나, 패치 안테나, 헬리컬 안테나(helical antenna), 코일 안테나(coil antenna), 슬로우 웨이브 안테나(slow wave antenna), 모노폴 안테나(monopole antenna), 다이폴 안테나(dipole antenna), 나선형, 타원, 직사각형, 스파이더웹(spiderweb) 등을 포함할 수 있으며, 이에 한정되지 않는다.

[0032]

몇몇 실시예들에서, 임플란트 가능한 유닛(예를 들어, 임플란트 유닛(110))은 가요성 캐리어(161) 상에 탑재되거나 이와 통합되는 안테나(예를 들어, 이차 안테나(152))를 포함할 수 있다. 안테나는 캐리어 상에 배치될 수 있으며, 외부 위치로부터 피험자의 신체로의 에너지를 무선 수신하여, 임플란트 가능한 회로에 그 에너지의 적어도 일부를 제공하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 이차 안테나(152)는 원형 형상(또한 도 4 및 도 5 참조) 또는 타원형 형상을 갖는 코일 안테나를 포함할 수 있다. 이러한 코일 안테나는 도전성 코일들의 임의의 적합한 배치구성(예를 들어, 직경, 코일들의 개수, 코일들의 레이아웃 등)을 포함할 수 있다. 이차 안테나(152)로서 사용하기에 적합한 코일 안테나는 약 5 mm 내지 30 mm 사이의 직경을 가질 수 있으며, 원형 또는 타원형으로 성형될 수 있다. 이차 안테나(152)로서 사용하기에 적합한 코일 안테나는 임의의 개수의 와인딩(winding)들, 예를 들어 4개, 15개, 20개, 30개, 또는 50개를 가질 수 있다. 이차 안테나(152)로서 사용하기에 적합한 코일 안테나는 약 0.001 mm 내지 1mm 사이의 와이어 직경을 가질 수 있다. 이러한 안테나 파라미터들은 단지 예시적이며, 적합한 결과를 획득하기 위하여 주어진 범위의 위 또는 아래로 조정될 수 있다.

[0033]

임플란트 가능한 유닛(예를 들어, 임플란트 유닛(110))은 임플란트 가능한 회로로부터 에너지를 수신하기 위한 캐리어와 관련된 적어도 하나의 컴포넌트를 추가적으로 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 적어도 하나의 컴포넌트는 한 쌍의 조절 전극(예를 들어, 임플란트 전극들(158a 및 158b))을 포함할 수 있다. 조절 전극들이 환자의 신체에 전기장을 생성하기만 한다면, 상기 조절 전극들은 임플란트 유닛 상의 임의의 적합한 형태 및/또는 방향을 포함할 수 있다. 또한 임플란트 전극들(158a 및 158b)은 임의의 적합한 도전성 물질(예를 들어, 구리, 은, 금, 백금, 이리듐, 백금-이리듐, 백금-금, 도전성 폴리머들 등) 또는 도전성(및/또는 귀금속) 물질들의 조합을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 예를 들어, 전극들은 짧은 선 전극들, 원형 전극들, 및/또는 전극들의 원형 쌍을 포함할 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이, 전극들(158a 및 158b)은 길쭉한 암(arm)(162)의 제 1 연장부(162a)의 단부에 위치될 수 있다. 그러나 전극들은 임플란트 유닛(110)의 임의의 부분에 위치될 수 있다. 또한, 임플란트 유닛(100)은, 예를 들어 도 5에 도시된 바와 같이, 복수의 위치, 예를 들어 길쭉한 암(162)의 제 1 연장부(162a) 및 제 2 연장부(162b) 모두의 단부에 위치되는 전극들을 포함할 수 있다. 임플란트 전극들은 약 200 나노미터 내지 1 밀리미터 사이의 두께를 가질 수 있다. 양극 음극 전극 쌍은 약 0.2 mm 내지 25 mm의 거리만큼 이격될 수 있다. 추가적인 실시예들에서, 양극 및 음극 전극 쌍은 약 1 mm 내지 10 mm, 또는 4 mm 내지 7 mm 사이의 거리만큼 이격될 수 있다. 인접한 양극들 또는 인접한 음극들은 0.001 mm 만큼 적거나 더 적은, 또는 25 mm 만큼 크거나 더 큰 거리만큼 이격될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 인접한 양극들 또는 인접한 음극들은 0.2 mm 내지 1 mm 사이의 거리만큼 이격될 수 있다.

[0034]

다른 실시예들에서, 적어도 하나의 컴포넌트는 램프를 포함할 수 있다. 용어 "램프"는 전자기 방사선, 예를 들어 적외 방사선, 가시광 방사선을 방출하도록 구성되는 임의의 디바이스를 지칭한다. 램프는 유전자 치료를 위한 광 자극의 임플란트 가능한 소스로서 LED(light emitting diode)를 사용할 수 있다.

[0035]

도 4는 임플란트 유닛(110)의 예시적인 구성을 개략도를 제공한다. 도 4에 도시된 바와 같이, 일 실시예에서, 필드-생성 전극들(158a 및 158b)은 4 개의 원형 전극의 두 개의 세트를 포함하며, 양극을 제공하는 전극들의 하나의 세트 및 음극을 제공하는 전극들의 다른 세트와 함께 가요성 캐리어(161) 상에 제공될 수 있다. 임플란트 유닛(110)은 환자의 신체 내로 임플란트 유닛(110)의 이식을 용이하게 하는 하나 이상의 구조적 엘리먼트들을

포함할 수 있다. 이러한 엘리먼트들은, 예를 들어 길쭉한 암들, 봉합 홀(suture hole)들, 고분자 외과 메쉬(polymeric surgical mesh), 생물학적 접착제, 조직에 고정되도록 돌출하는 가요성 캐리어의 스파이크(spike)들을 포함할 수 있으며, 이것은 환자의 신체 내의 원하는 방향으로 임플란트 유닛(110)의 정렬을 용이하게 하고, 신체 내에 임플란트 유닛(110)을 고정시키기 위한 부착 포인트들을 제공한다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)은 제 1 연장부(162a) 및, 선택적으로 제 2 연장부(162b)를 갖는 길쭉한 암(162)을 포함할 수 있다. 연장부들(162a 및 162b)은 특정 근육(예를 들어, 이설근), 환자의 신체 내의 신경, 또는 신경 위의 신체 내의 표면에 대하여 임플란트 유닛(110)으로 배향하는 것을 도울 수 있다. 예를 들어, 제 1 및 제 2 연장부들(162a, 162b)은 임플란트 유닛이 소프트 또는 하드 조직(예를 들어, 신경, 뼈, 또는 근육 등)의 주위에 적어도 부분적으로 부합하는 것이 가능하도록 구성될 수 있다. 더 나아가, 임플란트 유닛(110)은 가요성 캐리어(161) 상의 임의의 위치에 위치되는 하나 이상의 봉합 홀들(160)을 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 봉합 홀들(160)은 길쭉한 암(162)의 제 2 연장부(162b) 상에 및/또는 길쭉한 암(162)의 제 1 연장부(162a) 상에 배치될 수 있다. 임플란트 유닛(110)은 다양한 형상들로 구성될 수 있다. 추가적으로, 또는 대안적으로, 임플란트 유닛(110)은 의료용 메쉬(surgical mesh; 1050) 또는 다른 구멍이 난 물질을 포함할 수 있으며, 이것은 도 10과 관련하여 아래에서 보다 상세히 설명된다. 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛은 도 4에 도시된 바와 같이 실질적으로 표시될 수 있다. 다른 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)은 제 2 연장부(162b)와 같이 도시된 구조들이 없을 수 있거나, 또는 상이한 방향들에서 추가 또는 상이한 구조들을 가질 수 있다. 또한, 임플란트 유닛(110)은 도 4에 도시된 날개형(winged) 형상에 대한 대안으로, 일반적으로 삼각형, 원형, 또는 사각형 형상으로 형성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)의 형상(예를 들어, 도 4에 도시된 바와 같음)은 조절될 특정 신경에 대한 임플란트 유닛(110)의 방위를 용이하게 할 수 있다. 따라서, 다른 정규 또는 비정규적 형상이 신체의 상이한 부분들에서의 이식을 용이하게 하기 위하여 채택될 수 있다.

[0036] 도 4에 도시된 바와 같이, 이차 안테나(152) 및 전극들(158a, 158b)은 가요성 캐리어(161) 상에 탑재되거나 이와 통합될 수 있다. 다양한 회로 컴포넌트들 및 연결 와이어들(아래에서 더 논의됨)은 임플란트 전극들(158a 및 158b)과 이차 안테나를 연결하는데 사용될 수 있다. 환자의 신체 내에서의 환경으로부터 안테나, 전극들, 회로 컴포넌트들, 및 연결 와이어들을 보호하기 위하여, 임플란트 유닛(110)은 임플란트 유닛(110)을 캡슐화하는 보호 코팅을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 보호 코팅은 가요성 물질로 제작되어 가요성 캐리어(161)에 따라 휘게 할 수 있다. 또한 보호 코팅의 캡슐화 물질은 습기 침투를 방지하고 부식에 대해 보호할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 보호 코팅은 상이한 물질들, 또는 상이한 층들 내의 물질들의 조합을 포함하여, 복수의 층들을 포함할 수 있다.

[0037] 도 5는 본 발명의 일 예시적 실시예에 따른, 임플란트 유닛(110)의 다른 실시예의 사시도이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 임플란트 유닛(110)은, 예를 들어 제 1 연장부(162a) 및 제 2 연장부(162b)의 단부들에 위치되는 복수의 전극들을 포함할 수 있다. 도 5는 일 실시예를 도시하며, 여기서 임플란트 전극들(158a 및 158b)은 짧은 라인 전극들을 포함한다.

[0038] 전술한 바와 같이, 도 3은 예시적인 디바이스(예를 들어, 외부 유닛(120)) 및 예시적인 임플란트 가능한 유닛(예를 들어, 임플란트 유닛(110))의 개략도이다. 일 실시예에서, 외부 유닛(120)은 일차 안테나(예를 들어, 일차 안테나(150)), 회로(예를 들어, 도 6에 도시된 회로(170)), 및 적어도 하나의 프로세서(예를 들어, 프로세서(144))를 포함할 수 있다. 적어도 하나의 프로세서는 일차 안테나와, 임플란트 유닛과 관련된 안테나(이차 안테나(152)) 간의 공진 주파수 미스매치를 결정할 수 있다. 또한 적어도 하나의 프로세서는 일차 안테나의 공진 주파수에서의 변화를 야기하여 공진 주파수 미스매치를 감소시킬 수 있다.

[0039] 몇몇 실시예들에서, 외부 유닛의 안테나(예를 들어, 일차 안테나(150))는 약 1 cm 내지 10 cm 사이의 직경을 갖는 코일 안테나일 수 있으며, 원형 또는 타원형으로 성형될 수 있다. 예를 들어, 일차 안테나(150)는 약 5 cm 내지 7 cm 사이의 직경 갖고 임의의 개수의 와인딩들, 예를 들어 4 개, 8 개, 12 개 또는 그 이상을 갖는 코일 안테나일 수 있다. 안테나(150)로서 사용하기에 적합한 코일 안테나는 약 0.01 mm 내지 2 mm 사이의 와이어 직경을 가질 수 있다. 이러한 안테나 파라미터들은 단지 예시적인 것이며, 적합한 결과들을 획득하기 위하여 주어진 범위 위 또는 아래로 조정될 수 있다. 일차 안테나(150)는 외부 유닛(120)의 일부로 구성될 수 있으며, 외부 유닛(120)의 각종 컴포넌트들에 직접 또는 간접적으로 커플링될 수도 있다. 예를 들어, 도 3에 나타난 바와 같이, 일차 안테나(150)는 증폭기(146)에의 전기 연결을 가질 수 있다.

[0040] 몇몇 실시예들에서, 외부 유닛은 일차 안테나에 전기적으로 연결되는 회로를 포함할 수 있다. 회로는 프로세서(144), 전력원(140), 신호원(142), 증폭기(146), 적어도 하나의 커패시터(141), 및 피드백 회로(148)를 포함할 수 있다. 외부 유닛의 회로는 다른 전기 컴포넌트들, 예를 들어 스위치들, 트랜스듀서들, 센서들, 감지기들, 안

테나들, 다이오드들 등을 포함할 수 있다. 예를 들어, 외부 유닛은 도 6에 도시된 회로 소자들과 유사한 전기 회로(170)를 포함할 수 있다.

[0041]

몇몇 실시예들에서, 외부 유닛은 적어도 하나의 프로세서(144)를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)는 외부 유닛(120)의 하우징 내에 위치될 수 있다. 대안적인 실시예들에서, 적어도 하나의 프로세서는 하우징에서의 원격 위치로부터 외부 유닛과의 유선 또는 무선 통신을 위하여 구성될 수 있다. 본 명세서에서 사용되는 용어 "프로세서"는 특정 애플리케이션의 요구사항들에 따라 구성되는 임의의 적합한 로직 또는 연산 컴포넌트들을 포함하는 디바이스를 지칭한다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 입력 또는 입력들에 대한 논리 연산을 수행하는 전기 회로를 갖는 임의의 물리적 디바이스를 포함할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(144)는 하나 이상의 집적 회로들, 마이크로 칩들, 마이크로 컨트롤러들, 마이크로 프로세서들, CPU(central processing unit), GPU(graphics processing unit), DSP(digital signal processor), FPGA(field-programmable gate array), 또는 인스트럭션들을 실행하거나 논리 연산들을 수행하기에 적합한 다른 회로들의 전부 또는 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 컨트롤러에 의해 실행되는 인스트럭션들은 컨트롤러와 통합되거나 컨트롤러 내로 임베드되는 메모리 유닛에 프리로드(preload)될 수 있거나 별도의 메모리 유닛, 예를 들어 RAM(Random Access Memory), ROM(Read-Only Memory), 하드 디스크, 광 디스크, 자기 매체, 플래시 메모리, 다른 영구적인 메모리, 고정 메모리, 또는 휘발성 메모리, 또는 컨트롤러를 위한 인스트럭션들을 저장할 수 있는 임의의 다른 메커니즘에 저장될 수 있다. 하나 이상의 컨트롤러 또는 프로세서가 이용되는 경우, 모두 유사한 구조일 수 있고, 또는 서로 전기적으로 연결되거나 분리되는 상이한 구조들일 수 있다. 이들은 별도의 회로들이거나 단일 회로에 통합될 수도 있다. 하나 이상의 컨트롤러 또는 프로세서가 사용되는 경우, 그들은 독립적으로 또는 공동으로 작동할 수 있다. 그들은 전기적, 자기적, 광학적, 음향적, 기계적으로 커플링되거나 다른 수단에 의해 상호작용하도록 허용될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 적어도 하나의 프로세서는 메모리와 관련될 수 있다.

[0042]

몇몇 실시예들에서, 도 3에 도시된, 외부 유닛(120)은 전력원(140)을 포함할 수 있다. 전력원(140)은 외부 유닛(120) 내의 위치에 영구적으로 또는 착탈식으로 커플링될 수 있다. 전력원은 프로세서와 전기적인 통신을 하도록 구성되는 임의의 적합한 전력원을 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 전력원(140)은 배터리, 예를 들어 페이퍼 배터리, 박막 배터리, 또는 다른 타입의 배터리를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 전력원(140)은 실질적으로 편평하고 플렉서블한(flexible) 배터리를 포함할 수 있다.

[0043]

전력원은 외부 유닛 내의 다양한 컴포넌트들에게 전력을 공급할 수 있다. 예를 들어, 전력원(140)은 프로세서(144) 및 신호원(142)에게 전력을 제공할 수 있다. 신호원(142)은 프로세서(144)와 통신할 수 있고 신호(예를 들어, 정현파 신호, 구형파, 삼각파, 마이크로파, RF(radio-frequency) 신호, 또는 임의의 다른 타입의 전자기 신호)를 생성하도록 구성되는 임의의 디바이스를 포함할 수 있다. 신호원(142)은 AC(alternating current) 신호들 및/또는 DC(direct current) 신호들을 생성시킬 수 있는 파형 생성기를 포함할 수 있지만, 이에 한정되지 않는다. 일 실시예에서, 신호원(142)은 하나 이상의 다른 컴포넌트들로의 송신을 위하여 AC 신호를 생성할 수 있다. 신호원(142)은 임의의 적합한 주파수의 신호를 생성할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 신호원(142)은 약 6.5 MHz 내지 약 13.6 MHz의 주파수를 갖는 신호를 생성할 수 있다. 추가적인 실시예들에서, 신호원(142)은 약 7.4 내지 8.8 MHz의 주파수를 갖는 신호를 생성할 수 있다. 또 다른 실시예들에서, 신호원(142)은 90 kHz만큼 낮은 또는 28 MHz만큼 높은 주파수를 갖는 신호를 생성할 수 있다.

[0044]

신호원(142)은 직접적이거나 간접적으로 증폭기(146)에 전기적으로 연결될 수 있다. 증폭기는 신호원(142)으로부터 생성되는 하나 이상의 신호들을 증폭하도록 구성되는 임의의 적합한 디바이스를 포함할 수 있다. 증폭기(146)는, 예를 들어 트랜지스터 기반 디바이스들, 연산 증폭기들, RF 증폭기들, 전력 증폭기들, 또는 신호의 하나 이상의 양태들과 관련된 이득을 증가시킬 수 있는 임의의 다른 타입의 디바이스를 포함하는, 하나 이상의 다양한 타입들의 증폭 디바이스들을 포함할 수 있다. 또한 증폭기는 외부 유닛(120) 내의 하나 이상의 컴포넌트들로 증폭된 신호들을 출력할 수 있다.

[0045]

또한, 신호원(142)은 적어도 하나의 커패시터(141)에 직접 또는 간접적으로, 전기적 연결될 수도 있다. 적어도 하나의 커패시터(141)는 전하를 저장하도록 구성되는 임의의 적합한 디바이스를 포함할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 외부 유닛(120)은 관련된 단일 커패시터를 포함할 수 있으며, 이 커패시터는 프로세서와 관련될 수 있다. 프로세서(144)는 커패시터에 의해 제공되는 커패시턴스 중 적어도 두 개의 상이한 값을 선택할 수 있다. 예를 들어, 프로세서는 외부 유닛의 일차 안테나와 관련된 회로에 커패시턴스를 적용하도록 구성될 수 있다. 이러한 방식으로 커패시턴스를 변경하면, 외부 유닛의 일차 안테나와 관련된 공진 주파수를 변경할 수 있다. 커패시터는 고정된 커패시턴스를 갖는 것일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 커패시터는 단일 커패시터에 의해서 복수의 커

패시턴스 값들이 제공되도록 트리밍될 수도 있다.

[0046] 다른 실시예들에서, 외부 유닛(120)은 일차 안테나와 관련된 회로부로부터 선택적으로 포함되거나 제외될 수 있는 복수의 커패시터들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 외부 유닛(120)은 커패시터들(예를 들어, 4, 6, 또는 그 이상)의 बैं크(bank)를 포함할 수 있다. 프로세서(144)는 일차 안테나와 관련된 공진 주파수를 변경하기 위하여, 일차 안테나와 관련된 회로 내에 임의의 복수의 커패시터들을 선택적으로 포함하거나 제외하도록 구성될 수 있다. 일 예에서, 6개의 커패시터의 बैं크는 프로세서가 64개(즉, 2^6)의 상이한 가능한 값들 중에서 커패시턴스 값을 선택하는 것을 가능하게 할 수 있다.

[0047] 도 10a 및 10b는 몇몇 실시예들에 따른 외부 유닛의 일 예를 도시한 것이다. 이 예는 다른 실시예들에서의 임의의 조합에서 발견될 수 있는 기능들을 예시한다. 도 10a는 외부 유닛(120)의 측면도를 도시한 것으로서, 캐리어(1201) 및 전자 하우징(1202)을 나타낸다.

[0048] 캐리어(1201)는, 예를 들어 기계적 수단의 접착제들을 통해 피험자의 피부에 부착하도록 구성되는 피부 패치(skin patch)를 포함할 수 있다. 캐리어(1201)는 플렉서블하거나 단단할 수 있으며, 또는 플렉서블한 부분들 및 단단한 부분들을 가질 수 있다. 캐리어(1201)는 전자 하우징(1202)에 캐리어(1201)를 선택적으로 또는 착탈적으로 연결하도록 구성되는 커넥터(1203)를 포함할 수 있다. 커넥터(1203)는 캐리어(1201)로부터 확장 또는 돌출될 수 있다. 커넥터(1203)는 전자 하우징(1202)의 리세스(recess)(1204)에 의해 수용될 수 있다. 커넥터(1203)는 오목한 피치(concave feature)를 실질적으로 사용함 없이 전자 하우징(1202)에의 선택적인 연결을 제공하는 커넥터로서 구성될 수 있다. 커넥터(1203)는 예를 들어 페그(peg), 또는 캐리어(1201)로부터 확장되는 다른 연결 요소를 포함할 수 있다. 커넥터(1203)는 마그네틱 연결, 벨크로 연결, 및/또는 스냅 돔(snap dome) 연결을 더 포함할 수 있다. 또한, 커넥터(1203)는 캐리어(1201)에 대한 특정 높이, 축 위치, 및/또는 축 방향에 전자 하우징(1202)을 위치시키도록 구성되는, 위치결정 기능을 포함할 수 있다. 커넥터(1203)의 위치결정 기능은 페그들, 링(ring)들, 박스(box)들, 타원들, 범프들 등을 더 포함할 수 있다. 커넥터(1203)는 캐리어(1201) 상에 센터링(centering)되거나, 미리 정해진 양만큼 센터로부터 오프셋(offset)될 수 있으며, 또는 캐리어(1201)의 임의의 다른 적합한 위치에 제공될 수도 있다. 복수의 커넥터들(1203)이 캐리어(1201) 상에 제공될 수도 있다. 커넥터(1203)는 전자 하우징(1202)으로부터의 분리가 커넥터(1203)의 파손을 야기하도록 구성될 수 있다. 이러한 기능은 캐리어(1201)의 재-사용을 방지하기 위해 바람직할 수 있으며, 이것은 지속적인 사용을 통한 일부 효능을 상실시킬 수도 있다.

[0049] 몇몇 실시예들에서, 외부 유닛은 하우징을 포함할 수 있다. 하우징은 컴포넌트들을 유지하기 위해 구성되는 임의의 적합한 컨테이너(container)를 포함할 수 있다. 도 10a 및 도 10b에는 하우징에 대한 하나의 실시예만이 개략적으로 도시되어 있지만, 하우징의 다른 실시예들은 임의의 적합한 크기 및/또는 형상을 포함할 수 있으며, 단단하거나 플렉서블할 수도 있다. 외부 유닛(120)은 하나 이상의 패치들, 버튼들, 또는 임의의 적합한 물질로 구성된 다양한 형상들 및 치수들을 갖는 다른 리셉터클(receptacle)들을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 외부 유닛(120)은 외부 유닛이 원하는 위치에 일치될 수 있게 하는 가요성 물질을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 2에 도시된 바와 같이, 외부 유닛은 피부 패치를 포함할 수 있으며, 결과적으로 이것은 가요성 기관을 포함할 수 있다. 가요성 기관의 물질은 플라스틱, 실리콘, 천연 직물 섬유들, 및 다른 적합한 폴리머(polymer)들, 코폴리머(copolymer)들, 및 이들의 조합들을 포함할 수 있지만, 이에 한정되지는 않는다. 외부 유닛(120)의 임의의 부분은 특정 애플리케이션의 요구사항들에 따라, 플렉서블하거나 단단할 수 있다.

[0050] 전자 하우징(1202)은 적합한 임의의 방식으로 전자 하우징(1202) 내부에 배치될 수 있는 전자 부분(1205)을 포함할 수 있다. 전자 부분(1205)은 아래에서 더 설명되는, 외부 유닛(120)의 각종 컴포넌트들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 전자 부분(1205)은 외부 유닛(120), 배터리와 같은 전력원(140), 일차 안테나(152), 및 회로(170)와 관련된 적어도 하나의 프로세서(144)의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 또한, 전자 부분(1205)은 본 명세서에서 외부 유닛(120)과 관련하여 설명되는 임의의 다른 컴포넌트를 포함할 수도 있다. 또한, 당업자는 추가적인 컴포넌트들을 인식할 수 있을 것이다.

[0051] 전자 하우징(1202)은 커넥터(1203)를 수신하도록 구성되는 리세스(1204)를 포함할 수 있다. 전자 하우징(1202)은 적어도 하나의 전기 커넥터(1210, 1211, 1212)를 포함할 수 있다. 전기 커넥터들(1210, 1211, 1212)은 도 10b에 나타난 바와 같은 전기 컨택트(contact)들의 쌍들로 배치될 수 있으며, 또는 임의의 다른 개수의 전기 컨택트들로 배치될 수도 있다. 각 전기 커넥터(1210, 1211, 1212)의 전기 컨택트들의 쌍이 하우징(1202)의 내부에서 계속 전기적으로 연결되며, 이에 따라 전기 컨택트들의 쌍은, 회로에 대한 단일의 연결 지점을 나타낼 수 있다. 이러한 구성에서는, 단지 한 쌍 내의 전기 컨택트들 중 하나가 연결되는 것만 필요하게 된다. 전기 커넥터

들(1210, 1211, 및 1212)은 중복되는 전기 컨택트들을 포함할 수 있다. 또한, 각 전기 커넥터(1210, 1211, 1212)의 전기 컨택트들은 회로의 양쪽 단부, 예를 들어 배터리 충전 회로의 양극 및 음극 단부들을 나타낼 수 있다.

[0052]

도 3으로 돌아가서, 외부 유닛(120)은 임플란트 유닛(110)과 통신할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 일차 신호는 프로세서(144), 신호원(142), 및 증폭기(146)를 사용하여, 일차 안테나(150) 상에서 생성될 수 있다. 보다 구체적으로, 일 실시예에서, 전력원(140)은 프로세서(144)와 신호원(142) 중 하나 또는 둘 모두에 전력을 제공할 수 있다. 프로세서(144)는 신호원(142)으로 하여금 신호(예를 들어, RF 에너지 신호)를 생성하게 할 수 있다. 신호원(142)은 신호원(142)에 의해 생성된 신호를 증폭할 수 있는 증폭기(146)로 생성된 신호를 출력할 수 있다. 증폭의 양 및, 그에 따른 신호의 진폭은 예를 들어 프로세서(144)에 의해 제어될 수 있다. 프로세서(144)가 증폭기(146)로 하여금 신호에 적용하게 하는 이득 또는 증폭의 양은 일차 안테나(150)의 형태, 크기, 및/또는 구성, 환자의 체구, 환자에 있는 임플란트 유닛(110)의 위치, 이차 안테나(152)의 형태, 크기, 및/또는 구성, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 간에 커플링하는 정도(아래에서 더 논의됨), 및 임플란트 전극들(158a, 158b)에 의해 생성된 전기장의 원하는 크기 등을 포함하는 다양한 요소들에 따라 달라질 수 있지만, 이에 한정되지 않는다. 증폭기(146)는 증폭된 신호를 일차 안테나(150)로 출력할 수 있다.

[0053]

몇몇 실시예들에서, 외부 유닛(120)은 일차 안테나(150)로부터 임플란트 유닛(110)의 이차 안테나(152)로 일차 신호를 통신(예를 들어, 송신)할 수 있다. 통신은 일차 안테나(150)과 이차 안테나(152) 간의 커플링으로부터 야기될 수 있다. 일차 안테나와 이차 안테나의 이러한 커플링은, 일차 안테나에 적용된 신호에 대응하여 이차 안테나 상에서 신호를 야기하는, 일차 안테나와 이차 안테나 간의 임의의 상호작용을 포함할 수 있다. 일차 안테나와 이차 안테나 간의 커플링은 용량성 커플링, 유도 커플링, 무선 주파수 커플링 및 이들의 임의의 조합들을 포함할 수 있다.

[0054]

일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 간의 커플링은 이차 안테나와 관련된 일차 안테나의 근접성에 따라 달라질 수 있다. 즉, 몇몇 실시예들에서, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 간의 커플링의 효율 또는 정도는 이차 안테나에 대한 일차 안테나의 근접성에 따라 달라질 수 있다. 일차 및 이차 안테나들의 근접성은 동축 오프셋(예를 들어, 일차 및 이차 안테나들의 중앙 축들이 상호정렬되는 경우, 일차와 이차 안테나들 간의 거리), 측방향 오프셋(예를 들어, 일차 안테나의 중앙 축과 이차 안테나의 중앙 축 간의 거리), 및/또는 각도 오프셋(예를 들어, 일차와 이차 안테나들의 중앙 축들 간의 각도 차분)에 관해서 표현될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 동축 오프셋, 측방향 오프셋 모두, 및 각도 오프셋이 제로(zero)일 경우, 커플링의 이론적 최대 효율은 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이에서 존재할 수 있다. 임의의 동축 오프셋, 측방향 오프셋, 및 각도 오프셋을 증가시키는 것은 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 간의 커플링의 효율 또는 정도를 감소시키는 효과를 가질 수 있다.

[0055]

일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 간의 커플링의 결과로서, 일차 신호가 일차 안테나(150) 상에서 존재할 때, 이차 신호는 이차 안테나(152) 상에서 발생할 수 있다. 이러한 커플링은 유도성/자기적 커플링, RF 커플링/송신, 용량성 커플링, 또는 이차 신호가 일차 안테나(150) 상에서 생성될 수 있는 임의의 다른 메커니즘을 포함할 수 있다. 커플링은 일차와 이차 안테나들 간의 임의의 상호작용을 지칭할 수 있다. 일차 안테나(150)와 이차 안테나 간의 커플링 이외에, 임플란트 유닛(110)과 관련된 회로 컴포넌트들은 또한 이차 안테나(152) 상의 이차 신호에 영향을 줄 수 있다. 따라서, 이차 안테나(152) 상의 이차 신호는 그 소스(source)에 관계없이 이차 안테나(152) 상에 존재하는 임의의 및 모든 신호들 및 신호 컴포넌트들을 지칭할 수 있다.

[0056]

일차 안테나(150) 상에서의 일차 신호의 존재가 이차 안테나(152) 상에서 이차 신호를 야기하거나 유도할 수 있고, 이차 안테나(152) 상에서 존재하는 이차 신호의 결과로서, 두 안테나들 간의 커플링은 또한 일차 안테나(150) 상에서 커플링된 신호 또는 신호 컴포넌트들로 이어질 수 있다. 이차 안테나(152) 상의 이차 신호에 의해 유도되는 일차 안테나(150) 상의 신호는 일차-커플링된-신호로 지칭될 수 있다. 일차 신호는 소스에 관계없이 일차 안테나(150) 상에서 존재하는 임의의 및 모든 신호들 또는 신호 컴포넌트들을 지칭할 수 있고, 일차-커플링된-신호는 이차 안테나(152) 상에서 존재하는 신호들과의 커플링의 결과로서 일차 안테나 상에서 발생하는 임의의 신호 또는 신호 컴포넌트를 지칭할 수 있다. 따라서, 몇몇 실시예들에서, 일차-커플링된-신호는 일차 안테나(150) 상의 일차 신호에 기여할 수 있다.

[0057]

임플란트 유닛(110)은 외부 유닛(120)에 응답할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 일차 코일(150) 상에서 생성되는 일차 신호는 이차 안테나(152) 상에서 이차 신호를 야기할 수 있으며, 결과적으로 이것은 임플란트 유닛(110)에 의해 하나 이상의 응답들을 야기할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)의 응답은 임

플라트 전극들(158a 및 158b) 간의 전기장의 생성을 포함할 수 있다. 다른 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)의 응답은 임플란트 램프에 전력을 공급하는 것을 포함할 수 있다.

[0058]

도 6은 외부 유닛(120)에서 포함될 수 있는 회로(170) 및, 임플란트 유닛(110)에서 포함될 수 있는 회로(180)를 도시한다. 또한, 상이하거나, 또는 더 적은 회로 컴포넌트들은 회로(170) 및 회로(180) 중 하나 또는 둘 모두에서 포함될 수 있다. 도 6에 도시된 바와 같이, 이차 안테나(152)는 임플란트 전극들(158a, 158b)에 전기적 연결을 가질 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 임플란트 전극들(158a 및 158b)을 가진 회로부 연결 이차 안테나(152)는 이차 안테나(152) 상의 이차 신호가 존재하는 경우에 임플란트 전극(158a 및 158b)를 거쳐 전압 전위를 야기할 수 있다. 전압 전위가 임플란트 전극들(158a 및 158b) 간의 전기장을 생성할 수 있기 때문에, 이러한 전압 전위는 필드 유도 신호로 지칭될 수 있다. 광범위하게, 필드 유도 신호는, 전기장으로 하여금 전극들 사이에서 생성되게할 수 있는 임플란트 유닛과 관련된 전극들에 적용되는 임의의 신호(예를 들어, 전압 전위)를 포함할 수 있다.

[0059]

일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 간의 에너지 전송의 효율은 예를 들어, 얼마나 근접하게 일차 안테나(150)와 관련된 공진 주파수(및 그것의 관련 회로(170))가 이차 안테나(152)와 관련된 공진 주파수(및 그것의 관련 회로(180))를 매칭시키는지를 포함하는, 요소들에 따라 달라질 수 있다. 공진 주파수들은 전기 회로가 본질적으로 진동하는 주파수들을 포함한다. 몇몇 상황들에서, (예를 들어, 안테나(152)를 포함하는) 임플란트 유닛의 공진 주파수는 (예를 들어, 일차 안테나(150)를 포함하는) 외부 유닛의 공진 주파수에 매칭하거나 실질적으로 동일할 수 있다. 이러한 상황들은 임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 공진 주파수 매칭을 제공하는 것으로 지칭될 수 있다. 다른 상황들에서, 임플란트 유닛의 공진 주파수는 외부 유닛의 공진 주파수와 상이할 수 있다. 이러한 상황들은 임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 공진 주파수 미스매칭을 제공하는 것으로 지칭될 수 있다.

[0060]

예를 들어 임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 주파수 매칭의 정도는 서로에 대한 두 개의 공진 주파수들의 근접성에 의해 특징지어질 수 있다. 예를 들면, 공진 주파수 매칭은 두 개의 공진 주파수들 간의 차이가, 예를 들어 외부 유닛의 공진 주파수의 30%, 20%, 10%, 5%, 3%, 1%, 0.5%, 0.1% 이내 또는 더 적을 때 발생하는 것으로 간주될 수 있다. 이에 따라, 공진 주파수 미스매치(간단하게 "주파수 미스매치"로도 지칭됨)는 두 개의 공진 주파수들이 매칭되지 않을 때 발생하는 것으로 간주될 수 있다. 예를 들어, 공진 주파수 미스매치는 두 개의 공진 주파수들(예를 들어, 임플란트 유닛 및 외부 유닛의 공진 주파수들) 간의 차이가, 공진 주파수들 중 하나(예를 들어, 외부 유닛의 공진 주파수)에 대해 약 30%, 40%, 50%, 60% 또는 그 이상 클 때 발생하는 것으로 간주될 수 있다. 다른 실시예들에서, 공진 주파수 매칭은, 두 개의 공진 주파수들 간의 차이가 주파수들 중 하나의 약 0.5% 이내일 때 발생하는 것으로 간주될 수 있다. 두 개의 공진 주파수들의 근접성은, 두 안테나들 간의 에너지 전송에 영향을 미칠 수 있다. 예를 들어, 두 개의 안테나들 간의 에너지 전송의 효과는 몇몇 요소들에 따라 달라질 수 있는데, 이것들 중 하나가 안테나들의 공진 주파수들이 매칭하는 정도일 수 있다. 따라서, 다른 모든 요소들이 일정하게 유지되는 경우, 다른 안테나에 대해 어느 안테나의 공진 주파수를 변경하는 것은, 에너지 전송의 효율을 변경하게 된다. 두 개의 안테나들 간의 공진 주파수 매칭은, 에너지 전송의 효율이 최소한 50%일 때 발생하는 것으로 간주될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 공진 주파수 매칭은 60%, 70%, 80%, 90%, 95% 또는 그 이상의 에너지 전송 효율과 관련될 수 있다.

[0061]

본 발명은 외부 유닛과 임플란트 유닛 간의 공진 주파수 매치 또는 미스매치의 레벨을 변경하거나, 그렇지 않은 경우 제어하는 접근 방법을 포함한다. 예를 들어, 임플란트 유닛이 신체에 배치될 때, (예를 들어, 신체의 수분 등으로 인한) 환경의 변화는 임플란트 유닛(예를 들어, 임플란트 유닛의 임플란트 가능한 회로 및 이차 안테나를 포함)의 공진 주파수의 시프트(shift)를 야기할 수 있다. 이러한 시프트는, 특히 임플란트 유닛의 공진 주파수와 외부 유닛의 공진 주파수가 신체 내에 임플란트 유닛을 이식하기 이전에 매칭되는 경우에, 임플란트 유닛과 외부 유닛의 공진 주파수 간의 미스매치가 발생할 수 있다. 따라서, 임플란트 유닛과 외부 유닛 간에 발생할 수 있는 주파수 미스매치를 어드레싱하는 하나의 접근 방법은, 신체 내의 임플란트 유닛의 이식으로 인한 드리프트(drift)의 양을 예측하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 드리프트의 양이 알려져 있거나, 추정, 산출, 측정 등이 될 수 있는 경우에는, 임플란트 유닛의 회로는 예상되는 드리프트를 감안하여, 이식 이전에 제조, 조정, 조율 등이 될 수 있다.

[0062]

일부 경우들에서, 내부 공진 주파수의 드리프팅은, 안정화 될 때까지 이식 이후 며칠 내지 몇 개월 동안 지속될 수 있다. 예를 들어, 임플란트 유닛의 공진 주파수는 8.1 kHz에서 7.9 kHz로 드리프트될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 실험이나 시뮬레이션을 사용하여, 얼마나 많은 양으로 공진 주파수가 드리프트될 수 있는지를 예측하는 것이 가능할 수 있다. 따라서, 상기 예에서, 7.9 kHz의 장기(long-term) 공진 주파수 값이 요구되고 있는 경

우, 임플란트 유닛은 이식 이전에 8.1 kHz의 공진 주파수 값으로 제조될 수 있다.

[0063] 몇몇 실시예들에 따르면, 내부 공진 주파수(예를 들어, 임플란트 가능한 회로 및 이차 안테나와 관련된 공진 주파수)는 임플란트 가능한 회로와 관련된 커패시턴스에 따라 달라질 수 있다. 따라서, 몇몇 실시예들에서는 특정 공진 주파수를 설정하기 위해, 임플란트 유닛의 임플란트 가능한 회로의 커패시턴스가, 캡슐화(encapsulation) 이전에, 하나 이상의 트리밍 커패시터들의 추가 및/또는 조정을 통하여 조정될 수 있다. 조정의 양은 임플란트 유닛이 신체에 배치되는 이후에 공진 주파수 드리프트의 예상 양에 따라 달라질 수 있다.

[0064] 예상 공진 주파수 드리프트를 알면, 임플란트 유닛의 공진 주파수는 예를 들어 임플란트 가능한 회로와 관련된 커패시턴스를 조정함으로써 설정될 수 있다. 일 실시예에서, 임플란트 회로와 관련된 커패시터는, 임플란트 회로 내로의 삽입 이전에 특정 커패시턴스 값으로 조정(예를 들어, 레이저 트리밍(laser trimmed))될 수 있다. 다른 실시예에서는, 알려진 값을 가진 커패시터가 임플란트 회로 내에 삽입될 수도 있다. 또 다른 실시예에서는, 복수의 커패시터들이 임플란트 가능한 회로의 커패시턴스를 설정하고, 임플란트 유닛의 공진 주파수를 조정하도록, 임플란트 회로 내에 삽입될 수 있다. 이러한 복수의 커패시터들은, 동일하거나 상이할 수 있는 적어도 하나의 커패시턴스 값을 각각 갖는 일련의 커패시터들을 포함할 수 있다. 공진 주파수는 특정 커패시턴스 값에 기초하여 산출될 수 있다. 다르게는, 공진 주파수 값은 커패시턴스 조정 이후에 반복적으로 결정될 수 있다. 예를 들어, 커패시턴스의 조정 이후에, 그 결과 발생하는 공진 주파수가 측정될 수 있다. 공진 주파수가 원하는 값을 갖는 경우에는, 더 이상의 조정은 필요하지 않을 수 있다. 그렇지 않은 경우, 조정 및 측정의 프로세스는, 원하는 또는 타겟(target) 공진 주파수가 얻어질 때까지 반복적으로 계속될 수 있다.

[0065] 몇몇 실시예들에서는, 전술한 바와 같이, 임플란트 유닛이 신체에 배치된 이후에 및 예상 레벨의 공진 주파수 드리프트 이후에, 임플란트 가능한 회로의 내부 공진 주파수 및 외부 회로의 외부 공진 주파수가 공진 주파수 매치될 수 있도록, 임플란트 가능한 회로와 관련된 커패시턴스가 결정될 수 있다. 드리프트의 예상 레벨은 산출을 통해 결정될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 드리프트의 예상 레벨은 테스트를 통하여 결정될 수 있다.

[0066] 몇몇 실시예들은 임플란트 유닛을 제조하는 방법들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 임플란트 가능한 회로가 캐리어 상에 배치될 수 있으며, 안테나가 캐리어 상에 배치될 수도 있다. 안테나는 외부 유닛으로부터 에너지를 무선으로 수신하여 수신된 에너지의 적어도 일 부분을 임플란트 가능한 회로로 전달하도록 구성되는 안테나를 포함할 수 있다. 또한, 이 방법은 임플란트 유닛(이차 안테나 및 임플란트 가능한 회로부 포함)이 타겟 공진 주파수를 포함하도록 하기 위하여, 임플란트 유닛에 대한 공진 주파수 드리프트의 예상 레벨을 결정하고 임플란트 가능한 회로와 관련된 커패시턴스를 조정하는 것을 포함할 수 있다. 외부 유닛(예를 들어, 일차 안테나 및 관련된 회로부 포함)의 타겟 공진 주파수와 공진 주파수 간의 차이는, 신체 내로 이식된 이후에 임플란트 유닛이 경험하게 되는 예상 공진 주파수 드리프트의 양에 근접하거나, 실질적으로 동일하거나, 또는 동일할 수 있다.

[0067] 몇몇 상황들에서, 외부 유닛의 공진 주파수는, 사용하는 동안 변경될 수 있다. 예를 들어, 일차 안테나(152)가 피험자의 피부에 맞도록 구부러지는 경우, 일차/안테나(152) 내의 공간 관계 코일들이 시프트하여, 공진 주파수의 변경을 야기할 수 있다. 또한, 피부에 있는 수분이나 그 밖의 물질과의 접촉은, 공진 주파수의 시프트를 야기할 수 있다. 이에 따라, 임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 공진 주파수 미스매치를 감소시키는 다른 접근 방법은, 외부 유닛과 관련된 공진 주파수를 조정하는 것에 초점을 맞출 수 있다. 예를 들어, 외부 유닛과 관련된 프로세서는, 일차 안테나와 임플란트 유닛과 관련된 이차 안테나 간의 전류 공진 주파수 미스매치를 결정하도록 구성될 수 있다. 이에 따라, 프로세서는 외부 유닛 회로의 적어도 하나의 컴포넌트에 대한 조정을 제공하여, 외부 유닛의 공진 주파수의 변경을 야기할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 외부 유닛의 회로에 복수의 상이한 커패시턴스들을 인가할 수 있으며, 이것은 회로에 대한 복수의 상이한 공진 주파수들에 대응할 수 있다. 상이한 주파수들 중 적어도 일부에 있어서, 프로세서는 외부 유닛과 임플란트 유닛 간의 복수의 에너지 전송 효율 값들을 결정할 수 있다. 결정된 에너지 효율 값들에 기초하여, 프로세서는 소정의 임계값 이상의 효율 또는 타겟 효율 등에 가장 근접한 것을 제공하는 특정 커패시턴스 값을 선택할 수 있다.

[0068] 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 일차 안테나로부터 이차 안테나로의 일차 신호 전송에 기초하여, 공진 주파수 미스매치를 결정할 수 있다. 이러한 결정은 일차-커플링된-신호 및 일차 안테나와 이차 안테나 간의 커플링에 기초할 수 있다. 일차-커플링된-신호를 모니터링함으로써, 프로세서는 전송 효율을 결정할 수 있으며, 결국 이것은 공진 주파수 미스매치의 표시일 수 있다.

[0069] 프로세서는 임의의 적합한 상태들에 기초하여, 공진 주파수 미스매치의 레벨을 결정하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 에너지 전송 효율이 특정 임계값(예를 들어, 70%) 이하로 떨어진 것으로 프로세서가 결정하는 경우,

미스매치의 양이 결정될 수 있으며, 외부 유닛과 관련된 회로부는 미스매치를 감소시키거나 제거하도록 조정될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 프로세서는 공진 주파수 미스매치의 전류 레벨을 주기적으로 모니터링할 수 있다(예를 들어, 몇 초, 분, 시간, 일 등 마다). 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 불균등한 시간 간격들로 공진 주파수 미스매치의 전류 레벨을 모니터링할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서는 임플란트 유닛이 새롭게 이식된 이후에(예를 들어, 이식 이후 첫 주 또는 첫 달 동안), 짧은 시간 간격들(예를 들어, 몇 초 또는 몇 분마다)로 임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 공진 주파수 미스매치의 레벨을 모니터링하도록 구성될 수 있다. 임플란트가 노화됨에 따라, 임플란트 유닛의 공진 주파수에서의 드리프트가 안정화될 수 있다. 따라서, 임플란트가 노화됨에 따라, 프로세서는 더 빈번하게 공진 주파수 미스매치를 모니터링할 수 있다.

[0070]

임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 공진 주파수 미스매치를 결정하고 나면, 프로세서는 외부 유닛(예를 들어, 일차 안테나를 포함하는 자체-공진 트랜스미터 회로)에서의 회로의 공진 주파수를 조정하여 미스매치를 감소시킬 수 있다. 자체-공진 트랜스미터 회로는 회로의 공진 주파수의 조정을 가능하게 하는 기능을 포함할 수 있다. 이러한 조정은 자체-공진 트랜스미터 회로 내로의 또는 그 밖으로의 적어도 하나의 커패시터의 선택적인 포함 및 제외를 통해 이루어질 수 있다. 자체-공진 트랜스미터 회로에 커패시터들을 가산(또는 감산)하는 것은 회로의 공진 주파수에서의 변경을 야기할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 일차 안테나와 관련된 공진 주파수에서의 변경은, 일차 안테나의 공진 주파수 및 이차 안테나의 공진 주파수가 실질적으로 매칭하는 것을 가능하게 할 수 있다.

[0071]

일 실시예에서, 외부 유닛은 회로에 선택적으로 포함되고 그로부터 선택적으로 제외되도록 구성되는, 적어도 하나의 커패시터를 포함한다. 프로세서는 회로로부터 적어도 하나의 커패시터를 선택적으로 포함하고 제외함으로써, 일차 안테나의 공진 주파수를 조정할 수 있다. 예를 들어, 외부 유닛의 회로에는, 프로세서-제외되는 스위치들을 통해, 선택적으로 포함 및 제외되도록 구성되는 하나 이상의 커패시터들 또는 트립 커패시터들이 제공될 수 있다. 스위치들은, 예를 들어 트랜지스터들 또는 릴레이(relay)들을 포함할 수 있다. 따라서, 프로세서는 각각의 커패시터와 관련된 스위치를 개방하거나 폐쇄함으로써, 회로로부터 커패시터를 포함하거나 제외할 수 있다.

[0072]

스위치 또는 프로세서-선택 가능한 커패시턴스 값과 관련된 단일 커패시터는, 프로세서가 공진 주파수 중 적어도 두 개의 상이한 값 사이에서 선택하는 것을 가능하게 할 수 있다. 일 실시예에서, 외부 유닛은, 프로세서가 커패시터들의 조합들에 기초하여 커패시턴스를 선택하는 것을 가능하게 하는, 복수의 커패시터들(예를 들어, 4, 6, 12, 또는 이상)의 뱅크를 포함할 수 있다. 예를 들어, 6개의 커패시터들의 뱅크는 64개의 상이한 커패시턴스 조합들 및, 이론적으로는, 유사한 개수의 공진 주파수 값들을 얻을 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서는, 회로를 조정하고 공진 주파수 미스매치 등을 테스트하기 위하여 이용가능한 커패시터들 전체보다 많거나 적게 사용하도록 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서에 이용가능한 복수의 커패시터들에 포함되는 커패시터들 각각은, 동일한 커패시턴스 값을 포함하거나 또는 여러 상이한 값들을 포함할 수도 있다.

[0073]

적어도 하나의 프로세서는, 임플란트 유닛과 외부 유닛 간의 주파수 미스매치의 전류 레벨을 결정하기 위하여, 하나 이상의 트리밍가능한 커패시터들로부터 또는 복수의 커패시터들 중의 하나 이상으로부터 커패시턴스 값들을 선택적으로 포함하거나 제외할 수 있다. 그 후에, 전류 레벨의 미스매치에 기초하여, 프로세서는 원하는 공진 주파수 값으로 또는 그 근처의 값으로 외부 유닛의 공진 주파수를 설정하기 위하여, 하나 이상의 트리밍가능한 커패시터들로부터 또는 복수의 커패시터들 중의 하나 이상으로부터 커패시턴스 값들을 선택적으로 포함하거나 제외시킴으로써, 미스매치의 전류 레벨을 감소시키거나, 최소화하거나, 또는 제거하는 것을 시도할 수 있다. 이러한 방식으로, 프로세서는 외부 유닛과 임플란트 유닛 사이에 존재하도록 결정되는 임의의 미스매치를 감소시키거나, 최소화하거나, 또는 제거하는 것을 시도할 수 있다.

[0074]

일 실시예에 따라, 프로세서는 소정의 임계값을 넘어서는 공진 주파수 매치를 제공하기 위해, 복수의 커패시터들로부터 커패시터들의 조합을 선택할 수 있다. 예를 들어, 커패시턴스 값들의 선택은 외부 유닛의 공진 주파수의 10% 이하인, 임플란트 유닛의 공진 주파수와 외부 유닛의 공진 주파수 간의 차이를 발생시킬 수 있다.

[0075]

몇몇 실시예들에서, 외부 유닛의 프로세서는 외부 유닛의 공진 주파수에서의 변경을 야기하기 위해 회로의 적어도 하나의 컴포넌트에 대한 조정을 적용할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 이 조정은 커패시터 뱅크로부터 회로 내로 및 회로 밖으로 커패시터들을 스위칭하는 것을 포함한다. 예를 들어, 일차 신호의 전송 동안, 프로세서는 전송 효율 및 공진 주파수 매치를 변경하는(예를 들어, 증가시키는) 커패시터 조합을 결정할 수 있다. 조정은, 예를 들어 일차 안테나의 공진 주파수와 이차 안테나의 공진 주파수의 차이가, 일차 안테나의 공진 주파수의 30% 이하가 되게 할 수 있다. 또한, 조정은 외부 유닛과 임플란트 유닛 간에서의 적어도 50% 에너지 전송 효율

을 가능하게 할 수 있다.

[0076]

도 11은 공진 주파수 매칭 방법들과 함께 사용하기 위한, 변형된 클래스 D 증폭기를 이용하는 자체-공진 트랜스미터 회로를 도시한 추가적 실시예를 나타낸다. 변형된 클래스 D 증폭기(1600)는, 도 3에 나타난 외부 유닛(120)의 임의의 또는 모든 요소들을 대체하여, 또는 이들에 추가하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 변형된 클래스 D 증폭기(1600)는 신호원(142) 및 증폭기(146)를 대체할 수 있다. 이러한 실시예에서, 프로세서(144)는 클래스 D 증폭기의 동작을 조정하여, 일차 안테나(150)의 생성된 신호와 공진 주파수 간의 주파수 매치를 제공할 수 있다. 일차 안테나(150)의 공진 주파수는 동작 동안에 이차 안테나(152)의 공진 주파수와 매칭되도록 조정될 수 있기 때문에, 그 생성된 신호의 주파수를 조정하는 것에도 유익하고, 또한 외부 유닛(120)의 자체-공진 트랜스미터 회로 내의 효율을 개선할 수 있다. 변형된 클래스 D 증폭기(1600)는 다음과 같은 조정을 제공하도록 사용될 수 있다. 변형된 클래스 D 증폭기(1600)는 스위치들(예를 들어, MOSFET들)(1620)을 포함하는 H 브리지(bridge)(1601)를 포함한다. 스위치들 사이에는 자체-공진 트랜스미터 회로(1610)가 존재한다. 변형된 클래스 D 증폭기에 대한 전력은, 예를 들어 배터리로부터 공급될 수 있는, 공급 전압(1650)에 의해 공급된다. 도 16에 도시된 바와 같이, 자체-공진 트랜스미터 회로(1610)는 복수의 커패시턴스들(1640) 및 인덕턴스들(1660)을 포함할 수 있다. 커패시턴스(1640)의 적절한 값을 선택적으로 제공하기 위해, 커패시턴스들(1640)은 전술한 바와 같은 복수의 커패시터들, 특히 커패시터들 중에서 선택될 수 있는 조합들을 포함할 수 있다. 커패시턴스(1640)의 값은 이차 안테나(152)에 매칭되는 공진 주파수로 선택될 수 있다. 인덕턴스들(1660)은 적어도 부분적으로는 일차 안테나(150)에 의해 제공될 수 있다. 또한, 프로세서(144)는 자체-공진 회로(1610)의 공진 주파수에 매칭되는 주파수의 신호를 생성시키기 위해, H 브리지 스위치들(1620)의 구동 주파수를 조정할 수도 있다. 적절하게 스위치들(1620)을 선택적으로 개방하고 폐쇄함으로써, 공급 전압(1650)의 DC 신호는 선택된 주파수의 구형파(square wave)로 변환될 수 있다. 이러한 주파수는, 회로의 효율을 증가시키기 위해, 자체-공진 회로(1610)의 공진 주파수에 매칭되도록 선택될 수 있다.

[0077]

도 12는 공진 주파수 매칭 방법들과 함께 사용하기 위한, 펄스 모드 자체-공진 트랜스미터(1700)를 도시한 추가적 실시예를 나타낸 것이다. 펄스 모드 자체-공진 트랜스미터(1700)는, 도 3에 나타난 외부 유닛(120)의 임의의 또는 모든 요소들을 대체하여, 또는 이들에 추가하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 펄스 모드 자체-공진 트랜스미터(1700)는 신호원(142) 및 증폭기(146)를 대체할 수도 있다. 이러한 실시예에서, 프로세서(144)는 본 실시예에서는 스위치(1730)로서 나타낸, 전력 스위칭 유닛을 통해 회로를 제어할 수 있다. 전력 스위칭 유닛은 트랜지스터, 릴레이, 또는 이와 유사한 스위칭 디바이스를 포함할 수 있다. 펄스 모드 자체-공진 트랜스미터(1700)는 일차 전력원(1780), 예를 들어, 배터리 또는 다른 전력원을 포함한다. 트랜스미터(1700)는 전력 스토리지 유닛, 예를 들어 스토리지 커패시터(1750)를 포함할 수 있다. 또한, 다른 적합한 전력 스토리지 유닛들, 예를 들어 인덕터 및/또는 배터리, 그리고 이러한 스토리지 요소들의 조합들이 이용될 수도 있다. 또한, 트랜스미터(1700)는 공진 커패시턴스(1720) 및 공진 인덕턴스(1760)를 포함하는 자체-공진 트랜스미터 회로(1710)를 포함할 수도 있다. 공진 인덕턴스(1760)는 적어도 부분적으로는 일차 안테나(150)에 의해 제공될 수 있다.

[0078]

트랜스미터(1700)는 특히, 다음의 방식으로 동작할 수 있다. 프로세서(144)는 스위치(1730)의 동작을 제어할 수 있다. 스위치(1730)가 개방 위치로 유지되는 경우, 전력원(1780)으로부터의 전류는 스토리지 커패시터(1750) 쪽으로 흐르게 되며, 이것에 의하여 전하를 축적한다. 스위치(1730)가 폐쇄되는 경우, 충전된 스토리지 커패시터(1750)는, 에너지가 인덕턴스(1760)에 저장되는, 전류 로딩(current loading) 기간 동안에 자체-공진 회로(1710) 쪽으로 전류를 구동시킨다. 다이오드(1770)의 동작으로 인해, 회로(1710) 쪽으로의 전류 흐름은, 에너지 축적 기간 이후에 차단되게 된다. 회로(1710)에 전달되는 전류는, 그 후에 회로(1710)의 공진 주파수에서 회로(1710) 내에서 자유롭게 진동하게 되며, 이에 따라 일차 안테나(150)(회로에 포함되며, 인덕턴스(1760)의 적어도 일 부분을 생성함)를 통해 임플란트로 전송하기 위한 신호를 생성하게 된다. 회로(1710)의 자체-공진에 의해서 신호가 생성되기 때문에, 이것은 회로(1710)의 공진 주파수와 매칭될 것이며, 보다 효율적인 전송이 생성될 수 있다.

[0079]

트랜스미터(1700)의 컴포넌트들은, 전류 로딩 기간이 대략 2 마이크로초이고 회로(1710)의 자유 진동 주기가 10 내지 20 마이크로초가 되도록, 선택될 수 있다. 그러나, 다른 컴포넌트들은, 임의의 원하는 전류 로딩 기간 또는 자유 진동 주기를 제공하도록 선택될 수도 있다. 본 명세서의 다른 부분에서 설명되는 바와 같이, 다양한 길이의 자극 펄스들이 요구될 수 있다. 저장 커패시터(1750)로부터 회로(1710) 쪽으로 에너지를 로딩 및 방출하는 복수의 사이클들에 의해서, 자유 진동의 단일 기간보다 긴 자극 펄스들이 구성될 수도 있다. 전력원(1780)으로부터의 재충전을 필요로 하지 않는 전체 자극 펄스들을 구성하기 위해, 저장 커패시터(1750) 자체는 많은 수의 진동 사이클들(예를 들어, 10 내지 100)을 구동하기에 충분한 전하를 저장하도록 선택될 수도 있다.

- [0080] 펄스 모드 자체-공진 트랜스미터(1700)는 여러 가지 이점들을 제공할 수 있다. 전술한 바와 같이, 전송 신호가 회로(1710)의 자체-공진에 의해 생성되기 때문에, 그것은 회로(1710)의 공진 주파수와 매칭될 가능성이 높으며, 그 생성된 신호의 주파수를 회로 공진 주파수와 매칭시킬 필요가 없게 된다. 또한, 에너지가 회로(1710) 쪽으로 방출되기 이전에 커패시터(1750)에 저장되기 때문에, 전력원(1780)의 선택에 있어서 더 큰 유연성을 제공할 수 있다. 효과적인 신경 자극은 급격하게 상승하는 전류 레벨들에 따라 결정될 수 있다. 배터리만으로 이것을 달성하기 위해서는, 고-전압 및/또는 고-전류 배터리가 필요할 수 있다. 이러한 필요성은, 상대적으로 저전압/저전류인 배터리의 사용을 통해 매우 높은 피크(peak) 전류를 공급하는 것을 가능하게 하는, 트랜스미터(1700)에 의해서 제거될 수 있다. 트랜스미터(1700)는 종래의 증폭 회로 보다 적은 수의 스위치들(예를 들어, 트랜지스터들)을 사용한다. 각 스위치는 전체적으로 덜 효율적인 회로의 원인이 되는, 에너지 손실의 소스(source)일 수 있다. 트랜스미터(1700)의 단일 스위치(1730)의 존재는, 전체적인 회로의 효율을 증가시킬 수 있다.
- [0081] 필드(field) 유도 신호는, 회로(180)에 의한 이차 신호의 조절(conditioning)의 결과로서 생성될 수 있다. 도 6에 나타난 바와 같이, 외부 유닛(120)의 회로(170)는 이차 안테나(152) 상의 AC 이차 신호를 야기할 수 있는, 일차 안테나(150) 상의 AC 일차 신호를 생성할 수 있다. 그러나, 특정 실시예들에서는, 임플란트 전극들(158a 및 158b)에 DC 필드 유도 신호를 제공하는 것이 (예를 들어, 신경의 조절을 위한 단방향 전기장을 생성하기 위하여) 유리할 수 있다. 이차 안테나(152) 상의 AC 이차 신호를 DC 필드 유도 신호로 변환하기 위해, 임플란트 유닛(110)의 회로부(180)는 AC-DC 컨버터를 포함할 수 있다. AC-DC 컨버터는 당업자에게 공지된 임의의 적합한 컨버터를 포함할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서 AC-DC 컨버터는, 예를 들어 다이오드(156) 및 적절한 커패시터들 및 레지스터들을 포함하는, 정류 회로 컴포넌트들을 포함할 수 있다. 다른 실시예들에서, 임플란트 전극들(158a 및 158b)에 AC 필드 유도 신호를 제공하기 위하여, 임플란트 유닛(110)은 AC-AC 컨버터를 포함하거나, 또는 컨버터가 없을 수도 있다.
- [0082] 전술한 바와 같이, 필드 유도 신호는 임플란트 전극들(158a 및 158b) 사이에 전기장을 생성할 수 있다. 몇몇 경우들에서, 필드 유도 신호로 인해 생성된 전기장의 크기 및/또는 지속 시간은, 전극들(158a 및 158b)의 근방에 있는 하나 이상의 신경들을 조절하기에 충분할 수 있다. 이러한 경우들에서, 필드 유도 신호는 조절 신호로 지칭될 수 있다. 다른 경우들에서, 필드 유도 신호의 크기 및/또는 지속 시간은, 신경 조절을 발생시키지 않는 전기장을 생성할 수도 있다. 이러한 경우들에서, 필드 유도 신호는 서브-조절 신호로 지칭될 수 있다.
- [0083] 다양한 타입의 필드 유도 신호들이 조절 신호들을 구성할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 조절 신호는 중간의 진폭 및 중간의 지속 시간을 포함할 수 있으며, 다른 실시예들에서는, 조절 신호는 더 높은 진폭 및 더 짧은 지속 시간을 포함할 수 있다. 전극들(158a, 158b)에 걸리는 필드-유도 신호들의 다양한 진폭들 및/또는 지속 시간은 조절 신호들을 발생시킬 수 있으며, 필드-유도 신호가 조절 신호의 레벨로 상승하는지의 여부는, 여러 가지 요소들(예를 들어, 자극될 특정 신경으로부터의 거리; 신경이 분기되는지의 여부; 신경에 대한 유도된 전기장의 방향; 전극들과 신경 사이에 존재하는 조직의 타입; 등)에 따라 결정될 수 있다.
- [0084] 필드 유도 신호가 조절 신호(신경 조절을 야기할 수도 있는 전기장을 야기함) 또는 서브-조절 신호(신경 조절을 야기하려고 의도되지 않는 전기장을 야기함)를 구성하는지 여부는, 궁극적으로 외부 유닛(120)의 프로세서(144)에 의하여 제어될 수도 있다. 예를 들어, 어떤 상황에서, 프로세서(144)는 신경 조절이 적합하다고 결정할 수도 있다. 이러한 상태에서, 프로세서(144)는 신호원(144) 및 증폭기(146)가 조절 제어 신호(즉, 이차 안테나(152) 상의 결과적인 이차 신호가 임플란트 전극(158a 및 158b)에서 조절 신호를 제공하도록 선택되는 크기 및/또는 지속시간을 가지는 신호)를 일차 안테나(150) 상에 생성하도록 야기할 수도 있다.
- [0085] 프로세서(144)는 외부 유닛(120)으로부터 임플란트 유닛(110)으로 전송된 에너지의 양을 제한하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)은 환자 및/또는 임플란트와 연관된 복수의 요소들을 고려할 수도 있는 임계 에너지 제한(threshold energy limit)과 연관될 수도 있다. 예를 들어, 몇몇 경우들에서, 환자의 특정 신경은 신경 및/또는 주위 조직에 손상을 입힐 위험을 최소화하기 위하여 미리 정해진 에너지의 최대 양보다 더 많은 양을 수용해서는 안된다. 또한, 임플란트 유닛(110)의 회로(180)는 임플란트 유닛(110)의 실제 임계 에너지 제한에 기여할 수도 있는 최대 동작 전압 또는 전력 레벨을 가지는 컴포넌트를 포함할 수도 있다. 프로세서(144)는 일차 안테나(150)로 인가될 일차 신호의 크기 및/또는 지속시간을 설정할 때에 이러한 제한사항을 고려하도록 구성될 수도 있다.
- [0086] 임플란트 유닛(110)에 전달될 수도 있는 전력의 상한을 결정하는 것에 추가하여, 프로세서(144)는 또한, 적어도 부분적으로는, 전달된 전력의 효능에 기초하여 저전력 임계(lower power threshold)를 결정할 수도 있다. 저전

력 임계는 신경 조절을 가능하게 하는 전력의 최소 양에 기초하여 계산될 수도 있다(예를 들어, 저전력 임계 보다 높은 전력 레벨을 가지는 신호들은 조절 신호들을 구성할 수도 있는 반면에, 저전력 임계보다 낮은 전력 레벨을 가지는 신호들은 서브-조절 신호들을 구성할 수도 있다).

[0087] 또한, 저전력 임계는 다른 방법으로 측정되거나 제공될 수도 있다. 예를 들어, 임플란트 유닛(110) 내의 적합한 회로 또는 센서가 저전력 임계를 측정할 수도 있다. 저전력 임계는 추가적 외부 디바이스에 의하여 계산 또는 감지되고, 후속하여 프로세서(144)로 프로그래밍되거나, 또는 임플란트 유닛(110)으로 프로그래밍될 수도 있다. 다르게는, 임플란트 유닛(110)은 적어도 저전력 임계의 전극들에서 신호들을 생성하도록 특별히 선택된 회로(180)로써 구성될 수도 있다. 또 다른 실시예에서, 외부 유닛(120)의 안테나는 특정한 저전력 임계에 대응하는 신호를 수용하거나 생산하도록 조절될 수도 있다. 저전력 임계는 환자마다 다를 수도 있고, 예를 들어 특정 환자의 신경 섬유들의 조절 특징, 이식 이후에 임플란트 유닛(110)과 외부 유닛(120) 사이의 거리, 임플란트 유닛 컴포넌트(예를 들어, 안테나 및 임플란트 전극)의 사이즈 및 구성 등과 같은 복수의 요소들을 고려할 수도 있다.

[0088] 또한, 프로세서(144)는 서브-조절 제어 신호들의 일차 안테나(150)로의 인가를 야기하도록 구성될 수도 있다. 이러한 서브-조절 제어 신호들은 전극들(158a, 158b)에서 서브-조절 신호를 발생시키는 진폭 및/또는 지속기간을 포함할 수도 있다. 이러한 서브-조절 제어 신호들이 신경 조절을 초래하지 않을 수도 있는 반면에, 이러한 서브-조절 제어 신호들은 신경 조절 시스템의 피드백-기반 제어를 가능하게 할 수도 있다. 즉, 몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)는 서브-조절 제어 신호의 일차 안테나(150)로의 인가를 야기하도록 구성될 수도 있다. 이러한 신호는 이차 신호를 이차 안테나(152) 상에 유도할 수도 있으며, 이것은 결국 일차 안테나(150) 상에 일차 커플링된 신호(primary-coupled-signal)를 유도한다.

[0089] 일차 안테나(150) 상에 유도된 일차 커플링된 신호를 분석하기 위하여, 외부 유닛(120)은 피드백 회로(148)(예를 들어, 신호 분석기 또는 검출기 등)를 포함할 수도 있으며, 이것은 일차 안테나(150) 및 프로세서(144)와 직접 또는 간접적으로 통신하도록 배치될 수도 있다. 서브-조절 제어 신호들은 일차 안테나(150)에 임의의 원하는 주기성으로 인가될 수도 있다. 몇몇 실시예들에서, 서브-조절 제어 신호들은 매 5 초마다 한 번(또는 더 긴) 레이트로 일차 안테나(150)에 인가될 수도 있다. 다른 실시예들에서, 서브-조절 제어 신호는 더 빈번하게(예를 들어, 매 2 초마다 한 번, 1 초에 한 번, 밀리초마다 한 번, 나노초마다 한 번, 또는 1 초에 여러 번) 인가될 수도 있다. 또한, 피드백이 조절 제어 신호들(즉, 신경 조절을 야기하는)의 일차 안테나(150)로의 인가 시에 역시 수신될 수도 있다는 것에 유의해야 하며, 이것은 이러한 조절 제어 신호들이 일차 안테나(150) 상의 일차 커플링된 신호의 생성을 역시 초래할 수도 있기 때문이다.

[0090] 일차 커플링된 신호는 피드백 회로(148)에 의하여 프로세서(144)로 공급될 수도 있고, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정하기 위한 기초로서 사용될 수도 있다. 커플링의 정도는 두 개의 안테나들 사이의 에너지 전송의 효율의 결정을 가능하게 할 수 있다. 또한, 프로세서(144)는 전력의 임플란트 유닛(110)으로의 전달을 조절할 때에 그 결정된 커플링의 정도를 사용할 수도 있다.

[0091] 프로세서(144)는 임플란트 유닛(110)으로의 전력 전송을 상기 결정된 커플링의 정도에 기초하여 어떻게 조절할지를 결정하기 위한 임의의 적합한 로직으로써 구성될 수도 있다. 예를 들어, 일차 커플링된 신호가, 커플링의 정도가 베이스라인 커플링 레벨로부터 변경되었다는 것을 표시하는 경우, 프로세서(144)는 이차 안테나(152)가 일차 안테나(150)에 대하여 이동했다(동축 오프셋, 측방향 오프셋, 또는 각도 오프셋, 또는 임의의 조합에서)는 것을 결정할 수도 있다. 예를 들어, 이러한 이동은 임플란트 유닛(110), 및 자신의 이식 위치에 기초하여 연관되는 조직의 이동과 연관될 수도 있다. 따라서, 이러한 상황들에서 프로세서(144)는 환자의 신체 내의 신경의 조절이 적합하다고 결정할 수도 있다. 보다 구체적으로, 커플링 변화의 표시에 대한 응답으로, 프로세서(144)는 몇몇 실시예들에서, 예를 들어 환자의 신경의 조절을 야기하기 위하여, 임플란트 전극들(158a, 158b)에서 조절 신호를 생성하도록 하기 위한, 조절 제어 신호의 일차 안테나(150)로의 인가를 야기할 수도 있다.

[0092] OSA의 처치를 위한 실시예에서, 임플란트 유닛(110)의 이동은 혀의 이동과 연관될 수도 있으며, 이것은 수면 무호흡 이벤트 또는 수면 무호흡 전조의 시작을 표시할 수도 있다. 수면 무호흡 전조의 수면 무호흡 이벤트가 시작된다는 것은, 그 이벤트를 완회시키거나 피하기 위하여 환자의 이설근(genioglossus muscle)의 자극을 요구할 수도 있다. 이러한 자극은 근육의 수축 및 환자의 혀의 환자의 기도로부터 멀어지는 움직임을 초래할 수도 있다.

[0093] 편두통을 포함하는 두통의 처치를 위한 실시예들에서, 프로세서(144)는 조절 제어 신호를 사용자로부터의 신호나, 예를 들어 두통과 연관된 감각 뉴런(예를 들어 대 후두 신경 또는 삼차 신경)의 검출된 뉴런 활동의 레벨에

기초하여 생성할 수 있다. 프로세서에 의하여 생성되어 일차 안테나(150)에 인가된 조절 제어 신호는, 조절 신호를 임플란트 전극들(158a, 158b)에서 생성하여, 예를 들어 환자의 감지 신경의 억제 또는 차단을 야기할 수도 있다. 이러한 억제 또는 차단은 그 환자에 대한 통각을 감소시키거나 제거할 수도 있다.

[0094]

고혈압의 처치를 위한 실시예들에서, 프로세서(144)는 조절 제어 신호를, 예를 들어 사전-프로그램된 인스트럭션들 및/또는 혈압을 나타내는 임플란트로부터의 신호들에 기초하여 생성할 수도 있다. 프로세서에 의하여 생성되어 일차 안테나(150)로 인가되는 조절 제어 신호는, 조절 신호를 임플란트 전극들(158a, 158b)에서 생성하여, 예를 들어 요구사항들에 따라, 환자의 신경의 억제 또는 자극을 야기할 수도 있다. 예를 들어, 경동맥 또는 경정맥 내에(즉, 경동맥 압수용기 근방에) 배치된 신경조절물질은, 자극 신호를 전극에서 유도하며, 이를 통하여 경동맥 압수용기들과 연관된 설인 신경이 뇌에게 혈압을 낮추라고 신호하기 위하여 증가된 레이트로 방출(fire)하게 야기하도록 조절된 조절 제어 신호를 수신할 수도 있다. 설인 신경의 유사한 조절은, 환자의 목 내의 또는 환자의 귀 뒤의 피하 위치에 이식된 신경조절물질로써 달성될 수도 있다. 신동맥 내의 신경조절물질 자리(place)는, 전극들에서의 신호의 억제 또는 차단을 야기하고, 이를 통하여 신장 신경으로부터 신장으로 운반되는 혈압을 높이는 신호를 억제하도록 조절되는 조절 제어 신호를 수신할 수도 있다.

[0095]

조절 제어 신호들은 자극 제어 신호들을 포함할 수도 있으며, 서브-조절 제어 신호들은 서브-자극 제어 신호들을 포함할 수도 있다. 자극 제어 신호들은 전극들(158a, 158b)에서의 자극 신호를 초래하는 임의의 진폭, 펄스 지속기간, 또는 주파수 조합을 가질 수도 있다. 몇몇 실시예들에서(예를 들어, 약 6.5-13.6 MHz 사이의 주파수에서), 자극 제어 신호들은 약 50 마이크로초보다 더 큰 펄스 지속기간 및/또는 약 0.5 암페어, 또는 0.1 암페어와 1 암페어 사이, 또는 0.05 암페어와 3 암페어 사이의 진폭을 포함할 수도 있다. 서브-자극 제어 신호는 약 500 나노초보다 더 적은, 또는 약 200 나노초보다 더 적은 펄스 지속기간 및/또는 약 1 암페어, 0.5 암페어, 0.1 암페어, 0.05 암페어, 또는 0.01 암페어보다 더 적은 진폭을 가질 수도 있다. 물론, 이러한 값들은 일반적 참조만을 제공하는 데에 의미가 있을 뿐이며, 이는 제공된 가이드라인보다 더 높거나 더 낮은 값들의 다양한 조합이 신경 자극을 초래할 수도 또는 초래하지 않을 수도 있기 때문이다.

[0096]

몇몇 실시예들에서, 자극 제어 신호들은 펄스열(pulse train)을 포함할 수도 있으며, 여기에서 각각의 펄스는 복수 개의 서브-펄스들을 포함한다. 교류 전류 신호(예를 들어, 약 6.5-13.6 MHz 사이의 주파수)가 다음과 같이 펄스열을 생성하기 위하여 사용될 수도 있다. 서브-펄스는 교류 전류 신호가 턴온되는 50 내지 250 마이크로초의 지속기간, 또는 1 마이크로초 및 2 밀리초 사이의 지속기간을 가질 수도 있다. 예를 들어, 10 MHz 교류 전류 신호의 200 마이크로초 서브-펄스는 약 2000 개의 주기를 포함할 것이다. 각각의 펄스는 차례대로 서브-펄스가 25 및 100 Hz 사이의 주파수에서 발생하는 시간인 100 및 500 밀리초 사이의 지속기간을 가질 수도 있다. 예를 들어, 50 Hz 서브-펄스의 200 밀리초 펄스는 근사적으로 10 개의 서브-펄스를 포함할 것이다. 마지막으로, 펄스열에서, 각각의 펄스는 0.2 및 2 초 사이의 지속기간만큼 다음 것으로부터 분리될 수도 있다. 예를 들어, 각각이 1.3 초 만큼 다음 것으로부터 분리되는 200 밀리초 펄스들의 펄스열에서, 새 펄스는 매 1.5 초마다 발생할 것이다. 이러한 실시예의 펄스열은, 예를 들어 처치 세션 도중에 진행중인 자극을 제공하기 위하여 이용될 수도 있다. OSA의 콘텍스트에서, 처치 세션은 피험자가 잠이 들고 OSA를 방지하기 위한 처치가 필요한 시간 기간일 수도 있다. 이러한 처치 세션은 약 3 시간부터 10 시간 사이의 시간 동안 지속할 수도 있다. 본 개시물의 신경 조절기가 적용되는 다른 상태의 콘텍스트에서, 처치 세션은 처리된 상태의 지속기간에 따라 변동하는 길이를 가질 수도 있다.

[0097]

프로세서(144)는 피드백 회로(148)를 통하여 수신된 일차 커플링된 신호의 하나 이상의 양태를 모니터링함으로써 일차 안테나(150) 및 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)는 일차 커플링된 신호와 연관된 전압 레벨, 전류 레벨, 또는 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도에 의존할 수도 있는 임의의 다른 속성을 모니터링함으로써, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정할 수도 있다. 예를 들어, 일차 안테나(150)에 인가되는 주기적 서브-조절 신호들에 대한 응답으로, 프로세서(144)는 일차 커플링된 신호와 연관된 베이스라인 전압 레벨 또는 전류 레벨을 결정할 수도 있다. 이러한 베이스라인 전압 레벨은, 예를 들어 수면 무호흡 이벤트 또는 이것의 전조가 발생하지 않는 때, 예를 들어 정상 호흡 도중에 환자의 혀의 이동의 범위와 연관될 수도 있다. 환자의 혀가 수면 무호흡 이벤트 또는 그것의 전조와 연관된 포지션으로 이동하는 경우, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 동축, 축방향, 또는 각도 오프셋이 변화할 수도 있다. 결과적으로, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도는 변화할 수도 있으며, 일차 안테나(150) 상의 일차 커플링된 신호의 전압 레벨 또는 전류 레벨도 역시 변화할 수도 있다. 프로세서(144)는 일차 커플링된 신호와 연관된 전압 레벨, 전류 레벨, 또는 다른 전기적 특징이 미리 정해진 양만큼 변동하거나 미리 정해진 절대값에 도달할 때 수면 무호흡 이벤트 또는 이

것의 전조를 인식할 수 있다.

[0098]

도 7 은 이러한 원리를 보다 상세하게 도시하는 그래프를 제공한다. 하나의 코일이 무선 주파수(RF) 구동 신호를 수신하는 두 개의-코일 시스템에 있어서, 그래프(200)는 수신 코일 내에 유도된 전류에서의 변화의 레이트를 코일들 사이의 동축 거리의 함수로서 도시한다. 다양한 코일 직경 및 최초 이격에 대하여, 그래프(200)는 코일들을 서로 더 가깝게 또는 더 이격되게 이동시키면서 이들 간의 추가적 이격에 대한 유도된 전류의 민감도를 도시한다. 또한, 이것은 전체적으로 이차 코일 내에 유도된 전류가 이차 코일이 일차 구동 코일로부터 멀어지게 이동됨에 따라 감소할 것이라는 것, 즉 mA/mm 단위의 유도된 전류의 변화 레이트가 일관적으로 음수라는 것을 표시한다. 코일들 사이의 추가적 이격에 대한 유도된 전류의 민감도는 거리와 함께 변동한다. 예를 들어, 10 mm의 분리 거리에서, 14 mm 코일 내에서의 추가적 이격의 함수로서의 전류에서의 변화의 레이트는 근사적으로 -6 mA/mm이다. 만일 코일의 이격이 근사적으로 22 mm라면, 추가적 이격에 응답하는 유도된 전류에서의 변화의 레이트는 근사적으로 -11 mA/mm인데, 이것은 유도된 전류의 변화의 레이트에서의 극대에 대응한다. 22 mm를 넘는 분리 거리의 증가는 계속하여 이차 코일 내에 유도된 전류에서의 감소를 초래하는데, 하지만 변화의 레이트는 감소한다. 예를 들어, 약 30 mm의 분리 거리에서, 14 mm 코일은 추가적 이격에 응답하는 유도된 전류에서의 약 -8 mA/mm의 변화의 레이트를 경험한다. 정보의 이러한 타입을 가지고, 프로세서(144)는 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 특정 정도를 임의의 주어진 시간에서 일차 안테나(150) 상의 일차 커플링된 신호 성분과 연관된 전류의 크기에서의 변화의 크기 및/또는 레이트를 관찰함으로써 결정할 수 있을 수도 있다.

[0099]

프로세서(144)는 일차 커플링된 신호의 다른 양태들을 모니터링함으로써 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정할 수도 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛(110) 내의 회로(180)의 비선형 거동이, 커플링의 정도를 결정하기 위하여 모니터링될 수도 있다. 예를 들어, 일차 안테나(150) 상의 일차 커플링된 신호 내의 고조파 성분들의 존재, 부재, 크기, 감소 및/또는 시작은, 각종 제어 신호(서브-조절 또는 조절 제어 신호)에 응답하는 회로(180)의 거동을 반영할 수도 있고, 따라서, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정하기 위하여 사용될 수도 있다.

[0100]

도 6 에 도시된 바와 같이, 임플란트 유닛(110) 내의 회로(180)는, 예를 들어 다이오드(156)와 같은 비선형 회로 성분들의 존재에 기인하여 비선형 회로를 구성할 수도 있다. 이러한 비선형 회로 성분들은 특정 동작 상태에서 하에서 비선형 전압 응답들을 유도할 수도 있다. 비선형 동작 상태들은 다이오드(156) 양 단의 전위가 다이오드(156)에 대한 활성화 임계를 초과할 때 유도될 수도 있다. 따라서, 임플란트 회로(180)가 특정 주파수에서 여기될 때, 이러한 회로는 다중 주파수에서 발진할 수도 있다. 그러므로, 이차 안테나(152) 상의 이차 신호의 스펙트럼 분석은 여기 주파수의 특정 배수에서 나타나는, 고조파라고 불리는 하나 이상의 발진을 드러낼 수도 있다. 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152)의 커플링을 통하여, 임플란트 회로(180)에 의하여 생성되어 이차 안테나(152)에서 나타나는 임의의 고조파는, 일차 안테나(150)에 존재하는 일차 커플링된 신호에도 역시 나타날 수도 있다.

[0101]

특정 실시예들에서, 회로(180)는 회로(180)에서 발생된 고조파의 특징을 어떤 천이 포인트 위에서 변경하는 추가적 회로 성분들을 포함할 수도 있다. 이러한 비선형 고조파가 이 천이 포인트의 위에서 그리고 아래에서 어떻게 행동하는지를 모니터링하는 것은, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도의 결정을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 도 6 에 도시된 바와 같이, 회로(180)는 고조파 변경기 회로(154)를 포함할 수도 있고, 이것은 회로(180)에서 발생된 고조파를 비-선형으로 변경하는 임의의 전기적 컴포넌트들을 포함할 수도 있다. 몇몇 실시예들에서, 고조파 변경기 회로(154)는 한 쌍의 제너 다이오드를 포함할 수도 있다. 어떤 전압 레벨 아래에서, 이러한 제너 다이오드는 어떤 다이오드에도 전류가 흐르지 않도록 순방향 바이어스되게 유지한다. 그러나, 제너 다이오드의 절연과 전압 이상에서는, 이러한 디바이스들은 역으로 바이어스된 방향으로 도전성이 되어, 전류가 고조파 변경기 회로(154)를 통해 흐르도록 할 것이다. 제너 다이오드들이 도전성이 되면, 이들은 회로(180)의 진동 거동(oscillatory behavior)에 영향을 미치기 시작하며, 결과적으로, 어떤 고조파 발진 주파수들이 영향을 받을 수도 있다(예를 들어, 크기가 감소됨).

[0102]

도 8 및 도 9 가 이러한 효과를 도시한다. 예를 들어, 도 8 은 약 10 나노암페어로부터 약 20 마이크로암페어의 범위를 가지는 여러 진폭에서의 회로(180)의 진동 거동을 보여주는 그래프(300a)를 도시한다. 도시된 바와 같이, 일차 여기 주파수는 약 6.7 MHz에서 발생하고, 고조파는 일차 여기 주파수의 짝수 및 홀수 배수 모두에서 발생한다. 예를 들어, 짝수 배수는 여기 주파수의 두 배(피크(302a)), 여기 주파수의 4 배(피크(304a)) 및 여기 주파수의 6 배(피크(306a))로 나타난다. 여기 신호의 진폭이 10 나노암페어와 40 마이크로암페어 사이에서 상승할 때, 피크(302a, 304a, 및 306a)의 진폭은 모두 증가한다.

- [0103] 도 9 는 고조파 변경기 회로(154)에 의하여 야기된 회로(180)의 짝수 고조파 응답에의 영향을 도시한 것이다. 도 9 는 약 30 마이크로암페어로부터 약 100 마이크로암페어의 범위를 가지는 여러 진폭에서의 회로(180)의 진동 거동을 보여주는 그래프(300b)를 도시한 것이다. 도 8 에서와 같이, 도 9 는 약 6.7 MHz인 일차 여기 주파수를 보여주며, 제 2, 제 4, 및 제 6 차 고조파(각각 피크(302b), 피크(304b), 및 피크(306b))는 여기 주파수의 짝수 배수에서 나타난다. 그러나, 여기 신호의 진폭이 약 30 마이크로암페어 내지 약 100 마이크로암페어 사이에서 상승할 때, 피크(302b, 304b, 및 306b)의 진폭은 연속적으로 증가하지 않는다. 오히려, 제 2 차 고조파의 진폭은 특정 천이 레벨(예를 들어, 도 8 에서 약 80 마이크로암페어) 위에서 급격하게 감소한다. 이러한 천이 레벨은, 제너 다이오드가 역 바이어스된 방향에서 도전성이 되고 진동 회로(180)의 거동에 영향을 미치기 시작하는 레벨에 대응한다.
- [0104] 이러한 천이가 발생하는 레벨을 모니터링하는 것은, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정하는 것을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 환자는 외부 유닛(120)을 그 밑에 임플란트 유닛(110)이 존재하는 피부의 영역 위에 부착할 수도 있다. 프로세서(144)는 계속하여 일차 안테나(150)에 인가될 일련의 서브-조절 제어 신호들을 야기할 수 있는데, 이것은 결국 이차 안테나(152) 상의 이차 신호들을 초래한다. 이러한 서브-조절 제어 신호들은 다양한 신호 진폭 레벨의 스위프(sweep) 또는 스캔 동안 진행할 수도 있다. 일차 안테나(150) 상의 결과적인 일차 커플링된 신호(이차 안테나(152)의 이차 신호와의 커플링을 통해 생성됨)를 모니터링함으로써, 프로세서(144)는 고조파 변경기 회로(154)를 활성화하기에 충분한 크기의 이차 신호를 초래하는 일차 신호(서브-조절 제어 신호 또는 다른 신호)의 진폭을 결정할 수 있다. 즉, 프로세서(144)는 제 2, 제 4, 또는 제 6 차 고조파의 진폭을 모니터링하고, 짝수 고조파 중 임의의 것의 진폭이 떨어지는 일차 신호의 진폭을 결정할 수 있다. 도 8 및 도 9 는 비선형 고조파의 측정을 통하여 커플링을 측정하는 원리를 도시한 것이다. 이러한 도면은 약 6.7 MHz 여기 주파수에 기초한 데이터를 도시한다. 그러나, 이러한 원리는 도시된 6.7 MHz 여기 주파수로 한정되지 않으며, 임의의 적합한 주파수의 일차 신호와 함께 사용될 수도 있다.
- [0105] 몇몇 실시예들에서, 제너 다이오드의 천이 레벨에 대응하는 일차 신호의 결정된 진폭(일차 신호 천이 진폭이라고 지칭될 수도 있음)은 환자가 외부 유닛(120)을 피부에 부착할 때의 베이스라인 범위(baseline range)를 확립할 수도 있다. 아마도, 환자가 깨어 있는 동안에는, 허가 환자의 기도를 차단하지 않으면서 본래의 범위 내에서 환자의 호흡에 따라 이동하게 되며, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링은 베이스라인 범위 내에 존재할 수 있다. 베이스라인 커플링 범위는 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 최대 커플링을 포함할 수 있다. 또한, 베이스라인 커플링은 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 최대커플링 레벨을 포함하지 않는 범위를 포함할 수도 있다. 따라서, 처음에 결정된 일차 신호 천이 진폭은 양호하게 비-수면 무호흡 상태를 나타내며, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정하는 데 있어서 베이스라인으로서 프로세서(144)에 의해 사용될 수도 있다. 선택적으로, 프로세서(144)는 일차 신호 천이 진폭을 일련의 스캔 동안 모니터링하고 최소 값을 베이스라인으로서 선택하도록 역시 구성될 수도 있는데, 이것은 최소 값이 정상 호흡 상태 도중의 일차 안테나(150) 및 이차 안테나(152) 사이의 최대 커플링의 상태에 대응할 수도 있기 때문이다.
- [0106] 환자가 외부 유닛(120)을 착용할 때, 프로세서(144)는 일차 신호 진폭들의 범위에서 주기적으로 스캔하여 일차 신호 천이 진폭의 전류 값을 결정할 수도 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)가 그 스캔에 대하여 선택하는 진폭의 범위는 베이스라인 일차 신호 천이 진폭의 레벨에 기초(또는 이에 인접)할 수도 있다. 만일 주기적 스캔이 베이스라인 일차 신호 천이 진폭과 상이한 일차 신호 천이 진폭의 결정을 초래하면, 프로세서(144)는 베이스라인 초기 상태로부터의 변화가 있었다는 것을 결정할 수도 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 베이스라인 값 위로의 일차 신호 천이 진폭의 증가는 일차 안테나(150) 및 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도에 감소가 있었다(예를 들어, 임플란트가 이동하였거나 임플란트의 내부 상태가 변경되었기 때문에)는 것을 표시할 수도 있다.
- [0107] 커플링의 정도에서 변화가 발생하였는지 여부를 결정하는 것에 추가하여, 프로세서(144)는 커플링의 특정 정도를 관찰된 일차 신호 천이 진폭에 기초하여 결정하도록 더욱 구성될 수도 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)는 다양한 일차 신호 천이 진폭을, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 거리(또는 커플링의 정도를 표시하는 임의의 다른 양)와 상관시키는 데이터를 저장하는 록업 테이블 또는 메모리로의 액세스를 가질 수도 있다. 다른 실시예들에서, 프로세서(144)는 공지된 회로 성분들의 성능 특징에 기초하여 커플링의 정도를 계산하도록 구성될 수도 있다.
- [0108] 커플링의 정도 값을 주기적으로 결정함으로써, 프로세서(144)는 인 시츄로(in situ) 궁극적으로 신경 조절을 초

래할 조절 제어 신호에 대한 적합한 파라미터 값들을 결정할 수도 있다. 예를 들어, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정함으로써, 프로세서(144)는 전극들(158a, 158b)에서 결정된 커플링의 정도에 비례하거나 다르게 관련되는 조절 신호를 제공할 수도 있는 조절 제어 신호의 특징(예를 들어, 진폭, 펄스 지속기간, 주파수 등)을 선택할 수도 있다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)는 조절 제어 신호 파라미터 값들을 커플링의 정도와 상관시키는 룩업 테이블 또는 메모리에 저장된 다른 데이터에 액세스할 수도 있다. 이러한 방식으로, 프로세서(144)는 인가된 조절 제어 신호를 관찰된 커플링의 정도에 응답하여 조절할 수도 있다.

[0109]

추가적으로 또는 대안적으로, 프로세서(144)는 조절 도중에 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정할 수도 있다. 임플란트가 그 위에 또는 인접하여 위치되는 허 또는 다른 구조, 그리고 따라서 임플란트 유닛(110)은 조절의 결과로서 이동할 수도 있다. 따라서, 커플링의 정도는 조절 도중에 변화될 수도 있다. 프로세서(144)는 조절 제어 신호의 특징을 커플링의 변화하는 정도에 따라서 동적으로 조절하기 위하여 커플링의 정도를 이것이 조절 도중에 변화할 때 결정할 수도 있다. 이러한 조절은, 프로세서(144)가 임플란트 유닛(110)이 조절 이벤트에 걸쳐 적합한 조절 신호를 전극들(158a, 158b)에서 제공하게 하는 것을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(144)는 일정한 조절 신호를 유지하거나 또는 조절 신호가 환자 요구에 따라 제어된 방식으로 감소되게 하기 위하여, 일차 신호를 커플링의 변화하는 정도에 따라서 변경할 수도 있다.

[0110]

보다 구체적으로, 프로세서(144)의 응답은 결정된 커플링의 정도에 상관될 수도 있다. 프로세서(144)가 일차 안테나(150)와 이차 안테나 사이의 커플링의 정도가 미리 정해진 커플링 임계보다 다소 아래로 떨어졌다고(예를 들어 코를 코는 도중에 또는 허의 작은 진동 또는 다른 수면 무호흡 이벤트 전조 도중에) 결정하는 상황들에서, 프로세서(144)는 작은 반응만이 필요하다고 결정할 수도 있다. 따라서, 프로세서(144)는 상대적으로 작은 반응(예를 들어, 짧은 신경 자극, 작은 근육 수축, 등)을 초래할 조절 제어 신호 파라미터들을 선택할 수도 있다. 그러나, 프로세서(144)는 커플링의 정도가 미리 정해진 커플링 임계 아래로 크게 떨어졌다고 결정하는 경우(예를 들어, 허가 수면 무호흡 이벤트를 야기하기에 충분하게 이동한 경우)에는, 프로세서(144)는 더 큰 반응이 요구된다고 결정할 수도 있다. 결과적으로, 프로세서(144)는 더 큰 반응을 초래할 조절 제어 신호 파라미터들을 선택할 수도 있다. 몇몇 실시예들에서는, 원하는 반응 레벨을 초래하기에 충분한 전력만이 임플란트 유닛(110)으로 전송될 수도 있다. 다르게 말하면, 프로세서(144)는 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 결정된 커플링의 정도에 기초하여, 계측된(metered) 반응을 야기할 수도 있다. 결정된 커플링의 정도가 감소함에 따라, 프로세서(144)는, 증가하는 양의 전력 전송을 야기할 수도 있다. 이러한 접근법은 외부 유닛(120)의 배터리 수명을 보존할 수도 있고, 회로(170) 및 회로(180)를 보호할 수도 있으며, 검출된 상태의 타입(예를 들어, 수면 무호흡, 코골이, 허 이동, 등)을 어드레싱(addressing)하는 효과를 증가시킬 수도 있고, 환자를 위하여 더 쾌적할 수도 있다.

[0111]

몇몇 실시예들에서, 프로세서(144)는 원하는 반응 레벨을 초래하는 조절 제어 신호 파라미터들을 선택하기 위하여 반복적 프로세스를 채용할 수도 있다. 예를 들어, 조절 제어 신호가 생성되어야 한다는 결정이 있으면, 프로세서(144)는 일 세트의 미리 정해진 파라미터 값들에 기초하여 초기 조절 제어 신호의 생성을 야기할 수도 있다. 만일 피드백 회로(148)로부터의 피드백이, 신경이 조절되었다는 것을 표시하면(예를 들어, 커플링의 정도에서 증가가 관찰된다면), 프로세서(144)는 서브-조절 제어 신호들을 발행함으로써 모니터링 모드로 복귀할 수도 있다. 반면에, 만일 피드백이 의도된 신경 조절이 의도된 조절 제어 신호의 결과로서 발생되지 않았거나 또는 신경의 조절이 발생되었지만 원하는 결과를 오직 부분적으로만 제공했다고 제안한다면(예를 들어, 허의 이동이 기도로부터 부분적으로만 떨어졌다면), 프로세서(144)는 조절 제어 신호와 연관된 하나 이상의 파라미터 값들(예를 들어, 진폭, 펄스 지속기간 등)을 변경할 수도 있다.

[0112]

신경 조절이 발생되지 않았다면, 프로세서(144)는, 신경 조절이 발생되었다고 피드백이 표시할 때까지, 하나 이상의 조절 제어 신호의 파라미터들을 주기적으로 증가시킬 수도 있다. 신경 조절이 발생되었지만, 원하는 결과를 이루어내지 못한 경우에는, 프로세서(144)는 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 재평가하여, 원하는 결과를 획득하도록 표적화된 조절 제어 신호에 대한 새로운 파라미터들을 선택할 수도 있다. 예를 들어, 신경의 자극이 허가 환자의 기도로부터 부분적으로만 떨어지도록 이동하게 한다면, 추가적 자극이 요구될 수도 있다. 그러나, 허가 기도로부터 이동했기 때문에, 임플란트 유닛(110)은 외부 유닛(120)에 더 근접할 수도 있고, 그러므로, 커플링의 정도는 증가했을 수도 있다. 결과적으로, 허를 원하는 위치로의 잔여 거리만큼 이동시키는 것은, 허의 마지막 자극-유도된 이동 이전에 공급되었던 것보다 더 적은 전력량의 임플란트 유닛(110)으로의 전달을 요구할 수도 있다. 따라서, 새롭게 결정된 커플링의 정도에 기초하여, 프로세서(144)는 허를 원하는 위치로의 잔여 거리만큼 이동시키는 데 목적을 두는 자극 제어 신호에 대한 새 파라미터들을 선택할 수 있다.

- [0113] 하나의 동작 모드에서, 프로세서(144)는 신경 조절이 달성될 때까지 어느 범위의 파라미터 값들 전부에서 스윙할 수도 있다. 예를 들어, 인가된 서브-조절 제어 신호가 신경 조절이 적합하다는 것을 표시하는 피드백을 초래하는 상황에서는, 프로세서(144)는 마지막 인가된 서브-조절 제어 신호를, 조절 제어 신호의 생성을 위한 기동 포인트로서 사용할 수도 있다. 일차 안테나(150)에 인가된 신호와 연관되는 진폭 및/또는 펄스 지속기간(또는 다른 파라미터)은, 신경 조절이 발생했다고 피드백이 표시할 때까지, 미리 정해진 양만큼 그리고 미리 정해진 레이트로 반복적으로 증가될 수도 있다.
- [0114] 프로세서(144)는 다양한 생리적 데이터를, 일차 안테나(150)와 이차 안테나(152) 사이의 결정된 커플링의 정도에 기초하여 결정 또는 유도하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 몇몇 실시예들에서, 커플링의 정도는 외부 유닛(120)과 임플란트 유닛(110) 사이의 거리를 표시할 수도 있으며, 프로세서(144)는 이것을 사용하여 외부 유닛(120)의 포지션 또는 상대적인 환자의 혀의 포지션을 결정할 수도 있다. 또한, 커플링의 정도를 모니터링하면, 환자의 혀가 이동하거나 진동하는 중인지(예를 들어, 환자가 코를 고는 중인지), 얼마나 많이 혀가 이동 또는 진동하는 중인지, 혀의 움직임의 방향, 혀의 움직임의 레이트 등과 같은 생리적 데이터를 제공할 수도 있다.
- [0115] 결정된 생리적 데이터 중 임의의 것에 대한 응답으로, 프로세서(144)는 임플란트 유닛(110)으로의 전력의 전달을, 결정된 생리적 데이터에 기초하여 조절할 수도 있다. 예를 들어, 프로세서(144)는 결정된 생리적 데이터에 관련된 특정한 상태를 처리하기 위한, 특정 조절 제어 신호 또는 일련의 조절 제어 신호들에 대한 파라미터들을 선택할 수도 있다. 예를 들어, 생리적 데이터가 혀가 진동하는 중이라고 표시한다면, 프로세서(144)는 수면 무호흡 이벤트가 발생할 가능성이 있다고 결정할 수도 있고 특정 상황을 처리하도록 선택된 양의 전력을 임플란트 유닛(110)으로 공급함으로써 응답을 발행할 수도 있다. 만일 혀가 환자의 기도를 차단하는(또는 환자의 기도를 부분적으로 차단하는) 포지션에 있지만, 생리적 데이터는 혀가 기도로부터 멀어지게 이동하고 있다고 표시한다면, 프로세서(144)는 전력을 공급하지 않기로 선택하고, 혀가 스스로 클리어(clear)하는지의 여부를 결정하기 위해 대기할 수도 있다. 다르게는, 프로세서(144)는 작은 양의 전력을 임플란트 유닛(110)으로 공급하여(예를 들어, 특히 혀가 환자의 기도로부터 멀어지게 이동 중이라고, 결정된 이동 레이트가 표시하는 경우에), 혀가 환자의 기도로부터 계속하여 멀리 이동하도록 하거나 기도로부터의 이것의 진행을 가속화하도록 독려할 수도 있다. 설명된 시나리오들은 예시적인 것들일 뿐이다. 프로세서(144)는 이것이 특정성을 가진 다양한 상이한 생리적 시나리오를 처리하도록 하는 소프트웨어 및/또는 로직으로써 구성될 수도 있다. 각각의 케이스에서, 프로세서(144)는 적합한 에너지의 양으로써 혀와 연관된 신경을 조절하기 위하여, 이 생리적 데이터를 사용하여 임플란트 유닛(110)으로 전달될 전력량을 결정할 수도 있다.
- [0116] 개시된 실시예들은 임플란트 유닛으로의 전력 전달을 조절하기 위한 방법과 함께 사용될 수도 있다. 이 방법은 외부 유닛(120)과 연관된 일차 안테나(150) 및 환자의 신체 내에 이식된 임플란트 유닛(110)과 연관된 이차 안테나(152) 사이의 커플링의 정도를 결정하는 것을 포함할 수도 있다. 커플링의 정도를 결정하는 것은, 임플란트 유닛(110) 외부에 위치되고 외부 유닛(120)과 연관될 수도 있는 프로세서(144)에 의하여 달성될 수도 있다. 프로세서(144)는 외부 유닛으로부터 임플란트 유닛으로의 전력 전달을, 결정된 커플링의 정도에 기초하여 조절할 수도 있다.
- [0117] 전술한 바와 같이, 커플링의 정도 결정은 프로세서가 임플란트 유닛의 위치를 더 결정하는 것을 가능하게 할 수도 있다. 임플란트 유닛의 움직임은 임플란트 유닛이 부착될 수 있는 신체 부분의 움직임에 대응할 수도 있다. 이것은 프로세서에 의하여 수신된 생리적 데이터라고 간주될 수도 있다. 이에 상응하여, 프로세서는 전력원으로부터 임플란트 유닛으로의 전력 전달을, 이 생리적 데이터에 기초하여 조절할 수도 있다. 다른 실시예들에서, 커플링의 정도 결정은 프로세서가 임플란트 유닛의 상태에 관련된 정보를 결정하는 것을 가능하게 할 수도 있다. 이러한 상태는 위치 및 임플란트 유닛의 내부 상태에 관련된 정보를 포함할 수도 있다. 프로세서는 임플란트 유닛의 상태에 따라, 전력원으로부터 임플란트 유닛으로의 전력 전달을, 이 상태 데이터에 기초하여 조절할 수도 있다.
- [0118] 몇몇 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)은 임플란트 상에 위치한 프로세서를 포함할 수도 있다. 임플란트 유닛(110) 상에 위치한 프로세서는 외부 유닛과 연관된 적어도 하나의 프로세서에 대하여 설명된 프로세스들 전부 또는 일부를 실행할 수도 있다. 예를 들어, 임플란트 유닛(110)과 연관된 프로세서는, 임플란트 제어기가 턴온되어서 조절 신호가 신경을 조절하기 위해 임플란트 전극들로 인가되게 독려하는 제어 신호를 수신할 수도 있다. 또한, 이러한 프로세서는 임플란트 유닛과 연관된 다양한 센서를 모니터링하고, 이러한 정보를 다시 외부 유닛으로 송신하도록 구성될 수도 있다. 프로세서 유닛에 대한 전력은 온보드 전력원에 의하여 공급되거나 또는 외부 유닛으로부터의 전송을 통하여 수신될 수도 있다.

[0119]

다른 실시예들에서, 임플란트 유닛(110)은 자기 자신의 전력원 및 외부 상호작용 없이 임플란트 유닛(110)을 작동시키도록 구성되는 프로세서를 포함하는 자급자족식일 수도 있다. 예를 들어, 적합한 전력원으로, 임플란트 유닛(110)의 프로세서는 피험자의 신체내의 상태를(하나 이상의 센서 또는 다른 수단을 통하여) 모니터링하며 그러한 상태들이 신경의 조절을 보장하는지를 결정하고, 신경을 조절하기 위한 신호를 전극들에게 생성할 수 있다. 전력원은 이동 또는 생물학적 기능에 기초하여 회생식(regenerative)일 수 있으며, 또는 전력원은 예를 들어 유도과 같은 것을 통하여 외부 위치로부터 주기적으로 재충전가능할 수 있다.

[0120]

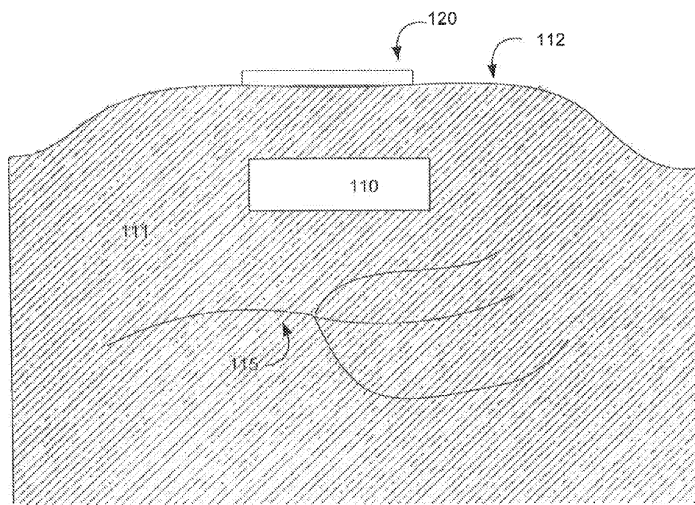
본 발명의 실시예들은 명세서 및 본 발명의 실시를 고려하는 것으로부터 당업자들에게 명확해질 것이다.

[0121]

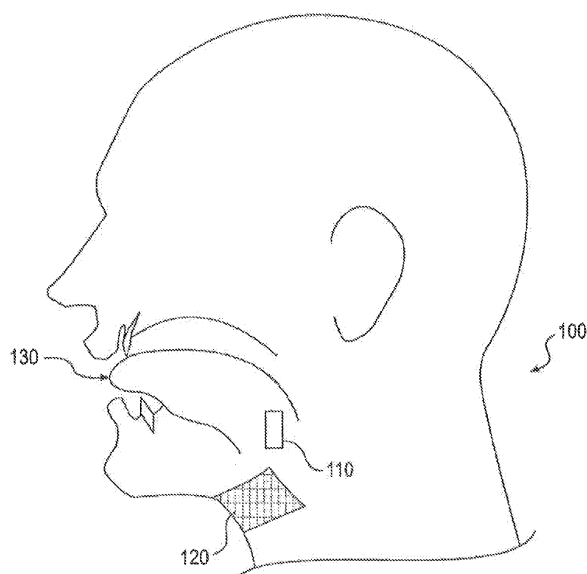
본 발명의 추가의 양태는 본 발명의 예시적인 실시예의 설명의 일부인 다음번의 단락에 기재되어있다. 각 번호의 단락은 그 자체가 본 발명의 별도의 실시예인 것으로 의미가 있다.

도면

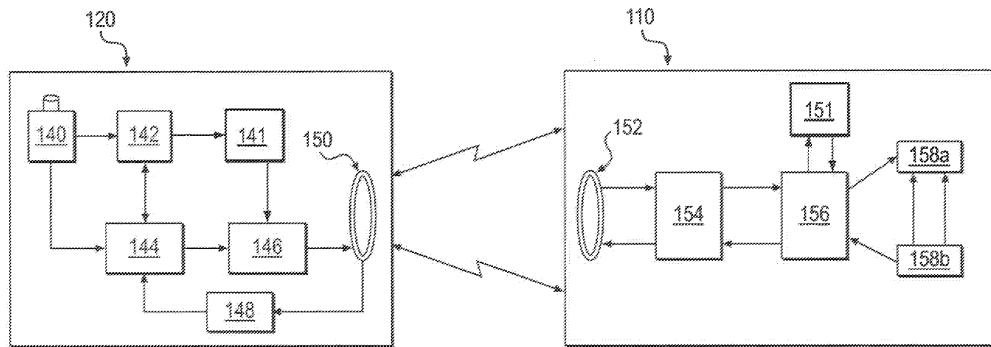
도면1



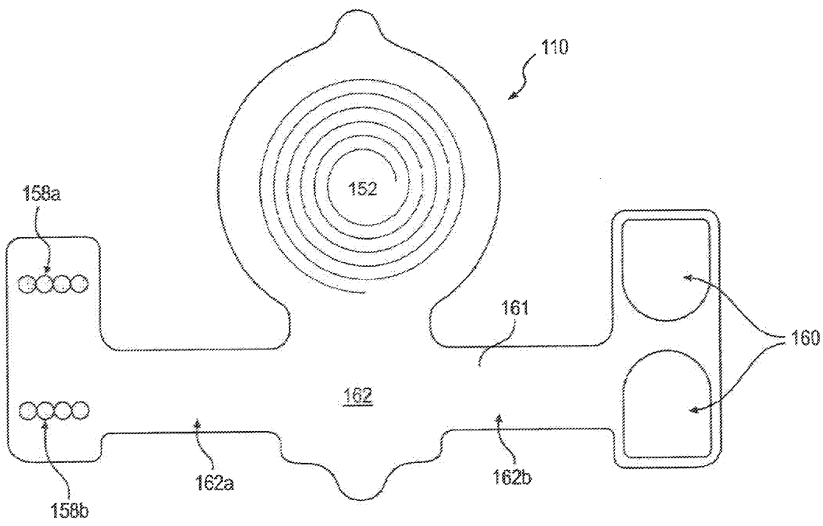
도면2



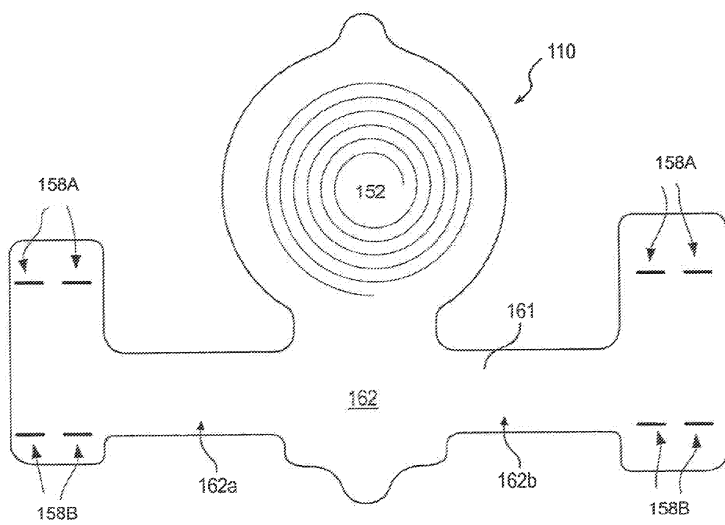
도면3



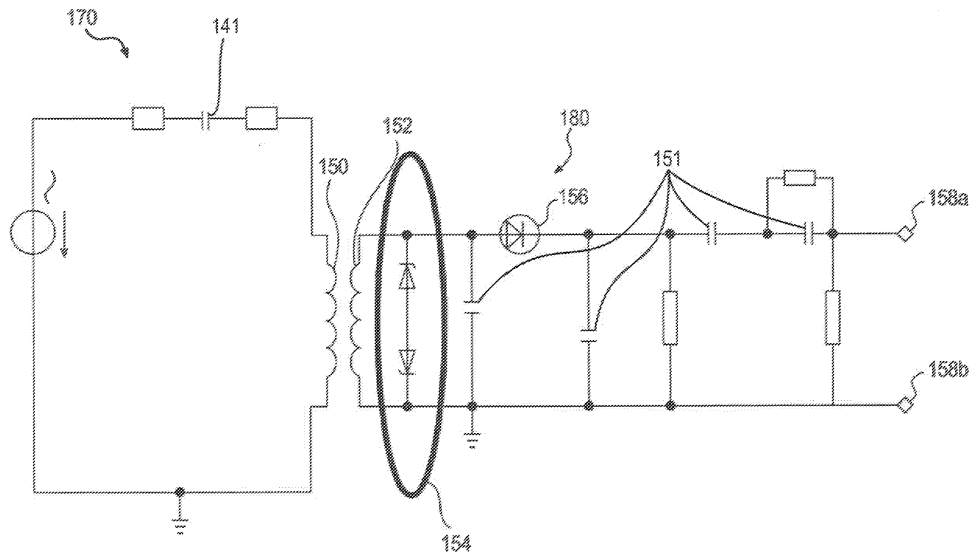
도면4



도면5



도면6



도면7

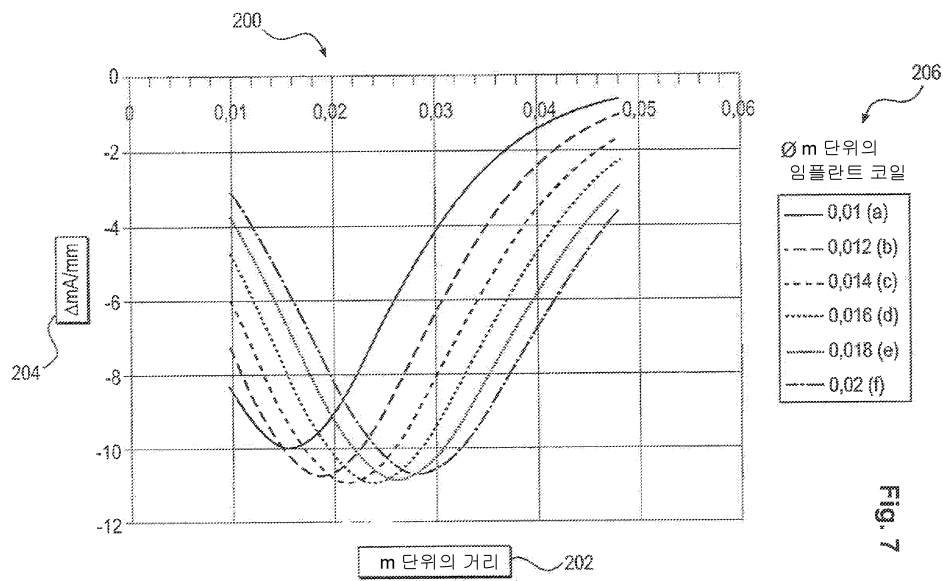
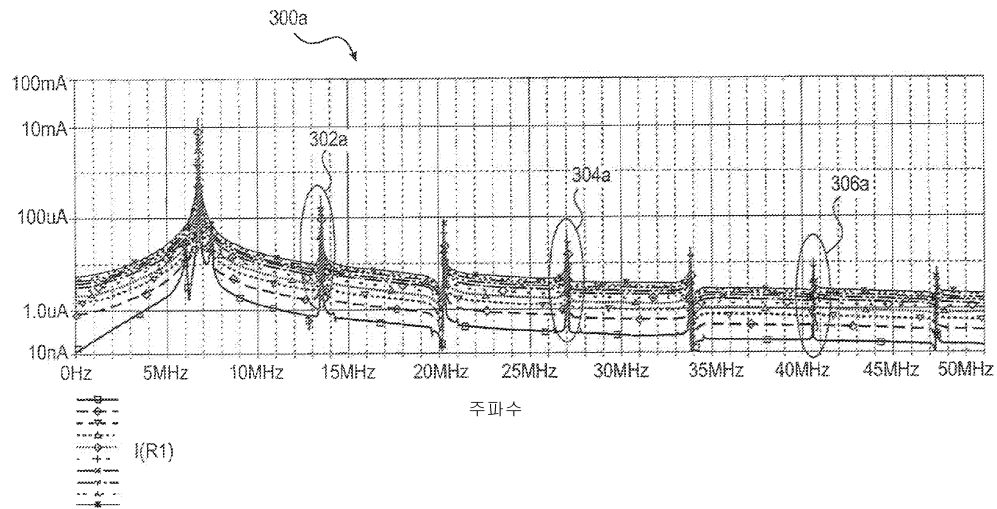
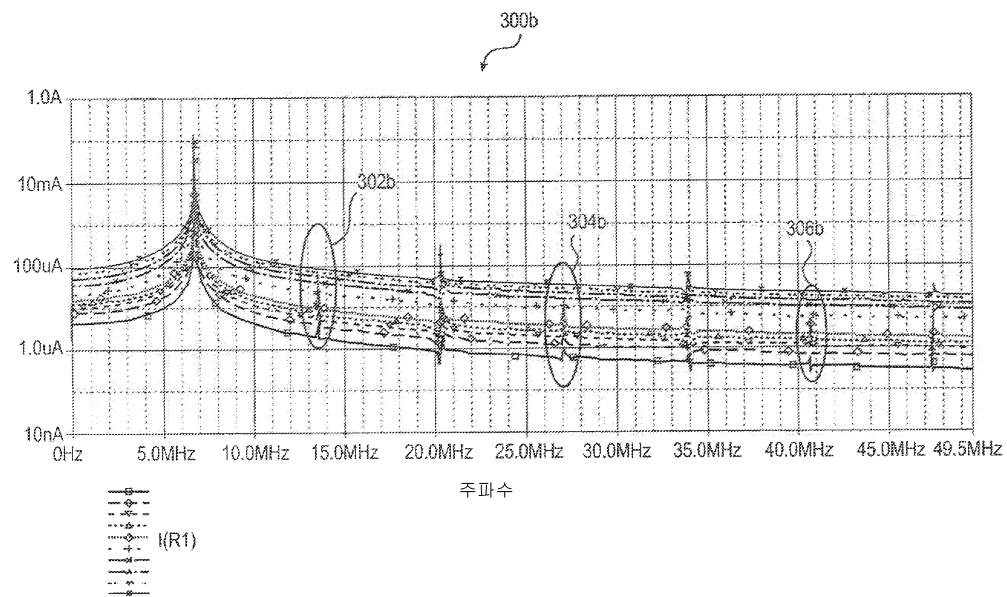


Fig. 7

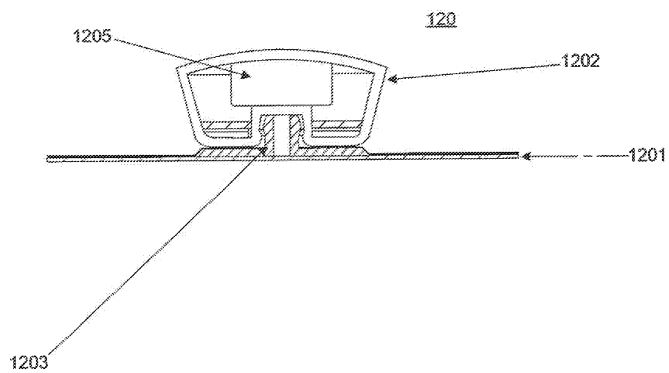
도면8



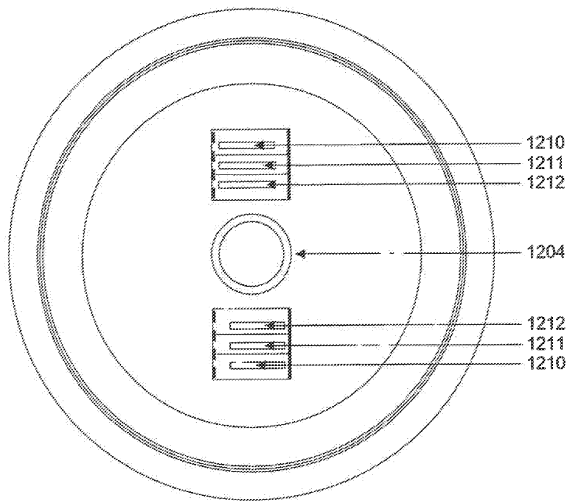
도면9



도면10a

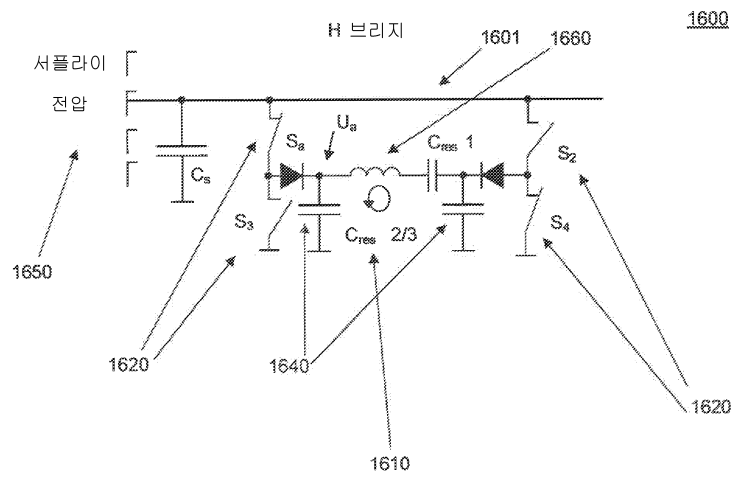


도면10b



도면11

변형된 클래스-D 타입 증폭기



도면12

