



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0026801
(43) 공개일자 2020년03월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/18 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)
A61B 90/00 (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1815 (2013.01)
A61B 90/04 (2016.02)
(21) 출원번호 10-2019-7034999
(22) 출원일자(국제) 2018년07월03일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2019년11월27일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2018/067996
(87) 국제공개번호 WO 2019/007984
국제공개일자 2019년01월10일
(30) 우선권주장
1710793.9 2017년07월05일 영국(GB)

(71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
영국 첵스토 몬머스셔 (웨일스) 엔피 16 5유에이치
치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스
유닛 2
(72) 발명자
헨콕 크리스토퍼 폴
영국 바스 앤드 노스 이스트 서머셋 비에이1 4엘
엔 바스 네이퍼어 로드 37
번 페트릭
영국 몬머스셔 엔피16 5유에이치 첵스토우 보퍼트
파크 웨이 보퍼트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크
리오 메디컬 리미티드
게이건 레이프
영국 몬머스셔 엔피16 5유에이치 첵스토우 보퍼트
파크 웨이 보퍼트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크
리오 메디컬 리미티드
(74) 대리인
리엔목특허법인

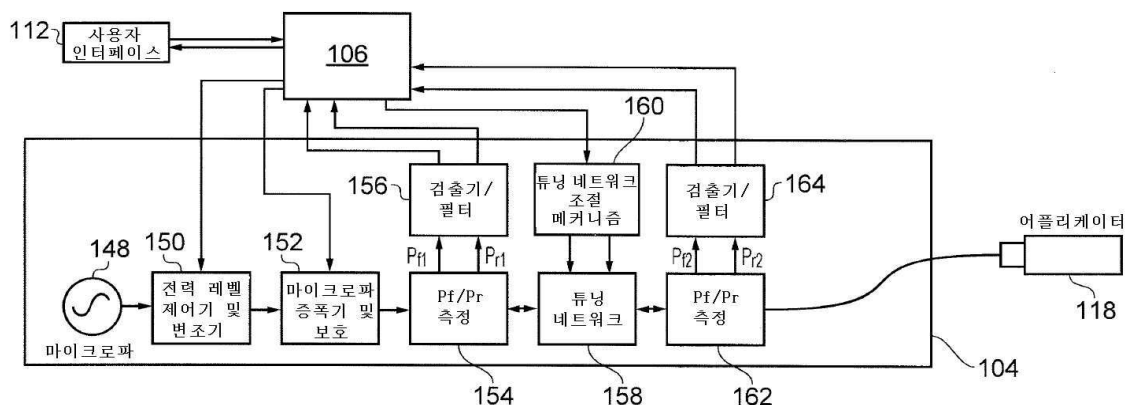
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 인대를 열적으로 치료하는 장치

(57) 요약

마이크로파 에너지를 사용하여 인대를 강화하기 위한 전기 수술 장치. 치료 구역에 관한 정보를 얻는 데 검출기가 사용된다. 이 정보에 기초하여 에너지 전달 프로파일이 결정된다. 상기 에너지 전달 프로파일은 원치 않는 열 부작용 없이 표적 조직(예를 들어 인대, 힘줄 등)에서 원하는 열 효과를 유발하도록 선택되고 결정되고 전달된다. 이 장치를 이용하면, 에너지를 상기 표적 조직으로 정확히 전달할 수 있다. 상기 에너지 전달 프로파일은 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형의 복소 임피던스 또는 감쇠 및/또는 위상 상수에 기초할 수 있다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 2018/00589 (2013.01)
A61B 2018/00642 (2013.01)
A61B 2018/00791 (2013.01)
A61B 2018/00869 (2013.01)
A61B 2018/00875 (2013.01)
A61B 2018/00904 (2013.01)
A61B 2018/00982 (2013.01)
A61B 2018/1823 (2013.01)
A61B 2018/1861 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

인대 강화를 위한 전기 수술 장치로서,

마이크로파 전자기(EM) 에너지를 생성 및 출력하도록 배열된 전기 수술 생성기;

상기 전기 수술 생성기에 연결된 탐침(probe)으로서,

상기 마이크로파 EM 에너지를 전달하기 위해 동축 전송 라인을 포함하는 가요성 샤프트(flexible shaft); 및

상기 가요성 샤프트의 원위 단부에 어플리케이터(applicator)를 포함하고, 상기 어플리케이터는 상기 동축 전송 라인으로부터 상기 마이크로파 EM을 수신하고 수신된 마이크로파 EM 에너지를 상기 어플리케이터에 인접한 치료 구역으로 방출하도록 배열된 에너지 전달 구조물을 갖는, 상기 탐침;

상기 치료 구역의 특성을 모니터링하도록 배열된 검출기; 및

상기 검출기에 의해 획득된 정보에 기초하여 상기 탐침으로 전달되는 상기 마이크로파 EM 에너지의 에너지 전달 프로파일을 제어하도록 배열된 제어기를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 검출기는 온도 센서를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 검출기는 이미징 디바이스를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 검출기는 상기 전기 수술 생성기로부터 상기 탐침으로 진행하는 순방향 전력 신호 및 상기 탐침으로부터 되 반사된 반사 전력 신호를 검출하도록 배열된 전력 감지 모듈을 포함하고, 상기 제어기는 검출된 순방향 및 반사된 전력 신호를 처리하여 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형을 나타내는 정보를 획득하도록 배열된, 전기 수술 장치.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 제어기는 상기 검출된 순방향 및 반사된 전력 신호로부터, 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형의

(i) 복소 임피던스 또는

(ii) 감쇠 및/또는 위상 상수

중 하나를 결정하도록 배열되고, 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형을 나타내는 정보는 상기 복소 임피던스 또는 상기 감쇠 및/또는 위상 상수를 결정한 결과인, 전기 수술 장치.

청구항 6

제4항 또는 제5항에 있어서, 상기 제어기는 기준 데이터를 저장하는 메모리, 및 소프트웨어 명령을 실행하여 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형을 나타내는 정보를 상기 기준 데이터와 비교하고, 상기 비교에 기초하여 상기 에너지 전달 프로파일을 제어하도록 배열된 마이크로프로세서를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 치료 구역으로부터 열 에너지를 제거하는 냉각 메커니즘을 포함하는 전기 수술 장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 탐침은 상기 가요성 샤프트를 통해 연장되는 유체 공급 도관을 포함하고, 상기 냉각 메커니즘은 상기 유체 공급 도관을 통해 상기 치료 구역으로 냉각제를 전달하기 위한 액추에이터를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서, 관통 연장되는 기기 채널이 있는 조종 가능한 기기 코드를 갖는 수술용 관찰 디바이스를 포함하고, 상기 탐침은 상기 기기 채널을 통해 삽입되어 상기 치료 구역에 도달할 수 있는 치수를 갖는, 전기 수술 장치.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 전달 프로파일은,

(i) 측정 에너지 전달 프로파일 또는

(ii) 치료 에너지 전달 프로파일이고;

상기 치료 에너지 전달 프로파일의 전력 크기는 상기 측정 에너지 전달 프로파일의 전력 크기보다 더 큰, 전기 수술 장치.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 측정 에너지 전달 프로파일의 전력 크기는 10mW 이하인, 전기 수술 장치.

청구항 12

제10항 또는 제11항에 있어서, 상기 치료 에너지 전달 프로파일의 전력 크기는 15W 이하인, 전기 수술 장치.

청구항 13

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제어기는 상기 비교로부터 상기 치료 구역에 신경 조직이 존재하는 것을 검출하도록 배열된, 전기 수술 장치.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 제어기는 신경 조직이 상기 치료 구역에 존재하지 않는 것으로 결정될 때 상기 치료 에너지 전달 프로파일을 선택하도록 배열된, 전기 수술 장치.

청구항 15

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 전달 구조물은 진행과 슬롯형 방사기를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 16

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 전달 구조물은 마이크로스트립 안테나를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 17

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 전달 구조물은 개방형 도파로를 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 18

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 전달 구조물은 인체 또는 동물 신체의 치료 구역에 적합하도록 배열되는, 전기 수술 장치.

청구항 19

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 어플리케이션은 상기 에너지 전달 구조물을 상기 치료 구역으로 연장되도록 확장하도록 배열된 팽창 가능 부분을 포함하는, 전기 수술 장치.

청구항 20

제1항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 탐침은 상기 에너지 전달 구조물에 조직의 일부를 유지하기 위해 후크 부분을 포함하는, 전기 수술 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 콜라겐 구조물을 열적으로 유도 변형시키는 것을 통해 인대 강화를 수행하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 인대는 뼈와 뼈를 연결하여 관절을 형성하는 짜여진 콜라겐 실로 구성된 플라스틱 케이블 같은 구조이다. 노후나 폭력적인 부상으로 관절의 인대가 손상될 수 있는데, 예를 들어 찢어지거나 신장될 수 있다. 이것은 관절에 통증과 불안정을 유발할 수 있다.

[0003] 신장된 인대를 회복시키는 하나의 방식은 인대를 가열하는 것이다. 열은 인대를 수축시켜 강화시킨다. 어깨의 관절막 인대를 치료하기 위해 열 관절막봉합술(thermal capsulorrhaphy)로 알려진 비접촉 가열 기술이 이 개념에 기초하여 개발되었다. 열 관절막봉합술에서는 탐침이 어깨 관절에 침습적으로 삽입된다. 탐침의 팁(tip)은 바로 부근의 분자를 열적으로 여기(excite)시키는 무선 주파수(radiofrequency: RF) 전자기 에너지를 방출하도록 배열된다. 탐침 팁 자체는 뜨겁지 않다.

[0004] US 2002/0095199에서 확인된 열 관절막봉합술과 관련된 하나의 문제는 탐침에 의해 인대에 유도된 온도가 신경에 돌이킬 수 없는 손상을 유발할 만큼 충분히 높다는 것이다. 특히 걱정되는 것은 겨드랑이 신경이 열등한 상완관절 인대 바로 아래를 통과한다는 것이다. 인대가 신경 바로 근처에서 가열되면 영구적인 상해의 위험이 있다. 신경이 지나가는 실제 경로는 사람마다 다를 수 있기 때문에 치료에 항상 안전한 인대 영역을 지정할 수는 없다.

[0005] US 2002/0095199는 열 인대 치료가 활성화되기 전에 (예를 들어, 소위 옹고 RF 파형을 갖는) 신경 자극 펄스를 방출하도록 탐침을 구성함으로써 이 문제를 해결한다. 신경 자극 펄스가 (시각적으로 관찰될 수 있는) 신경을 자극하면, 탐침 주변 영역이 열 인대 치료에 안전하지 않은 것으로 이해될 수 있다. 탐침은 예를 들어 적절한 치료 구역이 발견될 때까지 예를 들어 외과 의사에 의해 주위로 이동될 수 있다.

[0006] 또한 콜라겐의 수축을 제어하는 것을 통해 인대에 변화를 주기 위해 마이크로파 에너지를 전달하는 것이 알려져 있다. 예를 들어, US 6,461,353은 편향 가능한 원위 단부를 갖는 투관침(trocar)을 구비하는 정형외과 장치를 개시하고 있다. 치료 부위에 마이크로파 에너지를 전달하기 위해 원위 단부에 전극이 위치된다.

발명의 내용

[0007] 가장 일반적으로, 본 발명은 원치 않는 열 부작용, 예를 들어 신경 조직 또는 주변 피부 또는 근막 구조에 부차적인 열 손상 없이 표적 조직(예를 들어 인대, 힘줄 등)에 필요한 열 효과를 유발하는 방식으로 에너지를 전달할 수 있는 치료 영역의 상태 또는 특성에 관한 정보를 얻기 위해 검출기가 사용하는 마이크로파 에너지를 사용하여 인대를 강화하기 위한 전기 수술 장치를 제공한다.

[0008] 본 발명에 따르면, 인대 강화를 위한 전기 수술 장치로서, 상기 전기 수술 장치는 마이크로파 전자기(EM) 에너지를 생성 및 출력하도록 배열된 전기 수술 생성기; 상기 전기 수술 생성기에 연결되는 탐침(probe)으로서, 상기 탐침은 상기 마이크로파 EM 에너지를 전달하기 위한 동축 전송 라인을 포함하는 가요성 샤프트(flexible shaft); 및 상기 가요성 샤프트의 원위 단부에 있는 어플리케이션어(applicator)를 포함하고, 상기 어플리케이션어는 상기 동축 전송 라인으로부터 상기 마이크로파 EM을 수신하고 수신된 마이크로파 EM 에너지를 상기 어플리케이션어에 인접한 치료 구역으로 방출하도록 배열된 에너지 전달 구조물을 갖는, 상기 탐침; 상기 치료 구역의 특

성을 모니터링하도록 배열된 검출기; 및 상기 검출기에 의해 획득된 정보에 기초하여 상기 탐침으로 전달되는 상기 마이크로파 EM 에너지의 에너지 전달 프로파일을 제어하도록 배열된 제어기를 포함하는, 상기 인대 강화를 위한 전기 수술 장치가 제공된다. 이 장치를 이용하면, 에너지를 표적 조직으로 정확히 전달할 수 있다. 상기 장치는, 예를 들어 에너지 전달 프로파일을 적절히 제어하기 위해 조직 유형을 검출하거나 에너지 전달 레벨을 감지하도록 치료 부위를 모니터링함으로써 주변 조직에 대한 부차적인 손상을 피하는 것을 보장할 수 있다.

[0009] 일 예에서, 상기 검출기는 온도 센서, 예를 들어 열전대 등을 포함할 수 있다. 상기 온도 센서는 예를 들어 상기 치료 구역의 온도를 검출하기 위해 상기 어플리케이션의 원위 단부에 장착될 수 있다. 상기 검출기는 예를 들어 상기 치료 구역의 시각적 피드백을 제공하기 위해 이미징 디바이스를 포함할 수 있다. 상기 이미징 디바이스는 예를 들어 상기 치료 구역에서 서로 다른 온도를 시각적으로 표시하기 위해 효과적으로 온도 센서일 수 있다. 상기 이미징 디바이스는 예를 들어 가시 스펙트럼 또는 적외선의 광학 복사선을 사용하여 동작될 수 있다. 상기 이미징 디바이스는 상기 치료 구역으로 그리고 상기 치료 구역으로부터 광학 복사선을 전달하기 위해 상기 가요성 샤프트를 따라 연장되는 광섬유 번들(optical fibre bundle)을 포함할 수 있다. 다른 예에서, 상기 이미징 디바이스는 다른 양식, 예를 들어 초음파 등을 사용할 수 있다.

[0010] 상기 검출기는 상기 전기 수술 생성기로부터 상기 탐침으로 진행되는 순방향 전력 신호 및 상기 탐침으로부터 되 반사된 반사 전력 신호를 검출하도록 배열된 전력 감지 모듈을 포함할 수 있고, 상기 제어기는 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형을 나타내는 정보를 얻기 위해 검출된 순방향 및 반사 전력 신호를 처리하도록 배열된다. 따라서, 상기 제어기는 적합한 치료 구역을 자동적으로 검출하기 위해 상기 검출기의 출력을 사용하도록 배열될 수 있다. 예를 들어, 본 발명은 탐침의 원위 단부에 위치한 치료 구역에서 물질(신체 조직)의 유전 특성(dielectric property)을 측정할 수 있다. 측정에 기초하여 치료를 자동적으로 제어하도록 제어 장치가 배열될 수 있다. 일 실시형태에서, 상기 측정은 상기 치료 구역에서 물질의 감쇠 및/또는 위상 상수를 결정하기 위해 상기 탐침의 원위 단부로부터 반사된 신호를 검출하고 반사된 신호를 순방향 신호와 비교함으로써 이루어질 수 있다. 상기 순방향 신호는 상기 치료 구역으로 전달되는 에너지를 제어하기 위해 이 비교에 기초하여 조절될 수 있다.

[0011] 본 발명은 상기 치료 구역의 변화를 검출하는 설비를 제공할 수 있다. 예를 들어, 치료 동안 부적절한 구역이 검출되면 상기 장치는 자동적으로 반응할 수 있다. 따라서, 상기 장치는 예를 들어 신경/신경 조직에 부상의 위험을 감소시킬 수 있는 반응하는 민감한 장치를 제공할 수 있다.

[0012] 상기 제어기는 획득된 정보에 기초하여 자동적으로 동작하여, 신경 조직이 잠재적으로 유해한 복사선에 노출되는 시간을 감소시킬 수 있다. 적절하게 변조된 마이크로파 에너지 전달 프로파일은 다른 곳에서는 최소한의 열 영향을 갖고 치료 구역에서는 거의 즉각적인 가열 효과를 효과적으로 유발할 수 있다. 따라서, 획득된 정보에 기초하여 제어기를 자동적으로 동작시킴으로써, 신경 조직(예를 들어, 치료 구역의 및/또는 치료 구역 근처의 신경 조직)의 손상을 방지하면서 효율적인 인대 강화가 수행될 수 있다.

[0013] 여기서, 신체 조직의 유형은 신경 조직을 포함하는 신체 조직 및 신경 조직을 포함하지 않는 신체 조직을 포함한다. 인대 강화가 수행되는 경우, 신체 조직의 유형은 실질적으로 인대 조직만을 포함하는 신체 조직을 포함하는 것이 바람직하다. 일부 실시형태에서, 신체 조직의 유형은 또한 인대 조직의 유형(예를 들어, 무릎, 어깨, 발목 등)을 지칭할 수 있다.

[0014] 상기 제어기는, 검출된 순방향 및 반사된 전력 신호로부터, 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형의 (i) 복소 임피던스 또는 (ii) 감쇠 및/또는 위상 상수를 결정하도록 배열될 수 있고, 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형을 나타내는 정보는 상기 복소 임피던스 또는 상기 감쇠 및/또는 위상 상수를 결정한 결과이다. 상기 제어기는 기준 데이터를 저장하는 메모리, 및 소프트웨어 명령을 실행하여 상기 치료 구역에서 신체 조직의 유형을 나타내는 정보를 상기 기준 데이터와 비교하고 이 비교에 기초하여 상기 에너지 전달 프로파일을 제어하도록 배열된 마이크로프로세서를 포함할 수 있다.

[0015] 상기 장치는 상기 치료 구역으로부터 열 에너지를 제거하기 위한 냉각 메커니즘을 포함할 수 있다. 상기 냉각 메커니즘은 냉각 매체(예를 들어 물 또는 식염수와 같은 유체)를, 예를 들어 어플리케이션을 통해 치료 구역과 열적으로 접촉시키기 위한 수단을 포함할 수 있다. 일 예에서, 상기 탐침은 상기 가요성 샤프트를 통해 연장되는 유체 공급 도관을 포함할 수 있다. 상기 냉각 메커니즘은 상기 유체 공급 도관을 통해 상기 치료 구역으로 냉각제를 전달하기 위한 액추에이터를 포함할 수 있다.

[0016] 상기 냉각 메커니즘은 원하는 온도 효과의 선형 분포를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 상기 장치는

균일한 온도 프로파일을 생성하기 위해 상기 치료 구역에서 가열을 통해 상기 치료 구역의 표면에서 냉각의 균형을 제공하도록 배열될 수 있다. 60℃ 내지 70℃ 범위의 온도는 힘줄 또는 인대에서 콜라겐의 수축을 유발하기 위한 최적의 온도일 수 있다. 80℃를 넘으면 콜라겐은 모든 구조를 완전히 잃어버려서 이러한 온도를 넘는 온도 영역은 원치 않는 결과를 가져온다.

[0017] 상기 에너지 전달 프로파일은 예를 들어 15W 이하의 제한된 최대 전력 레벨을 갖도록 배열될 수 있다. 더 높은 전력에서 가열하면 조직의 인장 강도를 감소시킬 수 있는 위험이 있다. 디바이스의 인장 강도를 낮추지 않고 원하는 수축을 얻기 위해 조직의 다른 영역에 여러 에너지를 적용하는 것이 유리할 수 있다. 시술 동안 속도를 잠재적으로 향상시키는 방식은 원하는 조직 효과를 얻기 위해 거리를 조절할 수 있는 하나를 초과하는 어플리케이션이 있을 수 있다.

[0018] 상기 장치는 최소 침습 수술에 특히 적합할 수 있다. 예를 들어, 상기 장치는 관통 연장되는 기기 채널을 갖고 조종 가능한 기기 코드(instrument cord)를 갖는 수술용 관찰 디바이스(scoping device)(예를 들어, 내시경, 위 내시경, 기관지경, 복강경 등)를 포함할 수 있다. 상기 탐침은 상기 치료 구역에 도달하기 위해 상기 기기 채널을 통해 삽입될 수 있는 치수를 가질 수 있다.

[0019] 상기 에너지 전달 프로파일은 측정 에너지 전달 프로파일 또는 치료 에너지 전달 프로파일 중 하나일 수 있다. 상기 치료 에너지 전달 프로파일의 전력 크기는 상기 측정 에너지 전달 프로파일의 전력 크기보다 더 클 (예를 들어, 한 자릿수 더 클) 수 있다.

[0020] 상기 제어기는 이 비교로부터 상기 치료 구역에서 신경 조직의 존재를 검출하도록 배열될 수 있다. 측정 전력 크기의 마이크로파 에너지는 신경 조직을 포함하지 않는 치료 구역을 안전하게 찾기 위해 측정 모드에서 사용될 수 있다. 치료 능력 크기의 마이크로파 에너지는 신경 조직을 포함하지 않는 치료 구역이 측정 모드를 사용하여 발견되면 인대 조직을 열로 치료하기 위해 치료 모드에서 사용될 수 있다. 다시 말해, 측정 모드는 치료 모드가 사용/활성화되기 전에 안전한/적합한 치료 구역을 식별하는데 사용될 수 있다. 상기 제어기는 에너지 전달 프로파일을 적절히 제어하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 제어기는 신경 조직이 치료 구역에 존재하지 않는 것으로 결정될 때 치료 에너지 전달 프로파일을 선택하도록 배열될 수 있다.

[0021] 상기 측정 에너지 전달 프로파일의 전력 크기는, 신경 조직의 유전 특성, 예를 들어, 신경 조직의 존재 또는 부재를 검출하기에는 충분하지만, 치료 구역에 현저한 가열 효과를 야기하기에는 불충분하여 신경 조직을 손상시키기에는 불충분하도록 선택될 수 있다. 상기 치료 에너지 전달 프로파일의 전력 크기는 인대 조직에 가열 효과를 유발하기에 충분하도록, 즉 인대 강화의 치료 효과를 생성하기에 충분하도록 선택될 수 있다. 치료 능력 크기는 측정 능력 크기보다 한 자릿수 이상 더 높을 수 있으며, 조직을 55℃ 초과 온도, 예를 들어 70℃ 내지 80℃ 범위의 온도로 빠르게 가열하기에 충분할 수 있다. 측정 전력 크기는 10mW(10dBm) 이하일 수 있다. 따라서, 측정 모드를 사용하여 신경 조직의 온도를 55℃ 미만(바람직하게는 상당히 미만)으로 유지할 수 있다. 따라서 영구적인 신경 손상이 발생하는 것을 방지할 수 있다(55℃를 초과하는 온도에서 영구적인 신경 손상이 발생하는 것으로 나타났다). 치료 전력 크기는 10W 이상(그러나 위에서 설명한 15W 이하)일 수 있다.

[0022] 상기 치료 구역에서 조직의 유전 특성을 결정할 수 있는 반사된 에너지 신호를 검사하기 위해 연속파(continuous wave: CW) 에너지 전달 프로파일에 따라 측정 모드에서 복사선을 전달하는 것이 바람직할 수 있다. 치료 모드는 원하는 치료 효과를 생성하기 위해 하나 이상의 펄스(들)로 구성된 펄스 에너지 전달 프로파일을 사용할 수 있다. 일부 실시형태에서, 단일 단기 펄스는 치료 구역의 인대 조직에 원하는 거의 즉각적인 가열 효과를 유발하기에 충분할 수 있다.

[0023] 상기 에너지 전달 구조물은 수신된 마이크로파 EM 에너지로 전기장을 방사하기 위한 임의의 적절한 방출기를 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 에너지 전달 구조물은 진행파 슬롯형 방사기(travelling wave slotted radiator); 마이크로스트립(microstrip) 안테나; 및 개방형 도파로(open waveguide) 중 임의의 것을 포함할 수 있다. 상기 에너지 전달 구조물은 인간 또는 동물 신체의 치료 구역에 부합하도록 배열될 수 있다. 예를 들어, 상기 어플리케이션은 상기 에너지 전달 구조물을 상기 치료 구역 내로 연장하도록 확장하도록 배열된 팽창 가능 부분을 포함할 수 있다. 일 예에서, 상기 탐침은 상기 에너지 전달 구조물에 조직의 일부를 보유하기 위한 후크 부분을 포함할 수 있다.

[0024] 위에서 간략히 논의된 바와 같이, 적절한 치료 구역이 검출되면, 상기 장치는 복수의 에너지 전달 프로파일로부터 선택된 에너지 전달 프로파일을 사용하여 치료 전력 크기의 전력을 안테나에 전달하도록 배열될 수 있다. 각각의 전달 프로파일은 각각의 인대 유형과 관련될 수 있다. 상기 제어기는 전달 프로파일에 따라 가변 감쇠기

및/또는 신호 변조 디바이스를 제어하여 순방향 전력 신호를 전달하도록 배열될 수 있다. 상기 전달 프로파일은 상기 치료 구역에서 조직 유형을 나타내는 획득된 정보에 따라 상기 제어기에 의해 자동적으로 선택 가능할 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 장치는 예를 들어 치료되는 신체 영역(무릎, 어깨 등)에 따라 적절한/원하는 전달 프로파일을 사용자가 선택할 수 있도록 하기 위해 상기 제어기에 연결된 사용자 인터페이스를 포함할 수 있다.

[0025] 또한, 적절한 치료 구역이 검출되면, 상기 장치는 상기 생성기에 연결된 임피던스 조절기를 포함할 수 있고, 상기 임피던스 조절기는 상기 치료 구역에서 신체 조직의 검출된 임피던스와 매칭(match)하도록 마이크로파 검출 신호에 기초하여 상기 제어기에 의해 제어 가능한 조절 가능한 복소 임피던스를 갖는다. 더욱이, 순방향 및 반사된 전력 신호는 상기 치료 구역으로 전달되는 전력을 모니터링하여 인대 (신경이 아닌) 조직으로 최대 에너지 전달이 달성되도록 하는데 사용된다. 치료 인대 강화가 수행될 때 임피던스를 동적으로 조절함으로써 가열을 통해 콜라겐의 유전 특성이 변하는 경우에도 최대 전력이 전달되는 것을 보장할 수 있다. 다시 말해, 콜라겐이 가열되면서 콜라겐의 반사 계수가 변화함에 따라, 본 장치는 이러한 변화를 검출하여 전력 전달을 최대화한다. 강화 치료의 진행 상황을 모니터링하기 위해 변화를 모니터링할 수도 있다. 조직으로 전달되는 마이크로파 에너지의 선량(dosage)은 정확히 정량화될 수 있다.

[0026] 출력 전력은 1GHz 내지 300GHz 범위의 주파수를 가질 수 있다. 특히 다음 주파수 대역, 즉 2.4GHz 내지 2.5GHz, 5.725GHz 내지 5.875GHz, 14GHz 내지 14.5GHz, 24GHz 내지 24.25GHz, 30GHz 내지 32GHz 및 45GHz 내지 47GHz가 사용될 수 있다. 보다 구체적으로, 다음의 스팟 주파수, 즉 2.45GHz, 5.8GHz, 14.5GHz, 24GHz, 31GHz, 45GHz 및 61.25GHz가 고려될 수 있다. 이들 고주파수에서는 복사선의 침투 깊이(치료 구역의 크기와 관련됨)가 작고, 이들 둘 모두는 치료 구역의 위치를 제어하고 치료 구역에서 물질의 유전 특성을 명확하게 측정하는 능력을 돕는다. 또한, 마이크로파 에너지는 조직을 탈수시켜 표적 조직이 수축하는 것을 도울 수 있다는 장점이 있을 수 있다.

[0027] 상기 안테나는 그 원위 단부의 방출 영역에서 진행파 슬롯형 방사기를 포함할 수 있다.

[0028] 다른 양태에서, 본 발명은 인대 조직을 열적으로 치료하는 방법을 제공할 수 있으며, 상기 방법은 치료 구역에 안테나를 위치시키는 단계; 상기 안테나로부터 상기 치료 구역으로 마이크로파 주파수 전자기장을 방출하여 상기 치료 구역에서 생물학적 조직을 가열시키는 단계; 상기 안테나로 전달되는 순방향 전력 신호 및 상기 안테나로부터 되 반사된 반사 전력 신호를 검출하는 단계; 검출된 순방향 및 반사 전력 신호로부터 상기 치료 구역에서 생물학적 조직의 유전 특성의 변화를 결정하는 단계; 및 결정된 유전 특성의 변화에 기초하여 순방향 전력 신호의 크기를 제어하는 단계를 포함한다.

[0029] 또 다른 양태에서, 본 발명은 인대 조직을 열적으로 치료하는 방법을 제공할 수 있으며, 상기 방법은 치료 구역에 안테나를 위치시키는 단계; 상기 안테나로부터 상기 치료 구역으로 측정 전력 레벨의 마이크로파 주파수 전자기장을 방출하는 단계; 상기 안테나로 전달되는 순방향 전력 신호 및 상기 안테나로부터 되 반사된 반사 전력 신호를 검출하는 단계; 검출된 순방향 및 반사 전력 신호로부터 상기 치료 구역에 신경 조직의 존재 또는 부재를 결정하는 단계; 및 상기 신경 조직이 상기 치료 구역에 없는 것으로 결정되면, 상기 안테나로부터 상기 치료 구역으로 치료 전력 레벨의 마이크로파 주파수 전자기장을 방출하는 단계를 포함하고, 상기 치료 전력 레벨은 상기 측정 전력 레벨보다 더 큰 크기를 갖는다.

[0030] 본 발명의 장치는 어깨 인대(예를 들어, 열 관절막봉합술), 발목 인대(즉, 발목 불안정성 치료) 및 무릎 인대(예를 들어, 부차적인 인대 부상 치료)를 치료하는데 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0031] 본 발명의 예는 첨부 도면을 참조하여 아래에 상세히 설명된다.

도 1은 본 발명의 제1 실시형태에 따른 전기 수술 장치의 전체 개략 장치도;

도 2는 본 발명의 제2 실시형태에 따른 전기 수술 장치의 개략도;

도 3은 본 발명의 실시형태에 사용되는 임피던스 조절기 및 마이크로파 신호 검출기의 개략 회로도;

도 4는 본 발명의 실시형태에 사용하기에 적합한 임피던스 조절기의 다른 예의 개략 회로도;

도 5는 본 발명의 실시형태에 사용하기에 적합한 임피던스 조절기의 또 다른 예의 개략 회로도;

도 6은 분산된 요소 회로로서 취급되는 전체 마이크로파 에너지 전달 구조물의 개략도;

도 7은 별도의 측정 채널을 갖는 본 발명의 제3 실시형태에 따른 전기 수술 장치의 개략 장치도;

도 8은 별도의 측정 채널을 갖고 생성기 상에 튜닝(tuning) 수단을 갖는 본 발명의 제3 실시형태에 따른 다른 전기 수술 장치의 개략 장치도;

도 9는 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 일반적인 탐침 구조물의 개략도;

도 10A 및 도 10B는 제1 예시적인 탐침 구조물의 개략 평면도 및 측단면도;

도 11은 제2 예시적인 탐침 구조물의 개략 측단면도;

도 12A 및 도 12B는 제3 예시적인 탐침 구조물의 개략 측단면도 및 평면도;

도 13은 제4 예시적인 탐침 구조물의 개략 측면도;

도 14A 및 도 14B는 각각 전개되지 않은 구성 및 전개된 구성의 제5 예시적인 탐침 구조물의 개략도;

도 15는 제6 예시적인 탐침 구조물의 개략도; 및

도 16은 제7 예시적인 탐침 구조물의 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0032] 개관적으로, 인대 치료 장치는 인대 강화 탐침의 원위 단부에 위치한 에너지 전달 구조물에 결합된 소스에서 고주파 마이크로파 전력을 생성하는 수단을 제공하며, 에너지 전달 구조물은 집중된 전자기장을 작은 섬세한 인대 조직 구조물 내로 발사(launch)하여 사실상 즉각적인 국부 온도 상승을 유발하도록 되어 있고, 이는 효율적인 인대 또는 근육 강화를 수행할 수 있게 한다.
- [0033] 또한, 장치는 전자기장이 발사되어 가해지는 물질(신체 조직)의 유전 특성을 측정하는 수단을 포함할 수 있다. 민감한 측정 장치를 제공함으로써, 가열 효과는 실질적으로 표적 조직(예를 들어 인대 조직)만을 포함하는 치료 영역으로 제한될 수 있어서, 신경 조직의 손상이 방지된다.
- [0034] 적절하게 형성된 탐침 구조를 사용하여 본 발명은 예를 들어 안구 근육 인대, 무릎 인대, 발목 인대 및/또는 어깨 인대를 치료하는데 사용될 수 있다.
- [0035] 이하에서 논의되는 일부 실시형태는 조직 유형 식별 기술을 포함하지만, 본 발명은 이러한 기술로 제한될 필요는 없다. 이들 기술은 치료 구역에 신경 조직이 존재하는지 인대 조직이 존재하는지를 결정하기 위해 측정 모드를 사용하여 유전 특성에 따라 치료 구역에서 조직의 유형을 특성화할 수 있다. 예를 들어, 안테나로 전달되는 마이크로파 전력의 크기는, 신경 조직이 검출되지 않으면 치료 모드에서 인대 강화에 적합한 에너지를 전달하기 위해 적절히 조절될 수 있고, 예를 들어 실질적으로 증가될 수 있다. 따라서, 마이크로파 복사선을 신경 조직으로 전달하는 것으로부터 치료 영역에서 가열 효과는 실질적으로 감소되어 신경 손상이 발생하는 것을 방지할 수 있다.
- [0036] 아래에서 논의되는 일부 실시형태는 또한, 적합한 치료 구역(예를 들어, 신경 조직을 포함하지 않는 치료 구역)이 검출될 때 10Ω 미만으로부터 100kΩ을 초과하는 값으로 변할 수 있는 임피던스 범위에 걸쳐 조직으로 최대 에너지 전달을 보장하는 동적 조직 매칭 기술을 포함한다.
- [0037] 다른 실시형태에서, 인대 치료 탐침은 치료 구역에서 온도를 나타내는 출력을 제공하는 온도 센서 또는 다른 트랜스듀서를 포함할 수 있다. 검출된 온도에 기초하여 마이크로파 에너지의 전달이 제어될 수 있다.
- [0038] 전체 장치 및 생성기 구성
- [0039] 전체 인대 치료 시스템 및 이 시스템에서 사용될 수 있는 전기 수술 생성기의 양태는 도 1 내지 도 8을 참조하여 아래에 설명된다.
- [0040] 도 1은 본 발명의 제1 실시형태인 전기 수술 인대 강화 장치(100)의 전체 장치도를 도시한다.
- [0041] 장치(100)는 인대를 치료(예를 들어, 강화)하기에 적합한 전력 레벨의 마이크로파 주파수 전자기 신호를 생성 및 제어하기 위한 구성 요소를 포함한다. 이 실시형태에서 장치(100)는 위상 동기 발진기(마이크로파 전력 원)(1007), 신호 증폭기(1008), 가변 신호 감쇠기(예를 들어 아날로그 또는 디지털 다이오드 감쇠기)(1009), 증폭기 유닛(여기서는 드라이버 증폭기(1010) 및 전력 증폭기(1011)), 순방향 전력 커플러(forward power coupler)(1012), 서큘레이터(circulator)(1013) 및 반사 전력 커플러(1014)를 포함한다. 서큘레이터(1013)는

커플러(1012, 1014)에 존재하는 원치 않는 신호 성분을 감소시키기 위해 반사 신호로부터 순방향 신호를 격리하는데, 즉, 서큘레이터는 커플러의 지향성을 증가시킨다. 커플러(1012, 1014)는 집합적으로 생성기에서 순방향 신호와 반사 신호의 검출기로 고려될 수 있다. 선택적으로, 생성기(104)는 조절 가능한 임피던스를 갖는 임피던스 매칭 서브 장치(도시되지 않음)를 포함한다. 이 옵션은 도 2를 참조하여 아래에서 더 자세히 설명된다.

[0042] 이와 관련하여, 마이크로파 에너지는 300MHz를 초과하는 것, 즉 1GHz 내지 300GHz, 바람직하게는 2.45GHz, 5.8GHz, 24GHz 등이다.

[0043] 장치(100)는 신호 조정 및 일반 인터페이스 회로(108), 마이크로제어기(110) 및 워치독(watchdog)(1015)을 포함할 수 있는 제어기(106)와 통신하는 생성기(104)를 포함한다. 워치독(1015)은 장치가 의도된 사양에 따라 수행되지 못할 수 있는, 즉, 장치가 출력 또는 치료 시간이 사용자에게 의해 요구되는 시간보다 더 긴 것으로 인해 환자 신체 조직에 잘못된 에너지 선량(dosage)을 전달하는 잠재적인 에러 조건의 범위를 모니터링할 수 있다. 워치독(1015)은 마이크로제어기(110)가 올바르게 기능하고 있다는 것을 보장하기 위해 마이크로제어기(110)와 독립적인 마이크로프로세서를 포함한다. 워치독(1015)은 예를 들어 DC 전력 공급원으로부터의 전압 레벨 또는 마이크로제어기(110)에 의해 결정된 펄스의 타이밍을 모니터링할 수 있다. 제어기(106)는 제어 신호를 생성기(104)의 구성 요소에 전달하도록 배열된다. 이 실시형태에서, 마이크로프로세서(110)는 가변 신호 감쇠기(1009)를 위한 마이크로파 제어 신호(C_M)를 출력하도록 프로그래밍된다. 이 제어 신호는 생성기(104)로부터 출력된 마이크로파 EM 복사선이 안테나에 의해 전달될 에너지 전달 프로파일 및 그 전력 크기를 설정하는데 사용된다. 특히, 가변 신호 감쇠기(1009)는 출력 복사선의 전력 레벨을 제어할 수 있다. 예를 들어, 감쇠기는 바람직하게는 신경 조직이 없는 영역이 검출될 때까지 10mW 측정 전력 크기를 갖는 측정 모드를 유지하도록 배열되며, 검출된 시점에서 제어기(106)는 감쇠기를 제어하여 장치/생성기 출력을 증가된 전력 크기를 갖는 치료 모드로 스위칭한다. 또한, 조절 가능한 신호 감쇠기(1009)는 출력 복사선의 파형(예를 들어 펄스 폭, 듀티 사이클 등)을 설정할 수 있는 스위칭 회로를 포함할 수 있다.

[0044] 마이크로프로세서(110)는 순방향 및 반사 전력 커플러(1012, 1014)로부터의 신호 정보에 기초하여 마이크로파 제어 신호(C_M)를 출력하도록 프로그래밍된다. 이 실시형태에서, 마이크로파 생성기는 생성기로부터 (샘플링된 순방향 및 반사된 전력 정보로부터) 얻을 수 있는 위상 정보만을 측정함으로써 제어될 수 있다. 순방향 전력 커플러(1012)는 순방향 전력 레벨을 나타내는 신호(S_{M1})를 출력하고, 반사 전력 커플러(1014)는 반사 전력 레벨을 나타내는 신호(S_{M2})를 출력한다. 순방향 및 반사 전력 커플러(1012, 1014)로부터의 신호(S_{M1} , S_{M2})는 신호 조정 및 일반 인터페이스 회로(108)로 전달되며, 여기서 마이크로프로세서(110)로 전달하기에 적합한 형태로 적응된다.

[0045] 사용자 인터페이스(112), 예를 들어 터치 스크린 패널, 키보드, LED/LCD 디스플레이, 멤브레인 키패드, 풋스위치(footswitch) 등은 제어기(106)와 통신하며 치료에 관한 정보를 사용자(예를 들어 임상의/외과 의사)에게 제공하고, 예를 들어 적절한 사용자 명령을 통해 다양한 치료 양태(예를 들어 치료할 인대 조직의 유형)를 수동으로 선택하거나 제어할 수 있게 한다. 장치는 제어기(106)에 더 연결된 종래의 풋스위치(1016)를 사용하여 동작될 수 있다.

[0046] 제어기(106)는 메모리(도시되지 않음)를 포함하고, 소프트웨어 명령을 실행하여 장치를 동작시키도록 배열된다. 특히, 제어기(106)는 탐침에 공급되는 순방향 전력 신호의 크기 및 프로파일(즉, 펄스 형태 및 지속 시간)을 제어한다. 이 제어는 안테나가 환자에 대해 이동됨에 따라 안테나의 원위 단부에서 조직 유형을 나타내는 획득된 정보의 변화에 기초할 수 있거나, 또는 메모리에 저장될 수 있는 미리 결정된 기준 데이터와 획득된 정보를 비교하는 것에 기초할 수 있다. 예를 들어, 메모리는 임피던스 측정을 위한 임계 조건을 저장할 수 있으며, 이에 의해 임계 조건(즉, 인대 조직의 존재 및/또는 신경 조직의 부재를 나타내는 임계 조건)을 충족하는 획득된 정보는 치료를 트리거할 수 있다.

[0047] 따라서, 장치는 치료 구역으로 전달되는 마이크로파 전력의 양(즉, 조직 가열 선량)이 임상의에 의해 설정될 수 있게 할 수 있고, 순방향 및 반사된 전력 레벨을 연속적으로 샘플링하고, 전달된 전력이 요구량과 동일한 것을 보장하도록 조절함으로써 전달되는 전력을 동적으로 제어할 수 있다. 제어기(106)와 통신하는 사용자 인터페이스(112)는 사용자(예를 들어 임상의 또는 외과 의사)가 사용자 정의 파라미터 세트를 입력하고 또한 예를 들어 선택된 에너지 선량 및 조직으로 전달되는 에너지와 같은 유용한 정보를 디스플레이할 수 있게 한다. 사용자 인터페이스(112)는 또한 시간의 함수로서 예를 들어 반사 전력 및 순방향 전력과 같은 엔지니어링 파라미터를 디스플레이할 수 있다. 이 정보는 최적의 에너지 프로파일을 수립하는 데 사용될 수 있다.

[0048] 제어 소프트웨어는 단일 보드 컴퓨터, 예를 들어 마이크로프로세서 보드 또는 DSP에서 실행될 수 있다. 사용자

인터페이스(112)는 적합한 평면 스크린 디스플레이 및 멤브레인 키패드, 또는 터치 스크린 디스플레이를 포함할 수 있다.

[0049] 장치는 안테나(118)를 포함하는 핸드피스 내 스위치 또는 풋스위치(도시되지 않음)에 의해 제어될 수 있다.

[0050] 마지막으로, 장치는 외부 소스(1018)로부터 전력(예를 들어, 소켓 전력)으로부터 전력을 수신하고 이 전력을 장치의 구성 요소를 위한 DC 전력 공급 신호(V_1 내지 V_6)로 변환하는 전력 공급 유닛(1017)을 포함한다. 따라서, 사용자 인터페이스는 전력 신호(V_1)를 수신하고, 마이크로프로세서(110)는 전력 신호(V_2)를 수신하고, 생성기는 전력 신호(V_4)를 수신하고, 신호 조정 및 일반 인터페이스 회로(108)는 전력 신호(V_5)를 수신하고, 위치독(1015)은 전력 신호(V_6)를 수신한다.

[0051] 도 2는 본 발명의 제2 실시형태에 따른 전기 수술 장치(101)의 장치도이다. 장치의 생성기 구획(104)의 하위 구성 요소가 도시되어 있으며, 이 실시형태에서 아래에 설명된 바와 같이 튜닝 요소(tuning element)를 포함한다. 도 1과 공통인 구성 요소에는 동일한 참조 부호가 부여되고 다시 설명되지 않는다.

[0052] 생성기(104)는 저전력 마이크로파 에너지를 생성하는 데 사용되는 마이크로파 전력원(148)을 포함한다. 전력원(148)은 전압 제어 발진기(voltage controlled oscillator: VCO), 유전체 공진기 발진기(dielectric resonator oscillator: DRO), 건 다이오드(Gunn diode) 발진기 등일 수 있다. 전력원(148)의 출력은 전력 레벨 제어기 및 변조기 유닛(150)에 의해 수신된다. 전력 레벨 제어기 및 변조기 유닛(150)은 생성기가 펄스 모드에서 동작될 수 있도록 배열된 신호 변조 디바이스, 및 사용자가 조직으로 전달되는 전력의 레벨을 제어할 수 있도록 배열된 전력 제어 감쇠기를 포함할 수 있다. 인대 치료를 위해 단일 펄스의 에너지, 예를 들어 20ms 동안 50W가 인대를 강화하기 위해 인대를 가열하기에 충분할 수 있다. 신호 변조 디바이스는 펄스 지속 시간을 제어하는 능력을 제공한다.

[0053] 변조 유닛의 감쇠기는 사용자가 치료 구역의 조직, 예를 들어 인대 조직으로 전달되는 전력의 레벨/크기를 제어할 수 있도록 하는데 사용된다. 변조 스위치의 출력은 증폭기 및 보호 유닛(152)에 입력되고 이 증폭기 및 보호 유닛은 전력 신호를 치료에 적합한 전력 레벨, 즉, 인대 강화를 야기하기 위해 치료 구역의 생물학적 조직에 매우 빠른 온도 상승을 유발하기에 적합한 전력 레벨로 증폭하도록 배열된다. 제1 전력 레벨은 10W 이상, 예를 들어 50W일 수 있다. 감쇠기는 증폭기(152)의 입력 전력 및 그리하여 간접적으로 출력 전력을 제어하는데 사용될 수 있다. 대안적으로, 감쇠기는 생략될 수 있고, 제어 신호는, 예를 들어 증폭기 및 보호 유닛(152)의 이득을 제어함으로써 전력 레벨을 제어하는데 사용될 수 있다.

[0054] 증폭기 및 보호 유닛(152)은 주파수 소스(148)에 의해 생성된 출력 신호 레벨을 증폭시키기 위한 드라이버 증폭기, 및 이 드라이버 증폭기에 의해 생성된 신호를 인대 강화를 야기하기에 적합한 레벨로 증폭하기 위한 전력 증폭기를 포함할 수 있다. 따라서, 증폭기 및 보호 유닛(152)은 측정 모드가 치료 구역에 신경 조직이 없다는 것을 검출할 때 (예를 들어 순방향 전력 신호를 치료 전력 크기로 증폭함으로써) 측정 모드로부터 치료 모드로 생성기 출력을 스위칭하도록 제어기(106)에 의해 제어될 수 있다. 높은 레벨의 반사 마이크로파 에너지로부터 증폭기 및 소스를 보호하기 위해, 전력 증폭기의 출력은 마이크로파 서클레이터에 연결될 수 있다. 서클레이터는 마이크로파 전력이 시계 방향으로만 흐를 수 있게 하여서, 서클레이터가 3 포트 디바이스이고 제1 포트가 증폭기의 출력 전력을 수신하는 경우 전력 증폭기로 되 오는 반사 전력은 전력 덤프 부하에 의해 흡수된다. 제2 포트는 이 전력을 급전 구조물 및 탐침으로 출력하고, 탐침의 원위 단부가 신체 조직의 임피던스와 매칭하지 않을 때 탐침 및 급전 구조물로부터 전력을 되 수신한다. 제3 포트는, 반사된 전력을 흡수할 수 있고 서클레이터의 임피던스와 매우 잘 매칭하는 전력 부하에 연결된다. 매칭된 부하의 임피던스는 바람직하게는 장치의 임피던스, 즉 $50 + j0$ Ω 과 동일하다. 지향성 커플러는 반사된 전력을 샘플링할 수 있기 위하여 서클레이터의 제3 포트와 매칭된 부하의 입력 사이에 연결될 수 있다.

[0055] 증폭기 및 보호 유닛(152)의 출력은 제1 전력 결합 유닛(154)에 입력되고, 이 제1 전력 결합 유닛은 생성기에 대한 순방향 및 반사 마이크로파 에너지를 샘플링하도록 배열된 순방향 지향성 커플러 및 반사성 지향성 커플러를 포함할 수 있다. 샘플링된 순방향 및 반사된 전력 레벨은 각각 순방향 및 반사된 제1 전력 검출 유닛(156)에 입력되고, 여기서 순방향 및 반사된 전력의 일부를 샘플링하고 샘플링된 신호로부터 크기, 크기와 위상, 또는 위상 정보만을 추출할 수 있도록 하기 위해 예를 들어 다이오드 검출기 또는 헤테로다인/호모다인 검출기를 사용하여 전력 레벨이 검출된다. 제1 전력 검출 유닛(156)에 의해 생성된 신호는, 순방향 및 반사된 전력의 크기 및/또는 위상을 사용하여 조직으로 전달되는 순 전력을 계산하고, 전력 레벨 제어기 및 변조기(150)로 들어가는 필요한 입력 신호를 결정하여 실제 전달되는 전력 또는 에너지가 요구된 전력 또는 에너지와 동일한 것을 보장

하기 위해 제어기(106)에 입력된다.

- [0056] 치료 구역에서 조직의 유전 특성의 지표인 (치료 구역에서 신체 조직의 감쇠를 나타내는) 순방향 및 복귀 신호의 크기는 신경 조직 및/또는 인대 조직의 존재/부재를 결정하는데 사용될 수 있다. 순방향 전력은 이에 따라 적절히 조절될 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 순방향 및 복귀 신호로부터의 위상 정보가 사용될 수 있다. 전술한 바와 같이, 위상 및/또는 감쇠 정보는 치료 구역에서 조직의 유형을 결정하기 위해 미리 결정된 기준 데이터와 비교될 수 있다.
- [0057] 이 실시형태는 또한 동적 임피던스 매칭 장치(임피던스 조절기)를 사용하여, 치료 구역이 신경 조직을 포함하지 않는 것으로 (측정된 유전 특성으로부터) 결정될 때, 증폭기 및 보호 유닛(152)에 의해 발생된 마이크로파 에너지가 치료 구역의 조직에 의해 탐침(118)의 원위 단부에 제공된 부하와 임피던스 면에서 매칭될 수 있도록 할 수 있다. 본 발명은 마이크로파 전력 전달 장치를 위한 자동 튜닝 메커니즘을 사용하는 것으로 제한되지 않는데, 즉, 탐침(방사기)의 원위 단부는 동작 주파수에서 하나의 특정 생물학적 조직 유형/상태에 매칭될 수 있거나 또는 탐침의 임피던스는 탐침과 접촉하는 조직의 임피던스와 탐침 임피던스 사이의 매칭 레벨을 제공하기 위해 핸드피스에 포함된 메커니즘에 의해 기계적으로 조절될 수 있다. 제1 전력 결합 유닛(154)의 출력은 튜닝 네트워크(158)에 의해 수신되고, 튜닝 네트워크는 제1 전력 검출 유닛(156) 및 제2 전력 검출 유닛(164)으로부터 수집된 정보에 기초하여 제어기(106)의 제어 하에 동조 네트워크 조절 메커니즘(160)의 상태에 의해 결정되는, 생성기(104)에 대해 조절 가능한 임피던스를 갖는다.
- [0058] 임피던스 조절기(158)의 출력은 제2 전력 결합 유닛(162)에 입력되고, 제2 전력 결합 유닛은 제1 전력 결합 유닛(154)과 유사한 방식으로 구성되는데, 생성기(104)로부터 순방향 및 반사 전력 레벨을 샘플링하고 이들 전력 레벨을 각각 제2 순방향 및 반사 전력 검출 유닛(164)에 입력하도록 구성될 수 있고, 제2 순방향 및 반사 전력 검출 유닛은 검출된 전력 레벨 및/또는 위상 정보를 제어기(106)에 전달한다.
- [0059] 제1 및 제2 전력 검출 유닛(156, 164)에 의해 이용 가능한 정보는 전력원이 치료 구역에서 신체 조직의 임피던스와 임피던스 매칭될 수 있도록 임피던스 조절기(158)에 필요한 조절을 결정하기 위해 비교될 수 있다.
- [0060] 생성기(104)의 보다 상세한 예는 도 3 내지 도 5를 참조하여 아래에서 논의된다.
- [0061] 사용 시, 제어기(106)는 마이크로파 에너지의 공급 동안 임피던스 조절기(158)의 분산된 튜닝 요소의 커패시턴스 및 인덕턴스의 값을 제어하여 탐침(118)의 원위 단부의 부하에 각각의 채널의 임피던스를 매칭시키도록 동작한다. 실제로, 임피던스 조절기의 튜닝 요소는 가변 스테브/마이크로스트립 전송 라인 또는 전력 PIN/버랙터 다이오드(분산 요소)일 수 있다. 이와 관련하여 임피던스 매칭은 소스(즉, 장치)를 치료 구역에서 조직에 복소 공액(complex conjugate)으로 매칭시키는 것에 의해 (마이크로파 에너지의 복사선을 통해) 조직으로 에너지의 전달을 최대화하는 것을 지칭한다. 마이크로파 소스는 복사선 및 전도에 의해 에너지를 전달할 수 있지만, 복귀 경로는 마이크로파 전류로 국한된다는 것이 주목될 수 있다.
- [0062] 마이크로파 주파수의 에너지가 고정된 온도 안정 주파수에 있도록 발진기(148)가 안정적인 온도 보상된 크리스탈 기준 소스에 위상 동기되는 것이 바람직할 수 있다.
- [0063] 임피던스 조절기는, 조직과 접촉하는 안테나 구조물이 조직의 임피던스와 잘 매칭되어 인대 (신경이 아닌) 조직으로 최대 에너지 전달이 달성되는 것을 보장하고, 어플리케이션의 방사 구획으로부터 전달되는 에너지가 잘 정량화될 수 있는 것을 보장하기 위해 사용될 수 있는데, 즉 전달 케이블 및 어플리케이션의 삽입 손실을 고려하여, 가열 효과의 결과 조직(즉, 콜라겐)의 임피던스가 변하는 경우에도 표적 조직으로 100J의 에너지를 전달하기 위해 10초 동안 10W의 사용자 요구량이 높은 신뢰도로 달성될 수 있는 것을 보장하기 위해 사용될 수 있다.
- [0064] 도 3은 일 실시형태에 따른 장치의 생성기의 구성 요소의 개략도를 도시한다. 전력원(228)은 안정적인 (예를 들어, 고정된) 마이크로파 주파수를 갖는 마이크로파 신호를 출력한다. 전력원(228)으로부터의 출력은 가변 감쇠기(230)에 입력되고, 가변 감쇠기는 제어기(도시되지 않음)로부터의 제어 신호(C₉)에 기초하여 출력의 크기를 제어한다. 가변 감쇠기(230)로부터의 출력은 스위치 유닛(232)에 입력되고, 스위치 유닛은 제어기로부터의 제어 신호(C₁₀)에 기초하여 출력을 변조한다. 실제로, 유닛(230 및 232)은 디바이스가 변조기로서 동작하거나 장치가 펄스 모드에서 동작할 수 있을 만큼 충분히 빠른 응답 시간(새로운 디지털 입력 신호를 수신할 때 신호 감쇠를 변경하는 시간)을 갖는 가변 감쇠기를 사용하여 하나의 단일 유닛으로 결합될 수 있는데, 즉 감쇠기의 응답 시간은 100ns이고 장치가 펄스 모드로 동작해야 하는 경우, 여기서 펄스 폭이 5ms인 것이 요구되고 펄스 간 오프 시간이 20ms인 경우, 이 디바이스는 두 가지 목적을 위해 매우 쉽게 사용될 수 있다. 스위치 유닛(232)의 출력

은 전력 증폭기(234)에 의해 수신되며, 전력 증폭기는 치료 구역에서 신경 조직이 검출되지 않을 때 유용한 치료 인대 강화 효과를 생성하기에 적합한 전력 레벨로 마이크로파 신호를 증폭시킨다. 전력 증폭기(234)로부터의 출력은 서클레이터(236)의 제1 포트에 입력된다. 서클레이터(236)는 탐침으로부터 되 진행되는 반사된 신호로부터 증폭기를 격리시킨다. 서클레이터의 제2 포트에서 되 수신된 임의의 반사 신호는 제3 포트로부터 전력 덤프 부하(238)로 보내진다.

[0065] 증폭기로부터의 순방향 신호는 순방향 지향성 신호의 일부를 검출기(242)에 결합시키는 순방향 지향성 커플러(240)에 연결된 서클레이터의 제2 포트로부터 출력된다. 검출기(242)의 출력은 제어기에 연결된다. 순방향 지향성 커플러(240)의 출력은 임의의 반사된 신호의 일부를 검출기(246)에 결합시키는 역방향 지향성 커플러(244)에 입력된다. 검출기(246)의 출력은 제어기에 연결된다. 역방향 지향성 커플러(244)의 출력은 조절 가능한 임피던스를 갖는 마이크로파 임피던스 조절기(248)에 입력된다. 임피던스 조절기(248)의 출력은 순방향 및 역방향 지향성 커플러(240, 244)와 유사한 방식으로 순방향 및 반사된 신호의 일부를 검출기(254, 256)에 각각 결합시키기 위해 순방향 지향성 커플러(250) 및 역방향 지향성 커플러(252)에 입력된다. 검출기(254, 256)의 출력은 제어기에 연결된다. 본 발명은 다이오드 검출기를 사용하는 것으로 제한되지 않고, 즉 로그 크기 검출기, 호모다인 위상 및 크기 검출기, 헤테로다인 위상 및 크기 검출기, 또는 배타적 OR 게이트(XOR) 위상 검출기가 242, 246, 254 및 256을 구현하는데 사용될 수 있다. 위상 정보 및 크기 정보를 추출하는 능력은 마이크로파 튜닝 네트워크를 정확하게 동적으로 조절하고, 더 큰 제어 레벨을 제공하며, 신경 손상을 효과적으로 방지하고, 매칭될 수 있는 접근 가능한 임피던스의 관점에서 매칭 장치의 성능을 향상시킬 수 있다는 면에서 유리하지만, 본 발명은 장치를 제어하기 위해 위상 정보뿐만 아니라 크기 정보를 추출하는 필요성으로 제한되는 것은 아니다. 생성기의 측정 정보는 예를 들어 위상 정보만을 측정함으로써 이루어질 수 있다.

[0066] 제어기는 다이오드 검출기(또는 다른 유형의 검출기)(242, 246, 254, 256)로부터의 출력을 사용하여 부하(예를 들어 인대 조직)로 전달되는 전력량을 결정하고/하거나 임피던스 조절기(248)의 임피던스를 제어하는 수단으로서 반사 전력을 최소화하고, 생성기에 의해 생성된 에너지를 조직 부하의 변하는 임피던스에 매칭시켜, 가열을 통해 유전 특성이 변함에 따라 인대 조직으로 에너지 전달 효율을 최적화하고, 에너지가 생성기로 복귀하고 표적 인대 (비-신경) 조직으로 에너지 전달량을 정확히 정량화하는 것으로 인해 성분 가열을 최소화한다는 면에서 최적의 장치 성능을 제공할 수 있다.

[0067] 도 3의 임피던스 조절기(248)는 생성기에 병렬로 연결된 3개의 PIN 다이오드 스위치(258)를 포함한다. 각각의 PIN 다이오드 스위치(258)는 그 상태를 제어하기 위해 독립적인 DC 또는 비교적 낮은 주파수, 즉 최대 10kHz의 전압 제어 신호(C_{11} 내지 C_{13})(제어기에 의해 생성됨)를 갖는다. PIN 다이오드 스위치는 각각의 병렬 커패시턴스(260)(전송 라인의 구획, 즉 마이크로스트립 또는 동축으로 형성될 수 있음)를 생성기로 스위칭하도록 동작한다. 병렬 요소들 사이에 연결된 직렬 인덕터(262)(전송 라인의 구획일 수도 있음)가 도시되어 있다. 병렬 커패시턴스와 직렬 인덕턴스의 조합은 튜닝 네트워크 또는 필터를 형성하고, 커패시턴스 또는 인덕턴스의 전체 값을 형성하는 개별 요소를 스위칭할 수 있는 능력을 통해 네트워크가 가변 튜닝 필터로 작동할 수 있다. 튜닝 범위를 증가시키기 위해, 네트워크 내의 요소의 수가 증가될 수 있다. 튜닝 커패시턴스의 전체 값을 구성하는 병렬 커패시턴스의 고정된 값은 가능한 큰 변동 범위를 제공하기 위해 가중, 즉 이진 가중될 수 있다. 임피던스 조절기/튜닝 네트워크를 형성하는 인덕터 및 커패시터의 위치는 서로 바뀔 수 있는데, 즉 인덕터는 병렬로 연결되고 커패시터는 직렬로 연결될 수 있다. 네트워크에서 사용되는 커패시턴스 및 인덕턴스의 값은 병렬 요소들 사이 및/또는 튜닝 요소에 걸쳐 병렬로 연결된 스위치와 전송 라인 사이에 가변 길이의 전송 라인을 삽입함으로써 실현될 수 있는데, 즉 유도 파장의 1/8과 같은 물리적 길이의 전송 라인의 길이는 전송 라인의 특성 임피던스와 동일한 값의 유도 리액터를 생성할 수 있다.

[0068] 임피던스 조절기(248)는 다른 방식으로 구현될 수 있다. 도 4는 복수의 제1 버랙터 다이오드(또는 전력 PIN 다이오드)(264)가 생성기에 직렬로 연결되고 복수의 제2 버랙터 다이오드(또는 전력 PIN 다이오드)(266)가 생성기와 병렬로 연결된 대안적인 배열을 도시한다. 제어 가능한 DC 바이어스 신호(C_{14} 내지 C_{19})는 공핍 영역의 길이를 수정하여 커패시턴스를 가변시키기 위해 각 버랙터 다이오드(264, 266) 양단의 전압을 제어하기 위해 인가될 수 있다. 차단 인덕터(268)는 마이크로파 에너지가 DC 소스로 되 돌아가는 것을 방지한다. 이들 인덕터는 마이크로스트립, 즉 인쇄된 인덕터 또는 작은 와이어 코일로 실현될 수 있다. 이러한 방식으로 직렬 버랙터 다이오드는 최대 $\lambda/2$ 만큼 변할 수 있는 전기적 길이를 갖는 전송 라인의 일부로서 작용하고, 여기서 λ 는 마이크로파 에너지의 파장이다. 병렬 버랙터 다이오드는 최대 $\lambda/4$ 만큼 변할 수 있는 전기적 길이를 갖는 스텝으로서 작용할 수 있다. DC 차단 커패시터(270)는 튜닝 네트워크와 탐침 사이에 연결되어 DC 또는 저주파 AC 전류가 환자에게 전

달되는 것을 방지하는데, 즉 이 차단 커패시터는 DC 환자 격리 장벽을 제공한다.

- [0069] 도 5는 마이크로스트립 스테르브를 사용하여 구현된 임피던스 조절기의 다른 대안적인 배열을 도시한다. 이 예에서, 길이가 다른 3개의 마이크로스트립 스테르브(272)가 생성기의 마이크로스트립 라인에 연결된다. 각각의 스테르브(272)는 DC 신호(C_{20} 내지 C_{22})의 제어 하에 PIN 다이오드(또는 전자 기계식) 스위치(274)를 사용하여 단락 회로(스위치 접점 또는 접합부가 폐쇄됨)와 개방 회로(스위치 또는 채널이 개방됨) 간에 독립적으로 스위칭될 수 있다. 스테르브(272)를 형성하는 전송 라인은 리액턴스(용량성 또는 유도성) 또는 임피던스의 범위를 나타내는 길이로 설정될 수 있다. 도 5에 도시된 배열은 8개, 즉 2^3 개의 상이한 튜닝 위치를 선택할 수 있게 한다. 도 3의 예에서와 같이, 인덕터(276)는 병렬 스테르브들 사이에 직렬로 연결된 것으로 도시되어 있다. 이들 인덕터는 여기서 전송 라인의 특성 임피던스를 형성하는 라인보다 더 좁은 유전체 물질 상에 라인을 인쇄함으로써 마이크로스트립 라인으로 실현된 얇은 전송 라인으로 도시되어 있다. 라인의 폭/직경 및/또는 길이는 동작 주파수에서 필요한 인덕턴스의 인덕터가 실현될 수 있게 하는 다른 전송 라인 구성이 또한 사용될 수 있다. 이 구성은 인덕터(276)를 사용하는 것으로 제한되지 않는데, 즉 마이크로스트립 라인의 폭은 튜닝 인덕턴스가 아니라 튜닝 커패시터를 생성하기 위해 전송 라인의 특성 임피던스와 동일한 임피던스를 갖는 라인을 형성하는데 요구되는 것보다 더 크게 증가될 수 있다.
- [0070] 다른 예에서, 스테르브를 형성하는 전송 라인 스테르브 또는 도파로(직사각형 또는 원통형) 구획이 마이크로스트립 스테르브 대신에 사용될 수 있고, 동축 트롬본(coaxial trombone) 구조물이 위상을 변화시키기 위해 구현될 수 있다.
- [0071] 도 6은 전기 수술 장치의 동작을 분석하는데 사용될 수 있는 생성기용 분산 회로(302)를 도시한다.
- [0072] 도 6에 도시된 생성기의 분석은 분산된 임피던스 네트워크에 기초하고, 여기서 각 요소는 복소 임피던스로 표현된다. 마이크로파 생성기(318)는 생성기(320)의 임피던스에 직렬로 연결된 것으로 도시되고 공칭 50Ω 이다. 소스 임피던스는 4개의 직렬 연결된 고정 임피던스($322, 324, 326, 328$) 및 전술한 직렬 임피던스의 원위 단부와 근위 단부 사이에 연결된 3개의 병렬 연결된 가변 임피던스($330, 332, 334$)로 구성된 분산 요소 마이크로파 튜너(microwave tuner)에 연결된다. 튜닝 네트워크의 출력은 50Ω 의 공칭 임피던스(336)를 갖는 동축 케이블 조립체에 연결된다.
- [0073] 도 6에 도시되고 임피던스 값의 범위와 가변/고정 라인 길이로 표시되는 분산 요소 마이크로파 튜닝 장치로부터 튜닝 네트워크 내의 가변 요소($330, 332, 334$)는 (임피던스(336)를 갖는) 동축 케이블 조립체 및 (임피던스(338)를 갖는) 안테나가 임피던스 튜너의 출력 포트와 안테나와 접촉하는 조직 사이에 연결된 경우 소스 임피던스(320)를 조직 임피던스(340)에 매칭시켜야 한다.
- [0074] 도 7은 본 발명의 제3 실시형태에 따른 전기 수술 장치(400)의 전체 장치도를 도시한다. 이 실시형태에서, 생성기는 마이크로파 전력원(402), 치료 채널, 및 치료 채널과는 별개의 측정 채널을 갖는다.
- [0075] 치료 채널은 제어 신호(V_{10})를 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 가변 감쇠기(404), 및 제어 신호(V_{11})를 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 신호 변조기(408)를 포함하는 전력 제어 모듈, 및 탐침(420)으로부터 전달하기 위해 치료에 적합한 전력 레벨의 순방향 마이크로파 EM 복사선을 발생시키기 위해 구동 증폭기(410) 및 전력 증폭기(412)를 포함하는 증폭기 모듈을 포함한다. 증폭기 모듈 이후에, 치료 채널은 소스로부터 제1 포트와 제2 포트 사이의 경로를 따라 탐침으로 마이크로파 EM 에너지를 전달하도록 연결된 서클레이터(416), 이 서클레이터(416)의 제1 포트에 있는 순방향 커플러(414), 및 이 서클레이터(416)의 제3 포트에 있는 반사 커플러(418)를 포함하는 마이크로파 신호 결합 모듈(마이크로파 신호 검출기의 일부)로 계속된다. 반사 커플러를 통과한 후, 제3 포트로부터의 마이크로파 EM 에너지는 전력 덤프 부하(422)에 흡수된다. 마이크로파 신호 결합 모듈은 또한 순방향 결합 신호 또는 반사 결합 신호를 검출을 위해 헤테로다인 수신기에 연결하기 위해 제어 신호(V_{12})를 통해 제어기(406)에 의해 동작되는 스위치(415)를 포함한다.
- [0076] 이 실시형태에서 측정 채널을 생성하기 위해, 전력 분할기(424)(예를 들어 $3dB$ 전력 분할기)가 소스(402)로부터 2개의 분기(branch)로 신호를 분할하는데 사용된다. 대안적인 실시형태에서, 전력 분할기(424)는 생략될 수 있고 별도의 소스가 측정 채널에 사용될 수 있다. 전력 분할기(424)로부터의 하나의 분기는 치료 채널을 형성하고, 그 위에 연결된 위에서 설명된 구성 요소를 갖는다. 다른 분기는 측정 채널을 형성한다. 측정 채널은 치료 채널의 증폭기(들)를 우회하여, 예를 들어, 치료 구역에 상당한 가열 영향을 미치지 않고, 치료 구역에서 조직의 유형을 검출하기 위해 측정 모드에서 사용하기에 적합한 저전력 신호, 예를 들어, $10mW$ CW 전력 신호를

탐침으로부터 전달하도록 배열된다. 이 실시형태에서, 제어 신호(V_{13})를 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 1차 채널 선택 스위치(426)는 탐침으로 전달하기 위해 치료 채널 또는 측정 채널로부터 신호를 선택하도록 동작 가능하다. 예를 들어, 제어기(406)는, 측정 모드에서 치료 구역에 신경 조직이 없는 것으로 결정될 때, 스위치(426)가 인대 강화를 수행하기 위해 고전력 출력을 전달하기 위해 치료 채널로 스위칭할 수 있게 할 수 있다.

[0077] 이 실시형태에서 측정 채널은, 물질에 관한 정보, 예를 들어 탐침의 원위 단부에 존재하는 생물학적 조직의 유형(인대 또는 신경)을 생성할 수 있는, 탐침으로부터 반사된 전력의 위상 및 크기를 검출하도록 배열된 구성 요소를 포함한다. 측정 채널은 제1 포트와 제2 포트 사이의 경로를 따라 소스(402)로부터 탐침으로 마이크로파 EM 에너지를 전달하도록 연결된 서큘레이터(428)를 포함한다. 탐침으로부터 복귀된 반사된 신호는 서큘레이터(428)의 제3 포트에 보내진다. 서큘레이터(428)는 정확한 측정을 수행하기 위해 순방향 신호와 반사된 신호 사이의 격리를 제공하는데 사용된다. 그러나 서큘레이터가 제1 포트와 제3 포트를 완전히 격리하지 않아, 즉 일부 순방향 신호가 제3 포트에 침입하여 반사된 신호와 간섭할 수 있어서, (순방향 커플러(430)로부터) 순방향 신호의 일부를 (주입 커플러(432)를 통해) 제3 포트로부터 나오는 신호로 되 주입하는 반송파 소거 회로가 사용된다. 반송파 소거 회로는 주입된 부분이 침입한 신호를 소거하기 위해 제1 포트로부터 제3 포트에 침입하는 신호와 위상이 180° 어긋나는 것을 보장하기 위해 위상 조절기(434)를 포함한다. 반송파 소거 회로는 또한 주입된 부분의 크기가 침입 신호와 같은 것을 보장하기 위해 신호 감쇠기(436)를 포함한다.

[0078] 순방향 신호에서의 드리프트를 보상하기 위해, 순방향 커플러(438)가 측정 채널에 제공된다. 순방향 커플러(438)의 결합된 출력 및 서큘레이터(428)의 제3 포트로부터의 반사된 신호는 스위치(440)의 각각의 입력 단자에 연결되고, 이 스위치는 제어 신호(V_{14})를 통해 제어기(406)에 의해 동작되어, 결합된 순방향 신호 또는 반사된 신호를 검출을 위해 헤테로다인 수신기에 연결한다.

[0079] 스위치(440)의 출력(즉, 측정 채널로부터의 출력) 및 스위치(415)의 출력(즉, 치료 채널로부터의 출력)은 2차 채널 선택 스위치(442)의 각각의 입력 단자에 연결되고, 이 2차 채널 선택 스위치는, 측정 채널이 탐침에 에너지를 공급할 때 측정 채널의 출력이 헤테로다인 수신기에 연결되는 것을 보장하고, 치료 채널이 탐침에 에너지를 공급할 때 치료 채널의 출력이 헤테로다인 수신기에 연결되는 것을 보장하기 위해 1차 채널 선택 스위치와 함께 제어 신호(V_{15})를 통해 제어기(406)에 의해 동작 가능하다.

[0080] 헤테로다인 수신기는 2차 채널 선택 스위치(442)에 의해 출력된 신호로부터 위상 및 크기 정보를 추출하는데 사용된다. 도 7에 도시된 실시형태에서, 단일 헤테로다인 수신기가 사용된다. 신호가 제어기에 들어가기 전에 소스 주파수를 두 번 다운 혼합하기 위해 이중 헤테로다인 수신기(2개의 국부 발진기와 믹서를 포함함)가 필요할 경우 사용될 수 있다. 헤테로다인 수신기는 국부 발진기(444), 및 2차 채널 선택 스위치(442)에 의해 출력된 신호를 다운 혼합하기 위한 믹서(448)를 포함한다. 국부 발진기 신호의 주파수는 믹서(448)로부터의 출력이 제어기(406)에서 수신하기에 적합한 중간 주파수에 있도록 선택된다. 대역 통과 필터(446, 450)는 고주파수 마이크로파 신호로부터 국부 발진기(444) 및 제어기(406)를 보호하기 위해 제공된다.

[0081] 제어기(406)는 헤테로다인 수신기의 출력을 수신하고, 이 출력으로부터 치료 및/또는 측정 채널에서 순방향 및/또는 반사된 신호의 위상 및 크기를 나타내는 정보를 결정한다(예를 들어, 추출한다). 이 정보는 예를 들어 치료 구역에서 검출된 인대 조직의 유형에 따라 치료 채널에서 고전력 마이크로파 EM 복사선의 전달을 제어하는데 사용될 수 있다. 일 실시형태에서, 제어기는, 순방향 및 반사된 신호로부터 결정된, 치료 구역의 물질의 유전 특성이 신경 조직을 포함하지 않는 치료 구역을 나타낼 때 고전력 마이크로파 EM 복사선을 전달하도록 장치를 스위칭한다. 위에서 논의된 바와 같이, 이러한 결정은 기준 데이터를 사용하여 이루어질 수 있다. 상기 실시형태에서 또한 논의된 바와 같이, 사용자는 또한 사용자 인터페이스(452)를 통해 제어기(406)와 상호 작용할 수 있다.

[0082] 도 8은 도 7의 제3 실시형태에 도시된 장치를 약간 변형한 전기 수술 장치(500)의 전체 장치도를 도시한다. 도 7과 도 8 간에 공통인 구성 요소에는 동일한 참조 부호가 부여되고 다시 설명되지 않는다.

[0083] 치료 채널에서 임피던스 조절기(502)는 증폭기 모듈과 탐침 사이에 연결된다. 임피던스 조절기(502)는 제어 신호(V_{17})를 통해 제어기(406)에 의해 제어된다. 서큘레이터(504)는 반사된 신호로부터 전력 증폭기(412)를 보호하기 위해 증폭기 모듈과 임피던스 조절기(502) 사이의 아이솔레이터(isolator)로서 작용한다. 전력 증폭기(412)와 서큘레이터(504) 사이에 연결된 순방향 커플러(506)는 전력 증폭기 모니터링 신호를 아웃 커플링한다. 순방향 커플러(508) 및 반사 커플러(510)는 서큘레이터(504)와 임피던스 조절기(502) 사이에 연결되어 임피던스 조절기(502) 전의 생성기에 순방향 및 반사된 전력 신호에 관한 정보를 제공한다. 순방향 커플러(512) 및 반사 커플러(514)는 서큘레이터(504)와 임피던스 조절기(502) 사이에 연결되어 임피던스 조절기(502) 후의 생성기에 순방향 및 반사된 전력 신호에 관한 정보를 제공한다.

플러(514)는 임피던스 조절기(502) 후의 생성기에 순방향 및 반사된 전력 신호에 관한 정보를 제공하기 위해 임피던스 조절기(502)와 탐침(420) 사이에 연결된다. 이와 함께, 커플러(508, 510, 512, 514)는 제어기(406)가 탐침으로부터 전달되는 전력 및 임피던스 조절기(502)에서의 전력 손실을 결정할 수 있게 하는 정보를 추출할 수 있다. 후자는 선택적인 것이어서, 한 쌍의 커플러(512, 514)만이 필요할 수 있다. 제어 신호(V_{12})를 통해 제어기(406)에 의해 동작 가능한 신호 선택 스위치(516)는 커플러(506, 508, 510, 512, 514)의 출력 중 하나의 출력을 헤테로다인 수신기에 연결하고, 여기서 출력은 제어기(406)로 보내져 마이크로파 신호 정보를 제공한다.

[0084] 이용 가능한 위상 및 크기 정보는 치료 채널로부터 에너지 전달 효율을 최대화하기 위해 임피던스 조절기(502) 내에 포함된 가변 요소를 제어하는데 사용될 수 있다.

[0085] 탐침 구조물

[0086] 위에서 논의된 장치와 함께 사용하기에 적합한 탐침 구조물이 이제 도 9 내지 도 16을 참조하여 설명된다. 일반적인 탐침 구조물(600)이 도 9에 도시되어 있다. 탐침은 표적 부위에 위치될 수 있는 마이크로파 케이블(예를 들어, 동축 케이블)을 포함하는 (예를 들어, 루멘(lumen)을 통한 운반되는) 가요성 샤프트(602)를 포함한다. 가요성 샤프트(602)의 원위 단부에는 어플리케이션이터(604)가 있고 이 어플리케이션이터는 케이블로부터 마이크로파 전자기(EM) 에너지를 수신하고 이 에너지를 표적 부위의 조직으로 전달하도록 연결된 에너지 전달 구조물을 갖는다. 에너지 전달 구조물에 대한 예시적인 구성이 아래에서 논의된다. 에너지는 예를 들어 어플리케이션이터를 적절히 배향하는 것을 통해 치료될 조직 영역을 조작자가 제어할 수 있도록 지향성으로 전달될 수 있다. 가요성 샤프트(602)의 근위 단부는 전술한 바와 같이 마이크로파 EM 에너지를 공급 및 제어하는 생성기(도 9에 도시되지 않음)에 연결될 수 있다.

[0087] 2개의 사용 시나리오가 고려된다. 탐침이 개방 또는 일반 수술에 사용되는 경우, 하나 이상의 가이드 와이어(도 10에 도시되지 않음)가 샤프트(602)의 루멘을 통해 전달될 수 있다. 어플리케이션이터(604)는 가이드 와이어를 조작함으로써 이동될 수 있는 가요성 팁을 포함할 수 있다. 탐침이 예를 들어 전방 십자 인대 수술 또는 아킬레스건 재건에서 내시경으로 수술용 관찰 디바이스와 함께 사용되는 경우, 어플리케이션이터(604) 및 가요성 샤프트(602)는 관찰 디바이스의 기기 채널을 통해 삽입될 수 있다. 이 예에서, 내시경을 조작함으로써 탐침의 움직임(예를 들어, 조향)이 제어될 수 있다.

[0088] 도 10A 및 도 10B는 제1 예시적인 탐침(610)을 도시한다. 탐침(610)은 샤프트(612)의 원위 단부에 장착된 에너지 전달 구조물을 포함한다. 이 예에서, 에너지 전달 구조물은 (예를 들어 실질적으로 포물선 형상으로) 만곡된 원위 에지를 갖는 유전체 물질(예를 들어, 세라믹 등)의 평면 몸체(614)를 포함한다. 평면 몸체(614)의 상부 표면은 일측에 형성된 (예를 들어, 증착된) 제1 전도성 물질(618)을 갖는다. 전도성 물질은 금속, 예를 들어 금 또는 스테인리스 스틸일 수 있다. 유사하게, 제2 전도성 물질(620)이 평면 몸체(614)의 하부 표면에 형성될 수 있다. 바닥 표면 위에는 보호 외피(622)가 장착되어 있다. 보호 외피(622)는 유전체 물질로 제조되고, 평면 몸체(614)의 에지까지 점차적으로 테이퍼진다.

[0089] 도 10B의 측면면도에 도시된 바와 같이, 동축 케이블은 샤프트(612) 내에서 운반된다. 동축 케이블은 내부 전도체(613), 외부 전도체(617) 및 유전체 물질(615)을 포함한다. 내부 전도체(613)는 유전체 물질(615)의 원위 단부를 넘어 원 위 방향으로 연장되어 제1 전도성 물질(618)과 전기적으로 접촉한다. 외부 전도체(617)는 전도성 링크(619)에 의해 제2 전도성 물질(620)에 전기적으로 연결된다. 이러한 방식으로, 제1 전도성 물질(618) 및 제2 전도성 물질(620)은 에너지 전달 구조물을 형성한다. 마이크로파 에너지가 탐침으로 전달될 때, 마이크로파 에너지는 전도성 물질(618)로 덮인 몸체(614) 측으로부터 방사된다.

[0090] 테이퍼링 차폐 커버(616)는 내부 전도체(613)와 제1 전도성 물질 사이의 연결부 상에 장착되어 접합부를 보호한다.

[0091] 몸체(614)의 상부 표면의 일부에만 전도성 코팅을 제공하면 탐침(610)이 에너지를 방사하는 방식으로 지향성을 제공할 수 있다.

[0092] 도 11은 제2 예시적인 탐침(624)을 도시한다. 도 10A 및 도 10B와 공통인 구성 요소에는 동일한 참조 부호가 부여되고 다시 설명되지 않는다. 이 예에서, 어플리케이션이터는 샤프트(612)의 원위 단부에 유전체 캡(628)을 장착함으로써 형성된 간단한 마이크로파 안테나를 포함한다. 동축 케이블의 내부 전도체(613)는 동축 케이블의 나머지 부분을 넘어 유전체 캡으로 돌출시켜 안테나를 형성하는 원위 부분(626)을 포함한다. 유전체 캡(628)의 유전 특성은 원하는 전계 형태를 제공하도록 선택된다. 탐침(624)은 유전체 캡(628)의 원위 단부를 넘어 연장되는 후크 요소(630)를 추가로 포함한다. 후크(630)는 마이크로파 에너지가 인가되기 전에 표적 조직을 파지하는데 사용될

수 있다. 후크(630)는 예를 들어 적절한 가이드 로드(guide rod)(미도시)를 조작하는 것에 의해 후퇴될 수 있다.

[0093] 도 12A 및 도 12B는 제3 예시적인 탐침(632)을 도시한다. 도 10A 및 도 10B와 공통인 구성 요소에는 동일한 참조 부호가 부여되고 다시 설명되지 않는다. 탐침(632)에 의해 사용되는 에너지 전달 구조물은 "누설 급전기"형 전송 라인이며, 여기서 슬롯은 에너지가 빠져 나갈 수 있도록 접지면에 형성된다. 이 예에서, 에너지 전달 구조물은 양측에서 금속화되는 가요성 유전체 시트(642)를 포함한다. 외부 금속화 층은 샤프트(612)를 통해 전달되는 동축 케이블(634)의 외부 전도체에 연결된다. 내부 금속화 층은 동축 케이블(634)의 내부 전도체에 연결된다. 도 12B에 도시된 바와 같이, 복수의 슬롯(644)은 외부 금속화 층에 형성되어 진행과 슬롯형 안테나를 형성한다. 슬롯의 크기 및 위치는 가요성 유전체 시트(642)의 특성 및 알려진 방식으로 마이크로파 에너지의 주파수에 기초하여 선택된다. 이 예에서, 탐침(632)은 가요성 유전체 시트가 표적 부위에서 조직으로 확장하고 조직에 순응하도록 (예를 들어, 둘러싸도록) 추가로 구성된다. 이것은 가요성 시트를 프레임(640) 내에 장착하고 프레임(640)과 가요성 시트(642) 사이에 팽창 가능 체적부(638)를 제공함으로써 수행된다. 팽창 가능 체적부(638)(풍선이거나 또는 유사한 것일 수 있음)는 팽창 매체(예를 들어 적절한 불활성 또는 생체 적합성 기체 또는 액체)와 유체 연통되어 제어 가능한 팽창을 허용할 수 있다. 이를 위해 유체 공급 도관(636)이 샤프트(612)를 통해 운반될 수 있다. 팽창 가능 체적부는 팽창될 때 가요성 시트(642)가 원하는 형상을 나타내도록 배열된 미리 결정된 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, 가요성 시트가 표적 부위의 조직에 오목한 표면을 제공하는 것이 바람직할 수 있다.

[0094] 도 13은 제4 예시적인 탐침(646)을 도시한다. 도 10A 및 도 10B와 공통인 구성 요소에는 동일한 참조 부호가 부여되고 다시 설명되지 않는다. 탐침(646)의 어플리케이션터는 한 쌍의 죠(jaw)(650)에 의해 형성된 파지기(grasper) 형태이다. 죠(650)는 치료될 조직을 수용하기 위해 이들 사이의 공간을 한정하기 위해 대향하여 배치된다. 하나 또는 두 개의 죠(650)는 공간에 존재하는 조직과 접촉하기 위해 그 위에 에너지 전달 구조물(652)이 장착될 수 있다. 죠(650)는 공간을 개방 및 폐쇄하도록 조절 가능할 수 있다. 이 실시형태에서, 공간을 나타내는 정보 또는 공간 내 온도를 검출하도록 배열된 트랜스듀서(648)가 또한 존재한다. 트랜스듀서(648)는 열전대 등일 수 있다. 본 명세서에서 논의된 임의의 다른 탐침 구조물에는 유사한 트랜스듀서가 제공될 수 있다. 다른 예에서, 치료 부위를 모니터링하기 위해 이미징 요소(예를 들어, 렌즈를 갖는 광섬유 번들)가 트랜스듀서와 함께 또는 트랜스듀서 대신에 사용될 수 있다.

[0095] 도 14A 및 도 14B는 제5 예시적인 탐침(654)을 도시한다. 도 10A 및 도 10B와 공통인 구성 요소에는 동일한 참조 부호가 부여되고 다시 설명되지 않는다. 이 예에서, 어플리케이션터는 조절 가능한 형상을 갖는 와이어 구조물(656)을 포함한다. 도 14B에 개략적으로 도시된 바와 같이, 와이어 구조물(656)은 예를 들어 치료될 조직을 둘러싸도록 사용 시 나선형 형상을 채용하도록 구성될 수 있다. 조직과 접촉하는 지점에서 와이어 구조물로부터 에너지가 전달될 수 있다. 와이어 구조물(656)은 도 14A에 도시된 바와 같이 나선형 구성으로부터 더 직선인 구성으로 탄성 변형될 수 있다. 와이어 구조물의 변형은 샤프트(612)를 통해 연장되는 하나 이상의 가이드 로드를 조작함으로써 수행될 수 있다. 어플리케이션터는 와이어 구조물(656)이 더 직선인 구성을 갖게 표적 부위에 위치될 수 있으며, 여기서 치료될 조직을 둘러싸는 나선형 구성을 채택하는 것이 해제될 수 있다.

[0096] 도 15는 제6 예시적인 탐침(658)을 도시한다. 이 예에서, 어플리케이션터는 급전 케이블(660)의 원위 단부에 부착된 개방형 직사각형 도파로(662)이다. 개방형 도파로(662)에 의해 전달되는 전력은 전기장의 공급의 코사인으로서 도파로의 개구에 걸쳐 변한다. 전기장은 개구의 측면에서 0이고 중심에서 최대이다. 도파로(662)는 방사 개구의 크기를 감소시키기 위해 유전체 물질(664)로 채워질 수 있다. 크기 감소는 유전 상수(dielectric constant)의 제공근에 비례해서, 유전율이 25인 물질이 가이드를 채운 경우 크기 감소는 5이다. 다시 말해, 로딩되지 않은 긴 벽 길이가 25mm인 도파로 어플리케이션터는 로딩 물질의 비유전율이 25인 경우 로딩된 벽 길이가 5mm일 것이다. 짧은 벽이 10mm라면, 이것은 2mm로 감소될 것이고, 공기로 10mm×25mm인 구조물은 유전율이 25인 물질로 채워질 때 2mm×5mm 구조물이 된다. 이를 달성하기 위해 사용될 수 있는 물질은 ECCOSTOCK[®] HiK500F이다.

[0097] 도 16은 제7 예시적인 탐침(668)을 도시한다. 이 예에서, 어플리케이션터는 급전 케이블(670)의 원위 단부에 부착된 혼(horn) 안테나(672)이다. 혼 안테나(672)는 인대에 에너지를 집중하기 위해 예를 들어 18도의 집속 빔 폭을 생성하도록 구성될 수 있다. 다른 예에서, 안테나 어레이, 예를 들어 혼 또는 다른 구조물이 어플리케이션터에 제공될 수 있다. 이러한 예에서, 방출된 에너지의 지향성은 안테나의 특성 또는 각각의 안테나가 수신하는 신호를 제어함으로써 조절될 수 있다. 예를 들어, 어레이에서 각 안테나의 위상을 제어함으로써, 안테나에 의해 방

출된 빔은 한 지점으로 수렴하도록 배열될 수 있다.

[0098] 표적 부위의 온도를 정밀 제어하기 위해, 상기 논의된 임의의 탐침은 표면의 조직을 냉각시키도록 배열될 수 있다. 이것은 예를 들어 샤프트에 의해 전달되는 유체 공급 도관을 통해 냉각제를 치료 부위로 직접 전달하는 것에 의해 수행될 수 있다. 또는 탐침과 독립적으로, 예를 들어 치료 부위에 인접한 피부 표면을 통해 냉각이 적용될 수 있다. 표면을 냉각시키면 피부 및 다른 조직 구조물(예를 들어 근막)을 열 손상으로부터 보호할 수 있다. 마이크로파 에너지가 도입되기 전에, 예를 들어 주변 (비 표적) 조직의 온도를 낮추기 위해 냉각이 수행될 수 있다.

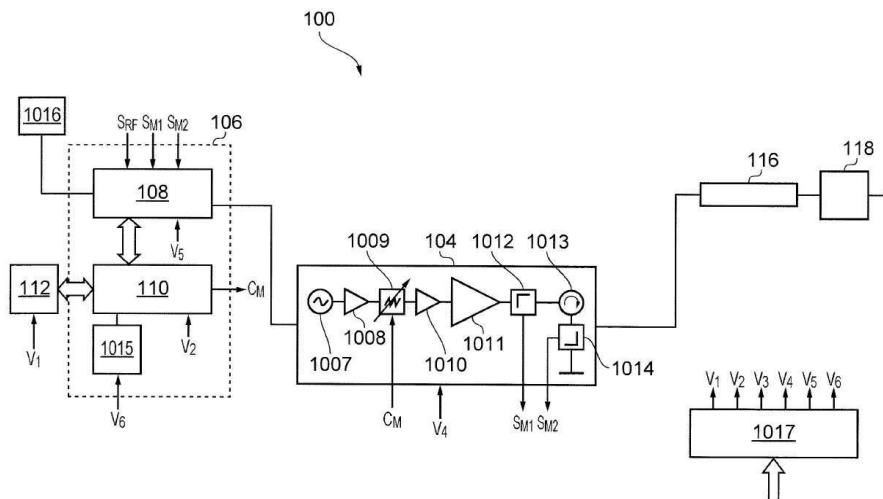
[0099] 기타 가능한 사용 분야

[0100] 상기 논의는 인대 강화 면에서 본 발명을 제시한다. 이와 관련하여, 본 발명은 특히 어깨, 무릎 및 발의 인대를 치료하는데 사용될 수 있다. 본 발명은 또한 예를 들어 아킬레스 건 등과 같은 힘줄을 강화 또는 치료하는데 사용될 수 있다.

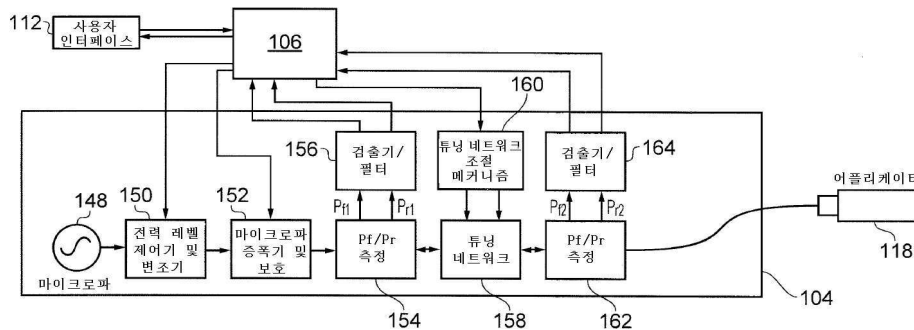
[0101] 본 발명은 다른 분야에도 적용될 수 있다. 예를 들어, 본 발명은 탈출된 자궁의 관리, 예를 들어 출산 후 신장된 근육 및 관련 구조물을 강화하는데 사용될 수 있다. 유사하게, 본 발명은 요실금을 돕기 위해 근육을 강화하거나 방광 주위에 협착을 생성하는데 사용될 수 있다.

도면

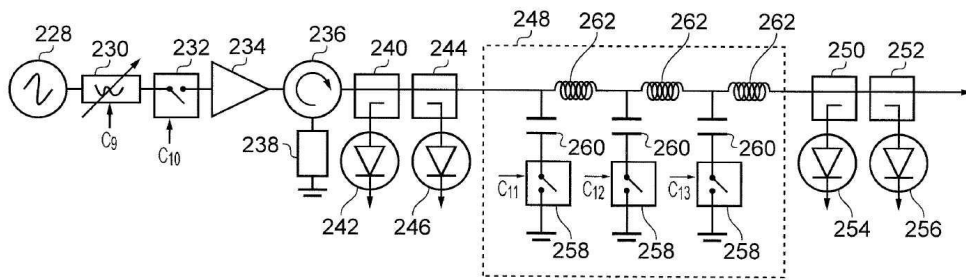
도면1



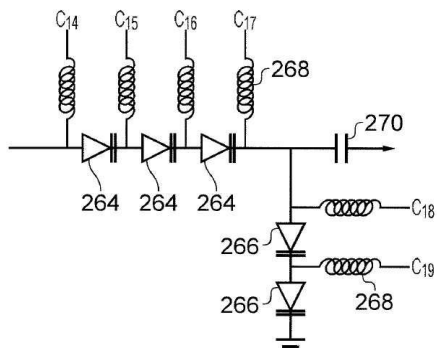
도면2



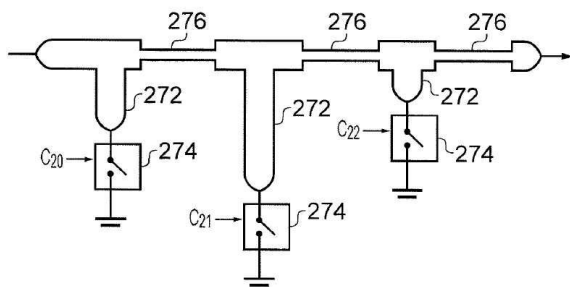
도면3



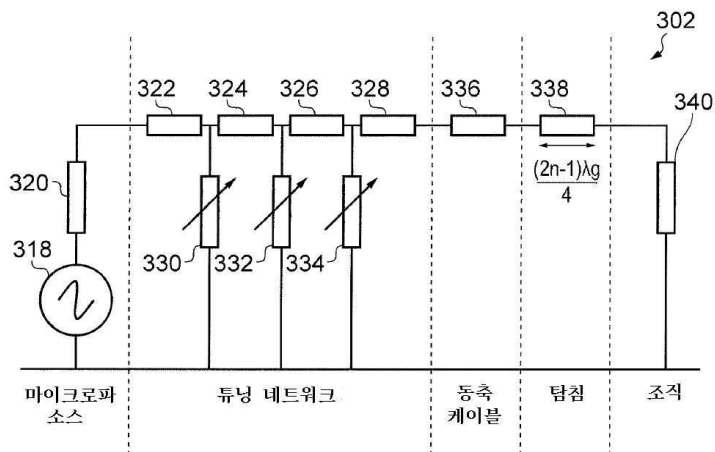
도면4



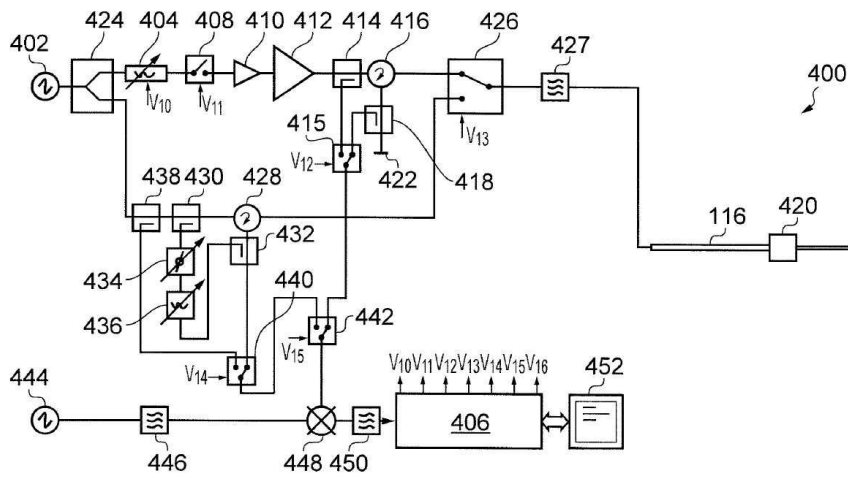
도면5



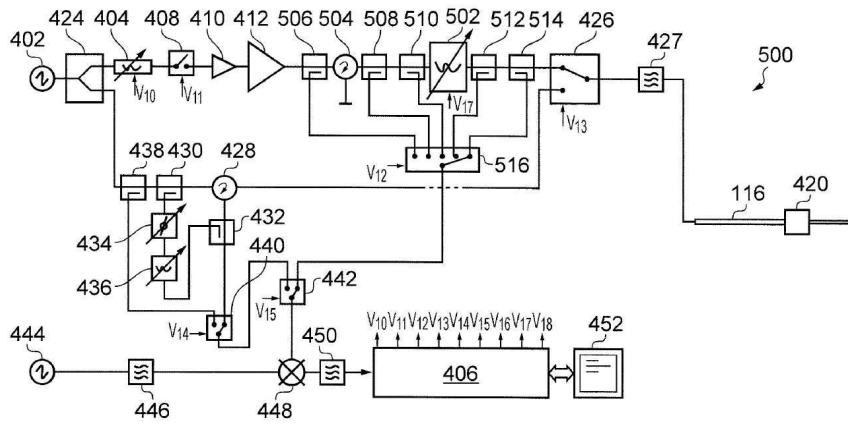
도면6



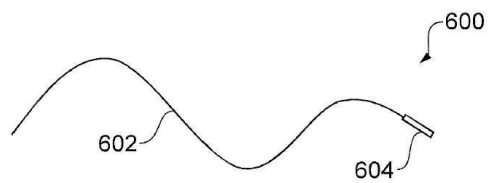
도면7



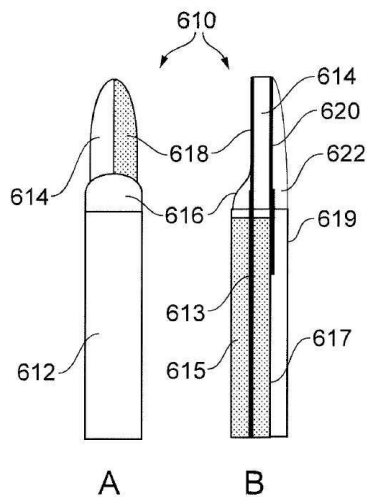
도면8



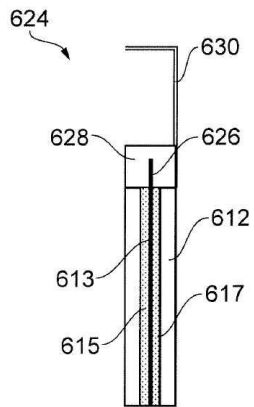
도면9



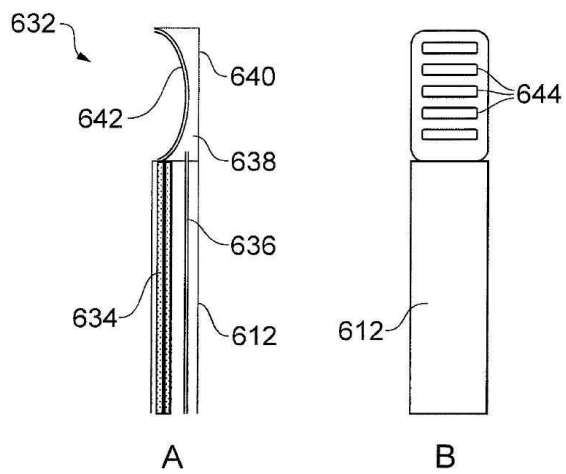
도면10



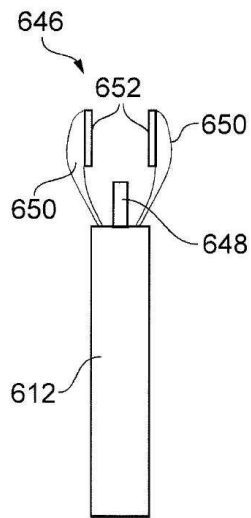
도면11



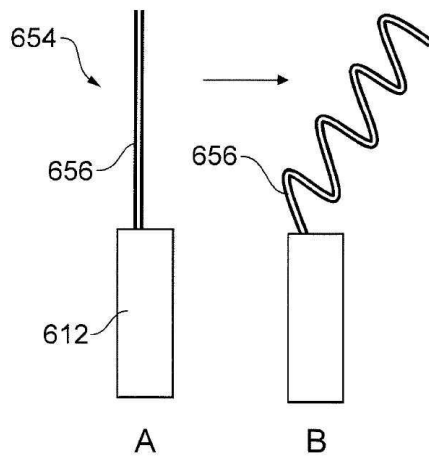
도면12



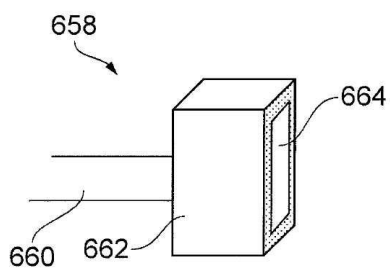
도면13



도면14



도면15



도면16

