



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0112251
(43) 공개일자 2022년08월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/18 (2006.01) A61B 18/00 (2022.01)
A61B 18/12 (2006.01) A61B 18/14 (2006.01)
A61N 7/02 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1815 (2013.01)
A61B 18/1445 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7018784
(22) 출원일자(국제) 2022년12월03일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년06월02일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2020/084490
(87) 국제공개번호 WO 2021/110847
국제공개일자 2021년06월10일
(30) 우선권주장
1917752.6 2019년12월05일 영국(GB)

(71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
영국 첵스토 몬머스셔 (웨일스) 엔피 16 5유에이치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2
(72) 발명자
헨콕 크리스토퍼 폴
영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리오 메디컬 리미티드
(74) 대리인
리앤목특허법인

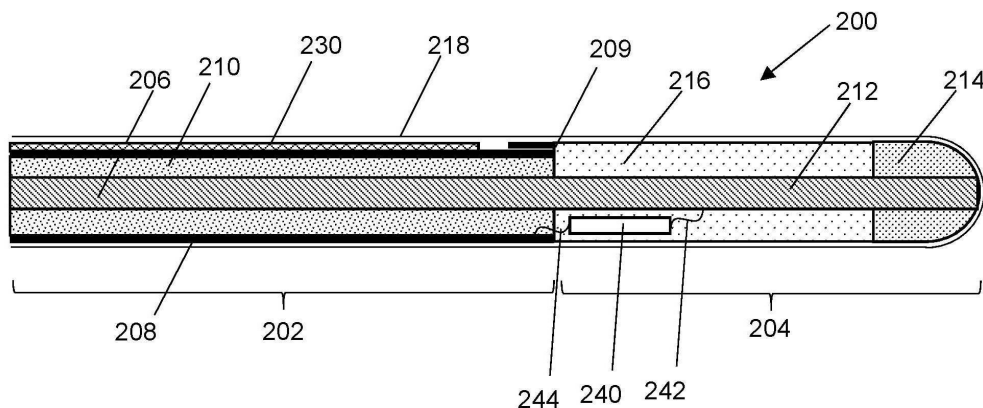
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 전기 수술용 기구, 발전기 및 장치

(57) 요약

다양한 실시예는 생체 조직을 치료하기 위한 전자기(EM) 에너지 및 초음파 진동을 전달하기 위한 전기 수술용 기구를 제공한다. 전기 수술용 기구는, 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 EM 에너지 및 전기 신호를 전달하도록 배치된 기구 샤프트; 기구 샤프트로부터 EM 에너지를 수신하고 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리로부터 EM 에너지를 전달하기 위해 기구 샤프트의 원위단에 배치된 원위단 어셈블리; 및 기구 샤프트로부터 전기 신호를 수신하고 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리 주위에 초음파 진동을 생성하도록 배치된 자기 변형 초음파 변환기를 포함한다. 다른 실시예는 전기 수술용 발전기, 및 그 기구 및 발전기를 포함하는 전기 수술용 장치를 제공한다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61N 7/02 (2013.01)

A61B 2018/00196 (2013.01)

A61B 2018/00577 (2013.01)

A61B 2018/00601 (2013.01)

A61B 2018/00607 (2013.01)

A61B 2018/00994 (2013.01)

A61B 2018/1273 (2013.01)

A61B 2018/1455 (2013.01)

A61B 2018/1823 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

생체 조직을 치료하기 위한 전자기(EM) 에너지 및 초음파 진동을 전달하기 위한 전기 수술용 기구로서,
 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호 및 EM 에너지를 전달하도록 배치된 기구 샤프트와,
 상기 기구 샤프트로부터 상기 EM 에너지를 수신하고 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리로부터 상기 EM 에너지를 전달하도록, 상기 기구 샤프트의 원위단에 배치된 상기 원위단 어셈블리, 및
 상기 기구 샤프트로부터 상기 전기 신호를 수신하고, 조직 치료를 위해 상기 원위단 어셈블리 주위에 초음파 진동을 생성하도록 배치된 자기 변형 초음파 변환기
 를 포함하는 전기 수술용 기구.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 기구 샤프트는, 내부 도체, 외부 도체, 및 상기 내부 도체를 상기 외부 도체로부터 분리시키는 유전체 재료를 구비하는 동축 전송선을 포함하되,
 상기 동축 전송선은, 상기 EM 에너지 및 상기 전기 신호를 전달하도록 배치되어 있는,
 전기 수술용 기구.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 동축 전송선으로부터 상기 전기 신호를 수신하기 위한 제 1 및 제 2 입력 단자를 구비하되,
 상기 제 1 입력 단자는, 제 1 연결 수단에 의해 상기 내부 도체에 연결되어 있고,
 상기 제 2 입력 단자는, 제 2 연결 수단에 의해 상기 외부 도체에 연결되어 있는,
 전기 수술용 기구.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
 상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 원위단 어셈블리 상에 또는 그 내부에 장착되는, 전기 수술용 기구.

청구항 5

제 4 항에 있어서,
 상기 원위단 어셈블리는, 조직 치료를 위해 전자기장(EM field)을 방사하도록 배치된 방사 팁 부분이고,
 상기 방사 팁 부분은,
 유전체 팁과,
 상기 유전체 팁 내의 길이 방향으로 연장되는, 상기 내부 도체의 원위 전도 부분과,
 상기 원위 전도 부분의 근위부를 둘러싸고 상기 유전체 팁으로부터 상기 동축 전송선의 상기 유전체 재료를 분리하는 중간 유전체 소자
 를 포함하되,

상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 중간 유전체 소자 상에 또는 그 내부에 장착되는,
전기 수술용 기구.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 원위단 어셈블리는, 대향하는 내부 표면 사이의 갭을 개폐하기 위해 서로 상대적으로 이동 가능한 한 쌍의 집계를 포함하되,

상기 한 쌍의 집계는, 상기 대향하는 내부 표면 사이의 상기 갭으로 상기 EM 에너지를 방출하도록 배치된 에너지 전달 구조체를 포함하며,

상기 에너지 전달 구조체는, 상기 한 쌍의 집계 중 하나 또는 둘 모두의 상기 내부 표면에 장착된 마이크로 스트립 안테나를 포함하는,

전기 수술용 기구.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 원위단 어셈블리는, 생체 조직을 절단하기 위한 상기 자기 변형 초음파 변환기를 포함하는 블레이드를 더 포함하되,

상기 블레이드는, 상기 한 쌍의 집계 사이의 영역을 통해 이동 가능하도록 상기 원위단 어셈블리 내에 슬라이드 가능하게 배치되는,

전기 수술용 기구.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 한 쌍의 집계 중 하나의 내부 또는 그 위에 수용되는, 전기 수술용 기구.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 마이크로스트립 안테나는, 공면형 마이크로스트립 안테나이고,

상기 공면형 마이크로스트립 안테나는,

상기 대향하는 내부 표면 사이의 상기 갭에서 노출되는 상부 표면, 및 상기 상부 표면으로부터 평면형 유전체 기관의 반대쪽에 하부 표면을 포함하는 상기 평면형 유전체 기관과,

상기 하부 표면상의 접지 전도층과,

상기 상부 표면에 있고 상기 접지 전도층에 전기적으로 연결된 접지 전도성 스트립, 및

상기 상부 표면상의 활성 전도성 스트립 - 상기 활성 전도성 스트립은, 상기 접지 전도성 스트립으로부터 이격됨 - 을 포함하며,

상기 활성 전도성 스트립 및 상기 접지 전도성 스트립은, 상기 한 쌍의 집계 사이의 상기 영역 내에서 균일하게 가장 가까운 간격을 갖도록 위치되고,

상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 평면형 유전체 기관의 상기 상부 표면에, 및 상기 활성 전도성 스트립과 상기 접지 전도성 스트립 사이에 위치되는,

전기 수술용 기구.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 한 쌍의 집게는, 그 내부에 상기 에너지 전달 구조체가 장착된 제 1 집게, 및 EM 에너지가 공급되지 않는 제 2 집게를 포함하고,

상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 제 2 집게의 내부 또는 그 위에 수용되는,

전기 수술용 기구.

청구항 11

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자기 변형 초음파 변환기는, 상기 기구 샤프트 상에 또는 그 내부에 장착되는, 전기 수술용 기구.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 자기 변형 초음파 변환기는, Terfenol-D로 제조된 자기 변형 소자를 포함하는, 전기 수술용 기구.

청구항 13

전기 수술용 발전기로서,

전자기(EM) 에너지를 생성하는 EM 신호 공급 유닛과,

자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호를 생성하는 전기 신호 공급 유닛과,

원위단으로부터 상기 EM 에너지를 전달하고 상기 전기 신호를 이용하여 초음파 진동을 생성하기 위해, 전기 수술용 기구에 연결할 수 있도록 구성된 출력 포트, 및

상기 EM 신호 공급 유닛으로부터 상기 출력 포트에 상기 EM 에너지를 전달하고, 상기 전기 신호 공급 유닛으로부터 상기 출력 포트에 상기 전기 신호를 전달하기 위한 공급 구조체 - 상기 공급 구조체는, 상기 EM 에너지 및 상기 전기 신호를 상기 출력 포트에 전달하기 위한 공통 신호 경로를 가짐 -

를 포함하는 전기 수술용 발전기.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 EM 신호 공급 유닛은, 제 1 주파수를 갖는 마이크로파 EM 방사선을 생성하기 위한 마이크로파 신호 발전기를 포함하고, 또한

상기 공급 구조체는, 상기 출력 포트를 상기 전기 신호 공급 유닛에 연결하기 위한 전기 신호 채널, 및 상기 출력 포트를 상기 마이크로파 신호 발전기에 연결하기 위한 마이크로파 채널을 포함하되, 상기 전기 신호 채널 및 마이크로파 채널은, 각각, 상기 전기 신호 공급 유닛 및 마이크로파 신호 발전기로부터 물리적으로 분리된 신호 경로를 포함하며,

상기 공급 구조체는, 상기 전기 신호 채널로부터 상기 전기 신호를 수신하도록 연결된 제 1 입력과, 상기 마이크로파 채널로부터 상기 마이크로파 EM 방사선을 수신하도록 연결된 제 2 입력, 및 상기 전기 신호 및 상기 마이크로파 EM 방사선을 상기 공통 신호 경로로 전송하기 위한 상기 제 1 및 제 2 입력과 통신하는 출력을 구비하는 제 1 결합 회로를 포함하는,

전기 수술용 발전기.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 마이크로파 채널은, 상기 마이크로파 신호 발전기로부터 상기 제 1 결합 회로의 상기 마이크로파 EM 방사선의 통과는 허용하지만, 상기 제 1 결합 회로로부터 상기 마이크로파 신호 발전기의 상기 전기 신호의 통

과는 방지하도록 배치된 제 1 필터를 포함하는, 전기 수술용 발전기.

청구항 16

제 13 항 또는 제 14 항에 있어서,

상기 전기 신호 채널은, 상기 전기 신호 공급 유닛으로부터 상기 제 1 결합 회로로의 상기 전기 신호의 통과는 허용하지만, 상기 제 1 결합 회로로부터 상기 전기 신호 공급 유닛으로의 상기 마이크로파 EM 방사선의 통과는 방지하도록 배치된 제 2 필터를 포함하는, 전기 수술용 발전기.

청구항 17

제 13 항 내지 제 16 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전자기 신호 공급 유닛은, 상기 제 1 주파수보다 낮은 제 2 주파수를 갖는 무선 주파수(RF) EM 방사선을 생성하기 위한 RF 신호 발전기를 포함하고,

상기 공급 구조체는, 상기 출력 포트를 상기 RF 신호 발전기에 연결하기 위한 RF 채널을 포함하고, 상기 RF 채널 및 마이크로파 채널은, 각각, 상기 RF 신호 발전기 및 마이크로파 신호 발전기로부터 물리적으로 분리된 신호 경로를 포함하고,

상기 공급 구조체는, 상기 전기 신호 채널에 연결되고, 상기 전기 신호 공급 유닛으로부터 상기 전기 신호를 수신하도록 연결된 제 1 입력 및 상기 RF 채널로부터 상기 RF EM 방사선을 수신하도록 연결된 제 2 입력을 구비하는 제 2 결합 회로, 및 상기 RF EM 방사선 및 상기 전기 신호를 상기 제 1 결합 회로로 전달하기 위해 상기 제 1 및 제 2 입력과 통신하는 출력을 포함하는,

전기 수술용 발전기.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 전기 신호 채널은, 상기 전기 신호 공급 유닛으로부터 상기 제 2 결합 회로로의 상기 전기 신호의 통과는 허용하지만, 상기 제 2 결합 회로로부터 상기 전기 신호 공급 유닛으로의 상기 RF EM 방사선의 통과는 방지하도록 배치된 제 3 필터를 포함하는, 전기 수술용 발전기.

청구항 19

제 17 항 또는 제 18 항에 있어서,

상기 RF 채널은, 상기 RF 신호 발전기로부터 상기 제 2 결합 회로로의 상기 RF EM 방사선의 통과는 허용하지만, 상기 제 2 결합 회로로부터 상기 RF 신호 발전기로의 상기 전기 신호의 통과는 방지하도록 배치된 제 4 필터를 포함하는, 전기 수술용 발전기.

청구항 20

제 13 항 내지 제 19 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기 신호 공급 유닛은,

제 1 공급 신호를 출력하는 제 1 전원 공급 장치와,

제 1 제어 신호를 출력하는 신호원과,

상기 제 1 제어 신호를 수신하기 위해 상기 신호원에 커플링된 제어 입력과, 상기 제 1 공급 신호를 수신하기 위해 상기 제 1 전원 공급 장치에 커플링된 공급 입력, 및 출력을 갖는 제 1 스위칭 회로 - 상기 제 1 스위칭 회로는, 상기 제 1 공급 신호 및 상기 제 1 제어 신호에 기초하여, 상기 전기 신호의 적어도 일부를 상기 출력에 제공하도록 작동 가능함 - 를 포함하는,

전기 수술용 발전기.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 제 1 전원 공급 장치는, 출력에서 상기 제 1 전원 공급 장치에 의해 수신된 교류 신호를 차단하기 위한 필터링 회로를 포함하는, 전기 수술용 발전기.

청구항 22

제 20 항 또는 제 21 항에 있어서,

상기 제 1 스위칭 회로는, 상기 제 1 제어 신호의 특성에 따라 상기 제 1 공급 신호로부터 상기 전기 신호의 적어도 일부를 생성하기 위한 전류원을 포함하는, 전기 수술용 발전기.

청구항 23

제 20 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 스위칭 회로는, 스위치에 커플링된 신호 조절기를 포함하고,

상기 신호 조절기는, 상기 제어 신호를 상기 스위치를 작동시키기 위한 구동 신호로 변환하도록 작동 가능한, 전기 수술용 발전기.

청구항 24

제 20 항 내지 제 23 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 신호원은, 제 2 제어 신호를 출력하도록 작동 가능하고,

상기 전기 신호 공급 유닛은,

제 2 공급 신호를 출력하는 제 2 전원 공급 장치와,

상기 제 2 제어 신호를 수신하기 위해 상기 신호원에 커플링된 제어 입력과, 상기 제 2 공급 신호를 수신하기 위해 상기 제 2 전원 공급 장치에 커플링된 공급 입력, 및 출력을 갖는 제 2 스위칭 회로 - 상기 제 2 스위칭 회로는, 상기 제 2 공급 신호 및 상기 제 2 제어 신호에 기초하여, 상기 전기 신호의 제 2 부분을 상기 출력에 제공하도록 작동 가능함 -, 및

상기 전기 신호의 제 1 부분을 수신하기 위해 상기 제 1 스위칭 회로의 출력에 커플링되고, 상기 전기 신호의 상기 제 2 부분을 수신하기 위해 상기 제 2 스위칭 회로의 출력에 커플링되며, 상기 전기 신호를 형성하기 위해 상기 제 1 및 제 2 부분을 결합하기 위한 공통 신호 경로를 더 포함하는,

전기 수술용 발전기.

청구항 25

전기 수술용 장치로서,

제 1 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 청구된 전기 수술용 기구, 및

제 13 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 청구된 전기 수술용 발전기를 포함하되,

상기 전기 수술용 발전기의 출력은, 상기 전기 수술용 기구의 상기 기구 샤프트의 근위단에 연결 가능하도록 구성되는,

전기 수술용 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 생체 조직을 치료하기 위해 전자기(EM) 에너지 및 초음파 진동을 전달하는 전기 수술용 기구에 관한 것으로, 이 전기 수술용 기구는 상기의 초음파 진동을 생성하기 위한 자기 변형 초음파 변환기(magnetostrictive ultrasound transducer)를 구비한다. 본 발명은 또한 상기 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호 및 EM 에너지를 생성하기 위한 전기 수술용 발전기에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 전기 수술용 기구 및 이와 관련된 발전기는, 개복 및 복강경 수술에 사용하기 위해, 병원 수술실 전체에 널리 보급되어 있으며, 내시경 검사실에도 점점 더 많이 사용되고 있다. 내시경 수술에서, 전기 수술 액세서리는 일반적으로 내시경 내부의 내강(lumen)을 통해 삽입된다. 복강경 수술을 위한 동등한 접근 경로에 대해 고려하면, 이와 같은 내강은 구멍이 비교적 좁고 길이가 더 길다.
- [0003] 그것은 고주파(RF) 에너지를 이용하여 생체 조직을 절단하는 것으로 알려져 있다. RF 에너지를 이용한 절단 방법은 전류가 조직 매트릭스를 통과할 때(세포의 이온 함량과 세포간 전해질에 의해 지원됨) 조직을 가로지르는 전자의 흐름에 대한 임피던스가 열을 생성한다는 원리를 이용하여 작동한다. RF 전압이 조직 매트릭스에 인가되면, 세포 내에서 조직의 수분 함량을 증발시키기에 충분한 열이 생성된다. 이러한 건조 증가로 인해, 특히, 조직을 통과하는 전체 전류 경로의 최고 전류 밀도를 갖는 기구(본원에서는 RF 블레이드라고 함)의 RF 방출 영역에 인접하여, RF 블레이드의 절단 극(cut pole)에 인접한 조직은 블레이드와 직접 접촉되지 않는다. 그러면, 인가 전압은 이 공극(void) 전체에 걸쳐 거의 완전히 나타나며, 결과적으로 이온화되어 조직에 비해 체적 저항이 매우 높은 혈관을 형성한다. 이 차이는 RF 블레이드의 절단 극과 조직 사이에서 전기 회로를 완성하는 혈관에 인가 에너지를 집중시키기 때문에 중요하다. 혈관으로 충분히 천천히 들어가는 임의의 휘발성 물질은 기화되고, 따라서 혈관을 절개하는 조직인 것으로 인식된다.
- [0004] GB 2 486 343에는 생체 조직을 치료하기 위해 RF 및 마이크로파 에너지 양쪽 모두를 전달하는 전기 수술 장치용 제어 시스템이 개시된다. 프로브로 전달되는 RF 에너지와 마이크로파 에너지 양쪽 모두의 에너지 전달 프로파일은 프로브로 전달되는 RF 에너지의 샘플링 전압 및 전류 정보와, 프로브로 전달되거나 프로브로부터 전달되는 마이크로파 에너지에 대한 샘플링의 순방향 및 반사 전력 정보를 기반으로 하여 설정된다.
- [0005] 파악한 생체 조직에 열 에너지를 전달할 수 있는 겸자(forcep)도 알려져 있다. 예를 들어, 겸자의 집게(jaws) 내의 양극성 전극 배열에서 무선 주파수(RF) 에너지를 전달하는 것으로 알려져 있다. RF 에너지는 혈관 벽 내에서 세포의 매트릭스 단백질(예컨대, 콜라겐)의 열 변성에 의해 혈관을 붕합하는 데 사용될 수 있다. 열 에너지는 또한 잡힌 조직을 지저(cauterise) 응고를 용이하게 할 수 있다.
- [0006] 이와 같은 디바이스는 일반적으로 최소 침습 수술 복강경 도구의 단부에 적용되지만, 산부인과, 내과, 위장 수술, ENT 시술 등과 같은 다른 임상 시술 영역에서도 동일하게 사용할 수 있다. 이러한 디바이스는 사용 상황에 따라 물리적 구성, 크기, 규모 및 복잡성이 다를 수 있다.
- [0007] 지혈과 동시에 신체 조직을 절개할 수 있는 최소 침습 디바이스의 현재 예로는 Covidien에서 제조된 LigaSure 혈관 붕합 기술과 Olympus로부터의 Thunderbeat 플랫폼을 들 수 있다. LigaSure 시스템은 압력이 인가되는 동안 전류가 조직을 붕합하도록 전달되는 양극 겸자 배열체이다. Thunderbeat 플랫폼은 초음파 소스를 사용하여 생성된 열 에너지와 양극성 전기 에너지를 동시에 전달한다.
- [0008] US 6,585,735에는 겸자의 집게(jaw)가 그 사이에 유지된 조직을 통해 양극성 에너지를 전도하도록 배열된 내시경 양극성 겸자(endoscopic bipolar forceps)가 기술되어 있다.
- [0009] EP 2 233 098에는 집게의 붕합 표면이 겸자의 집게 사이에 파지된 조직에 마이크로파 에너지를 방사하기 위한 하나 이상의 마이크로파 안테나를 포함하는 조직 붕합용 마이크로파 겸자가 기술되어 있다.
- [0010] WO 2015/097472에는 한 쌍 이상의 비공진 불균형 손실 전송선 구조가 한 쌍의 집게의 내부 표면에 배열된 전기 수술용 겸자가 기술되어 있다.

발명의 내용

- [0011] 가장 일반적으로, 본 발명은 생체 조직을 치료하기 위해 전자기(EM) 에너지 및 초음파 진동을 전달하는 전기 수술용 기구를 제공하며, 여기서, 초음파 진동은 자기 변형 초음파 변환기에 의해 생성된다. EM 에너지는 무선 주파수(RF) EM 에너지 및/또는 마이크로파 EM 에너지를 포함할 수 있다. 전기 수술용 기구는 조직 치료를 위해 EM 에너지를 생체 조직으로 전달하는 원위단 어셈블리를 포함할 수 있고, 변환기는 생체 조직의 치료를 위해 원위단 어셈블리 주위에 초음파 진동을 생성할 수 있다.
- [0012] 이러한 방식으로, 자기 변형 변환기는 추가적인 기계적 증폭 수단 없이 조직 치료를 위한 초음파 진동을 발생시키는 데 사용될 수 있다. 즉, 다른 유형의 초음파 변환기(예컨대, 압전)에 비해, 자기 변형 변환기는 더 강한 초음파 진동을 생성할 수 있으며, 이는 추가 증폭 수단 또는 메커니즘이 필요하지 않을 수 있음을 의미한다. 따

라서, 유리하게는, 자기 변형 변환기는 원위단 어셈블리를 둘러싸는 생체 조직에의 초음파 진동의 전달을 최대화하기 위해 기구의 원위 팁(distal tip)을 향해 위치될 수 있다.

[0013] 또한, 본 발명은 초음파 진동을 생성하기 위한 자기 변형 변환기를 구동하기 위해 전기 신호를 공급할 수 있는 전기 수술용 발전기를 제공한다. 전기 수술용 발전기는 치료를 위해 EM 에너지(예컨대, 마이크로파 전자기 신호 및/또는 무선 주파수 전자기 신호)를 생성하기 위한 수단과 통합된 전기 신호 공급 유닛을 포함할 수 있다. 전기 수술용 발전기는 공통 공급 케이블을 따라 상이한 유형의 신호(예컨대, RF, 마이크로파, 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호)를 전달하도록 구성될 수 있다. 따라서, 단일 발전기는 다양한 유형의 치료의 에너지원으로 사용될 수 있다. 이는 치료실에 필요한 장비를 최소화한다는 점에서 유리할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진동은 생체 조직을 분할(예컨대, 절단 또는 절개)하는 데 사용될 수 있고, EM 에너지는 생체 조직을 절제 및/또는 응고하는 데 사용될 수 있다.

[0014] 또한, 자기 변형 초음파 변환기는 전류 제어 소자로서, 변환기가 발진 자계를 유도하여 발진 진동(oscillating vibration)을 생성하기 위해 발진 전류 신호를 수신한다. 발진이 초음파 주파수에 있을 때, 초음파 진동이 생성된다. 이것은 압전 효과로 인한 발진 진동을 생성하기 위해 발진 전압 신호를 수신하는 압전 초음파 변환기와 같은 다른 유형의 초음파 변환기와 대조된다.

[0015] 본 발명의 제 1 양태에 따르면, 생체 조직을 치료하기 위한 전자기(EM) 에너지 및 초음파 진동을 전달하기 위한 전기 수술용 기구가 제공되며, 이 전기 수술용 기구는, 초음파 변환기를 구동하기 위한 EM 에너지 및 전기 신호를 전달하도록 배치된 기구 샤프트; 기구 샤프트로부터 EM 에너지를 수신하고 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리로부터 EM 에너지를 전달하도록, 기구 샤프트의 원위단에 배치된 원위단 어셈블리; 및 기구 샤프트로부터 전기 신호를 수신하고 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리 주위에 초음파 진동을 생성하도록 배치된 자기 변형 초음파 변환기를 포함한다.

[0016] 기구 샤프트는 내부 도체, 외부 도체, 및 외부 도체로부터 내부 도체를 분리하는 유전체 재료를 구비하는 동축 전송선을 포함할 수 있으며, 동축 전송선은 EM 에너지 및 전기 신호를 전달하도록 배치된다. EM 에너지는 RF 및/또는 마이크로파 EM 에너지를 포함할 수 있다. 본 예에서, RF 및 마이크로파 에너지는 공통 동축 전송선에 의해 기구 샤프트를 따라 전달된다. 또한, 변환기는 동축 전송선으로부터 전기 신호를 수신하기 위한 제 1 및 제 2 입력 단자를 포함할 수 있고, 여기서, 제 1 입력 단자는 제 1 연결 수단(예컨대, 도체, 와이어, 케이블 또는 트랙)에 의해 내부 도체에 연결되어 있고, 제 2 입력 단자는 제 2 연결 수단(예컨대, 도체, 와이어, 케이블 또는 트랙)에 의해 외부 도체에 연결되어 있다.

[0017] 다른 예에서, RF 및 마이크로파 에너지는 별도의 에너지 전달 구조체를 따라 수송될 수 있다. 예를 들어, RF 에너지는 병렬로 장착된 꼬인 와이어 쌍 또는 2개의 절연 와이어 어셈블리에 의해 전달될 수 있는 반면, 마이크로파 에너지는 적절한 동축 전송선에 의해 전달된다. 또한, 자기 변형 변환기를 구동하여 초음파 진동을 생성하기 위한 전기 신호는 유사한 방식으로 전달, 즉, 전기 신호가 EM 에너지(예컨대, 동축 케이블을 통한) 또는 별도의 전달 구조체(예컨대, 병렬로 장착된 2개의 절연 와이어 어셈블리 또는 꼬인 와이어 쌍)를 따라 전달될 수 있다. 어떤 경우에도, 변환기는 적절한 연결 수단(예컨대, 하나 이상의 도체, 와이어, 케이블 또는 트랙)을 통해 전기 신호를 전달하는 구조체에 커플링될 것이다.

[0018] 자기 변형 변환기에는 자기 변형 재료로 만들어진 자기 변형 소자(예컨대, 솔레노이드 또는 막대)를 중심으로 감긴 전도성 재료의 코일이 포함된다. 자기 변형은 자계(H-필드)에 반응하여 팽창 또는 수축(즉, 그들의 물리적 치수를 변경함)을 유발하는 강자성 재료의 속성이다. 이 효과는 자기 변형 재료가 전자기 에너지를 기계적 에너지로 변환할 수 있게 한다. 자계가 재료에 가해지면, 그것의 분자 쌍극자(molecular dipoles)와 자계 경계가 회전하여 자계와 정렬된다. 이로 인해 재료가 변형되고 길어진다. 물리적 치수의 이러한 변화에 영향을 미치기 위해, 발진 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 자기 변형 소자 주위에 발진 자계를 유도하기 위해 코일에 적용되며, 그것의 자기 변형 속성으로 인해, 자기 변형 소자의 물리적 치수(예컨대, 발진 팽창 및 수축)에서 상응하는 발진 변화를 야기한다. 발진 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 초음파 주파수에서 자기 변형 소자의 물리적 치수의 변화를 일으키기 위해 선택되거나 조정될 수 있으며, 이는 자기 변형 변환기 및 변환기가 연결(직접) 또는 커플링(간접)된 소자 주위에 초음파 진동을 차례로 생성한다. 초음파 주파수는 20kHz 내지 5MHz 범위인 것으로 이해된다. 이와 같이, 전기 신호는 20kHz 내지 5MHz 사이의 주파수를 갖는다.

[0019] 일 실시예에서, 전기 신호는 가변 또는 발진 전류 신호이다. 가변 또는 발진 전류 신호는 사인파형, 정사각형, 사다리꼴, 램프형, 지수형 중 하나일 수 있다. 어떤 경우든, 전기 신호가 자기 변형 변환기의 코일에 인가되어 자기 변형 소자 주위에 가변 자계를 유도한다. 자기 변형 효과로 인해, 자기 변형 소자는 자계의 변화(및 전류

의 변화)에 따라 물리적 치수가 변경된다. 따라서, 초음파 진동을 생성하기 위해, 전기 신호에는 초음파 주파수에서의 발진(예컨대, 전류의 발진)이 포함된다. 일 실시예에서, 전기 신호는 최소값 내지 최대값(예컨대, 0A 내지 100A)에서 최대 100A까지 변하는 발진 전류 신호이다.

[0020] 일 실시예에서, 변환기는 Terfenol-D로 만들어진 자기 변형 소자를 포함한다. Terfenol-D는, 다른 자기 변형 재료(예컨대, Galfenol 및 Alfenol)에 비해, 주어진 응력(예컨대, 적용된 자계의 변화; 또는 입력)에 대해 큰 변형(즉, 물리적 치수의 변화; 또는 출력)을 생성하기 때문에 유리하다.

[0021] 자기 변형 변환기는 기구 샤프트 위에 또는 그 내부에 장착될 수 있다. 예를 들어, 변환기는 기구 샤프트의 원위단을 향해 위치될 수 있다. 기구 샤프트가 동축 전송선을 포함하는 경우, 변환기는 동축 전송선의 원위단, 및 원위단 어셈블리가 동축 전송선에 부착되는 지점이나 그 부근에 위치될 수 있다. 이러한 배열체는 원위단 어셈블리가 작고 복잡하여 원위단 어셈블리에 변환기를 위치시킬 공간을 찾기 어려운 경우에 바람직할 수 있다.

[0022] 대안적으로, 자기 변형 변환기는 원위단 어셈블리 위에 또는 그 내부에 장착될 수 있다. 예를 들어, 원위단 어셈블리는 조직 치료를 위해 전자기장을 방사하도록 배치된 방사 팁 부분일 수 있다. 이러한 유형의 전기 수술용 기구는, 예를 들어, 폐에서 조직을 정확하게 절제할 수 있는 국부 마이크로파 필드를 매우 작은 규모로 제공하는 최소 침습 수술 기술(minimally invasive surgical technique)에 사용하기에 적합할 수 있다. 이것은 방사형 원위 팁에 대한 기하학적 구조와 재료의 적절한 선택을 통해 수행될 수 있다. 또한, 방사 팁 부분은 RF 에너지를 전달하도록 구성될 수 있다. 방사 팁 부분은, 유전체 팁과, 유전체 팁 내의 길이 방향으로 연장되는 내부 도체의 원위 전도 부분, 및 원위 전도 부분의 근위부를 둘러싸고 유전체 팁으로부터 동축 전송선의 유전체 재료를 분리하는 중간 유전체 소자를 포함할 수 있고, 또한, 여기서, 변환기는 중간 유전체 소자 위에 또는 그 내부에 장착된다.

[0023] EM 에너지 및 전기 신호가 동축 전송선에 의해 전달되는 경우, 변환기는 제 1 단자에서 동축 케이블의 내부 도체에, 그리고 제 2 단자에서 동축 케이블의 외부 도체에 전기적으로 커플링될 수 있다. 예를 들어, 작은 와이어나 트랙은 커넥터나 커플링으로 사용될 수 있다. 추가적으로, 변환기는 중간 유전체 소자의 체적 내에 부분적으로 또는 완전히 내장될 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 변환기는 중간 유전체 소자의 내부 또는 외부 표면에 위치될 수 있다. 다른 실시예에서, 변환기는 방사 팁 부분의 다른 부분, 예를 들어, 유전체 팁 위에 또는 그 내부에 장착될 수 있다.

[0024] 일 실시예에서, 유전체 팁은 동축 전송선의 유전체 재료(일명, 제 1 유전체 재료)와 유전 상수가 상이한(예컨대, 더 큰) 제 2 유전체 재료로 형성될 수 있다.

[0025] 따라서, 일 실시예에서, 방사 팁 부분은 원위단에 유전체 재료를 구비하여 전방위 방사 패턴을 생성하여 절제 또는 응고를 제어할 수 있는 구형 영역(spherical zone)을 생성하는 동축 기반 디바이스이다. 유전체 라디에이터의 기하학적 구조는 전자기 방사 패턴의 형상과 생성되는 조직 영향을 결정한다. 장치의 원위단은 절제 또는 응고의 국부적인 체적을 달성하기 위해 생체 조직으로의 효율적인 마이크로파 에너지 전달을 용이하게 하도록 설계된다. 결과적으로 국부적이고 열적으로 유도된 절제 또는 응고 영역은 유전 가열, 또는 유전 및 열 전도의 조합의 결과로 발생된다.

[0026] 유전체 팁의 효과는 마이크로파 에너지의 파장을 축소시키는 것이고, 유전체 팁의 구조는 전자기장 분석 소프트웨어를 사용하여 모델링되어, 혈관 치수에 의해 부과되는 작은 기하학적 제약에 기초하여, 최종 절제 프로파일의 더 나은 임피던스 매칭 및 제어를 생성한다. 예를 들어, 동축 케이블 및 방사 팁 부분의 외경은 1.9mm 이하, 바람직하게는 1.5mm 이하, 더욱 바람직하게는 1mm 미만일 수 있다. 이 크기를 사용하면, 기구를 혈관에 직접 장착하게 하거나 시판되는 미니어처 스코핑 디바이스 기구 채널을 통해 기구를 조작할 수 있게 한다. 또한, 이 크기를 통해, 기구가 혈관 내부에 삽입되고 혈관 내에서 이동할 수 있게 한다.

[0027] 디바이스의 유연성을 유지하기 위해, 유전체 팁의 축방향 길이는 5mm 이하, 바람직하게는 2mm 이하이다. 이를 통해, 특히, 원위단에서 기구의 유연성에 악영향을 미치지 않으면서, 제 2 유전체 재료가 상대적으로 강해지게 한다. 팁의 길이를 충분히 길게 축소시키기 위해서는, 유전체의 유전 상수가 9 또는 100과 같이 1보다 훨씬 커야 할 수 있고, 여기서, 파장은 각각 3과 10만큼 축소될 것이다.

[0028] 마이크로파 에너지는 단일 스폿 주파수, 예컨대, 5.8GHz일 수 있거나, 스폿 주파수 주변에서 증가 또는 감소될 수 있는 스폿 주파수, 예컨대, 5.8GHz +/- 100MHz 또는 2.45GHz +/- 50MHz일 수 있다. 이 주파수 변화는 조직 부하에서 마이크로파 에너지를 조정하거나 일치시키는 데 도움이 되는 위상의 변화로 해석될 수 있다.

[0029] 제 2 유전체 재료의 유전 상수는 유전체 팁의 축방향 길이가, 유전체 팁에서 전파될 때, 마이크로파 에너지 파

장의 무시할 수 없는 분율(fraction)에 대응하도록 마이크로파 에너지의 주파수에 기초하여 선택될 수 있다. 여기서, 무시할 수 없는 분율은 0.05 이상, 바람직하게는 0.06 초과일 수 있다. 이것은 제 2 유전체 재료가 적절한 파장 단축 효과를 제공하는 것을 보장할 수 있다. 일 실시예에서, 제 2 유전체 재료의 유전 상수는 80 이상이다. 예를 들어, 이산화티타늄이 제 2 유전체 재료로 사용될 수 있다. 마이크로파 에너지의 주파수에서 저손실인 PFTE 또는 임의의 다른 유전체가 제 1 유전체 재료로 사용될 수 있다.

[0030] 방사 팁 부분은 임피던스 변압기, 예를 들어, 안테나의 유효 임피던스를 조직 부하 임피던스에 일치시키기 위한 1/4파 임피던스 변압기로 작동하도록 배치될 수 있다. 다시 말해, 방사 팁 부분의 기하학적 구조는, 임피던스 변압기에 앞서 전송선을 들여다볼 때, 임피던스 불일치의 영향이 보이지 않도록 선택된다. 또한, 이것은 임피던스 매칭 네트워크로 간주될 수 있다.

[0031] 방사 팁 부분에는 원위 전도 부분의 근위부를 둘러싸고 유전체 팁으로부터 제 1 유전체 재료를 분리하는 중간 유전체 소자가 포함된다. 중간 유전체 소자는 제 2 유전체 재료와 상이한 제 3 유전체 재료로 형성될 수 있다. 제 3 유전체 재료는 제 1 유전체 재료와 동일하거나 상이할 수 있다. 중간 유전체 소자의 기하학적 구조는 전술한 임피던스 매칭 기능을 용이하게 하기 위해, 예컨대, 전자기 시뮬레이션 등에 기초하여 선택될 수 있다. 다시 말하지만, 이것은 임피던스 매칭 네트워크로 간주될 수 있다.

[0032] 기구의 실시예는 동축 케이블의 근위단에 핸들을 포함하여, 예컨대, 적절한 전기 수술용 발전기에 대한 인터페이스를 제공할 수 있다. 또한, 기구 샤프트는 동축 케이블 및 방사 팁 부분을 전달하기 위한 폐쇄형 원위 카테터(catheter)/피복(sheath)을 포함할 수 있다.

[0033] 국부적인 마이크로파 필드는 방사 팁 부분 주위에서와 같이 실질적으로 구형일 수 있거나, 또는 샤프트를 따른 절제 실린더와 같이 길게 신장될 수 있다. 구형 필드 형태의 한 가지 장점은 그것이 회전 불변이므로, 혈관 또는 기구 채널에서 기구의 방향을 제어할 필요가 없다는 것이다.

[0034] 예컨대, 날카로운 팁이 혈관 벽 또는 스킵핑 디바이스의 기구 채널을 손상시키는 것을 방지하고/방지하거나 기구를 보호하기 위해, 외부 피복이 방사 팁 부분 위에 형성될 수 있다. 유전체 팁은 혈관 내에서 기구의 조작을 지원하는 기하학적 구조일 수 있다. 예를 들어, 디바이스의 원위단은 돔형 또는 반구형과 같이 둥글 수 있다.

[0035] 기구는 원위단에는 온도 센서를 더 포함할 수 있다. 따라서, 기구는 기구 원위단의 상태에 대한 추가적인 피드백을 제공할 수 있다. 온도 센서는 동축 케이블의 외부 도체나 방사 팁에도 장착되는 열전대(thermocouple)일 수 있다. 복수의 열전대가 방사 팁 주위에 위치될 수 있다. 열전대(들)는 튜닝 스테브 또는 복수의 스테브 근처에 위치될 수 있으며, 스테브(들)는 마이크로파 에너지와 동일한 주파수를 갖는 신호를 필터링하거나 열전대 또는 그 부근의 전압을 0 또는 0에 가깝게 강제하여 열전대의 응답(mV/C 또는 V/C)이 마이크로파 신호에 의해 영향을 받지 않도록 한다. 온도 센서로부터의 응답 신호가 마이크로파 에너지를 스윕핑하는 것을 피하기 위해, 마이크로파 에너지가 오프 상태일 때, 즉, 펄스 작동의 OFF 기간에 온도 측정을 수행할 수도 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 기구는 마이크로파 에너지에 의해 야기된 온도 센서로부터의 응답 신호 상의 노이즈를 제거하기 위한 필터링 배열체를 포함할 수 있다. 즉, 사후 필터링을 사용하여 측정 신호에서 마이크로파 신호(노이즈)를 제거할 수 있다. 예를 들어, 공통 모드 제거비(CMRR)가 매우 높은 고주파 작동 증폭기(예컨대, 100dB)를 사용하여 공통 모드 신호를 필터링할 수 있다.

[0036] 필터링 배열체는 저역 통과 필터 및 응답 신호로부터 더 높은 주파수 성분을 제거하도록 배치된 공통 모드 주입 계측 증폭기를 포함할 수 있다.

[0037] 전술한 방사 팁 부분에 대한 대안으로, 원위단 어셈블리는 낮은 열 마진으로 잘 정의된 봉합 위치를 산출할 수 있는 제한된 마이크로파 필드를 사용하여 생체 혈관을 봉합할 수 있는 혈관 봉합기(vessel sealer)일 수 있다. 더욱이, 혈관 봉합기는 혈관 분할, 미세 조직 절단 및/또는 절개를 보조하는 보조 기능을 제공하기 위해 자기 변형 변환기를 포함할 수 있다. 이들 보조 기능을 사용하면, 시술 중에 디바이스 교환이 더 적게 필요할 수 있다. 혈관 봉합기는 임의 유형의 수술 절차에 사용할 수 있지만, 비침습적 또는 최소 침습적 시술에 대한 특별한 유용성을 찾을 수 있을 것으로 예상된다. 예를 들어, 디바이스는 복강경 또는 내시경과 같은 수술용 스킵핑 디바이스의 기구 채널을 통해 치료 부위에 도입하도록 구성될 수 있다.

[0038] 구체적으로, 원위단 어셈블리는 대향하는 내부 표면 사이의 갭의 개폐를 위해 서로에 대해 이동 가능한 한 쌍의 집계를 포함하고, 이러한 한 쌍의 집계는 EM 에너지(예컨대, 마이크로파 EM 에너지)를 대향하는 내부 표면 사이의 갭 내로 방출하도록 배치된 에너지 전달 구조체를 포함하고, 에너지 전달 구조체는 한 쌍의 집계 중 하나 또는 둘 모두의 내부 표면에 장착된 마이크로스트립 안테나를 포함한다.

- [0039] 에너지 전달 구조체는 방출된 마이크로파 필드를 실질적으로 한 쌍의 집게 사이의 영역 내로 한정하도록 배치될 수 있다. 따라서, 한 쌍의 집게 내의 에너지 전달 구조체는 집게 사이에 파지된 생체 혈관에 대해 국부적인 혈관 봉합을 제공하도록 작동된다.
- [0040] 원위단 어셈블리는 생체 조직을 절단하기 위해 변환기를 포함하는 블레이드를 포함할 수 있고, 이 블레이드는 한 쌍의 집게 사이의 영역을 통해 이동할 수 있도록 원위단 어셈블리 내에 슬라이드 가능하게 배치된다. 이러한 방식으로, 블레이드는 에너지 전달 구조체에 의해 형성된 국부적인 혈관 봉합을 절단하고 혈관을 분할하도록 작동될 수 있다. 변환기는 블레이드의 근위단에 연결될 수 있다.
- [0041] 또한, 블레이드의 일부를 형성하는 대신, 자기 변형 변환기가 집게 중 하나의 내부 또는 위에 수용될 수 있다. 예를 들어, 한 쌍의 집게는 내부에 에너지 전달 구조체가 장착되는 제 1 집게(예컨대, 활성 집게), 및 EM 에너지(예컨대, RF 또는 마이크로파 EM 에너지)가 공급되지 않는 제 2 집게(예컨대, 수동 집게)를 포함할 수 있으며, 여기서, 변환기는 제 2 집게 내부 또는 위에 수용된다. 대안적으로, 변환기는 제 1 집게의 부피 내에 또는 제 1 집게의 표면에 있을 수 있다. 예를 들어, 변환기는 마이크로스트립 안테나에 통합될 수 있다. 구체적으로, 마이크로스트립 안테나는, 대향하는 내부 표면 사이의 갭에서 노출되는 상부 표면과 이 상부 표면에서 평면형 유전체 기판의 반대쪽에 있는 하부 표면을 갖는 평면형 유전체 기판; 하부 표면상의 접지 전도층; 접지 전도층에 전기적으로 연결된 상부 표면상의 접지 전도성 스트립; 및 상부 표면상의 활성 전도성 스트립 - 활성 전도성 스트립은 접지 전도성 스트립으로부터 이격됨 - 을 포함하는 공면형 마이크로스트립 안테나(coplanar microstrip antenna)일 수 있고, 여기서, 활성 전도성 스트립 및 접지 전도성 스트립은 한 쌍의 집게 사이의 영역 내에서 균일하게 가장 가까운 간격을 갖도록 위치되고, 변환기는 평면형 유전체 기판의 상부 표면 및 활성 전도성 스트립과 접지 전도성 스트립 사이에 위치된다. 일 실시예에서, 다중 자기 변형 변환기는 활성 전도성 스트립과 접지 전도성 스트립 사이에 위치될 수 있다. 이러한 방식으로, 활성 및 접지 전도성 스트립 사이에 위치한 다수의 더 작은 변환기에 의해 제공되는 결합된 초음파 진동은 집게 내부에 또는 집게 상에(예컨대, 집게의 부피 내에) 위치한 더 큰 단일 변환기에 더 적합할 수 있다.
- [0042] 변환기가 집게 중 하나의 내부 또는 그 위에 수용되는 경우, 블레이드가 제공되지 않을 수 있다. 그러나, 대안적으로 블레이드가 추가로 존재할 수 있지만, 블레이드는 초음파 변환기에 다른 유형의 절단 메커니즘을 제공할 수 있다. 예를 들어, 블레이드는 생체 조직을 슬라이스하도록 적응된 날카로운 모서리, 예컨대, 메스 형 블레이드 등을 가진 단단한 요소를 포함할 수 있다.
- [0043] 따라서, 사용 시, 혈관 봉합기는 혈관 봉합 및 혈관 분할을 수행할 수 있다. 혈관 봉합은 일반적으로 생체 혈관의 벽을 함께 누르는 압력을 가한 다음, 몇몇 형태의 열 에너지를 적용하는 것이다. 열 에너지는 마이크로파 EM 에너지를 사용하여, 파지된 조직을 가열하는 유전체에 의해 인가된다. 인가된 전기-기계 에너지는 조직 세포를 파괴/변형시키고 혈관벽에 지배적인 콜라겐의 아말감을 형성하여, 혈관벽을 효과적으로 접합시킨다. 시간이 지남에 따라, 수술 후, 세포 회복과 재성장(이 일어나 봉합을 더욱 강화한다. 혈관 분할은 연속적인 생체 혈관을 두 조각으로 분리하기 위해 절단하는 처리이다. 일반적으로 혈관을 처음 봉합한 후에 수행된다. 집게 사이에 블레이드의 일부일 수 있거나 집게 중 하나의 내부 또는 그 위에 수용될 수 있는 자기 변형 변환기에 의해 혈관 분할이 수행된다.
- [0044] 에너지 전달 구조체는 한 쌍의 집게 중 하나 또는 둘 모두의 내부 표면에 배치된 마이크로파 방사기 소자를 포함할 수 있다. 예를 들어, 한 쌍의 집게는 내부에 장착된 에너지 전달 구조체를 구비하는 활성 집게, 및 마이크로파 EM 에너지가 공급되지 않는 수동 집게를 포함할 수 있다. 대안적으로, 한 쌍의 집게의 각 집게는 내부에 장착된 에너지 전달 구조체를 각각 구비할 수 있다. 이 시나리오에서, 원위단 어셈블리는 동축 전송선으로부터 수신된 마이크로파 EM 에너지를 에너지 전달 구조체 각각의 사이에 분할용 전력 스플리터를 포함할 수 있다. 추가 예에서, 에너지 전달 구조체는 한 쌍의 집게가 조합되어 마이크로파 방사기 소자를 제공하도록, 한 쌍의 집게 사이에 분할된 구성 요소를 구비할 수 있다.
- [0045] 마이크로파 방사기 소자는 한 쌍의 집게 중 하나 또는 둘 모두의 내부 표면에 장착된 공면형 마이크로스트립 안테나를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 공면형 마이크로스트립 안테나는 활성 집게에 장착될 수 있고, 대향하는 집게는 수동 집게일 수 있다. 갭에서 수동 집게의 내부 표면은 전기 절연 재료, 예컨대, 실리콘 고무 등의 탄성 변형 가능한 층을 포함할 수 있다. 전기 절연 재료의 층은 열 장벽을 제공하여 집게를 통해 열이 전파되는 것을 억제할 수 있다. 일부 경우에, 변형 가능한 층은 한 쌍의 집게의 길이를 따라 실질적으로 일정한 클램핑 힘을 제공하는 데 도움이 될 수 있다.
- [0046] 공면형 마이크로스트립 안테나는 대향하는 내부 표면 사이의 갭에서 노출되는 상부 표면, 및 상부 표면으로부터

평면형 유전체 기관의 반대쪽 위에 하부 표면을 갖는 평면형 유전체 기관을 포함할 수 있다. 유전체 기관은 적절한 세라믹으로 제조될 수 있다. 이것은 활성 집계에 장착, 예컨대, 접합되거나 다른 방식으로 고정될 수 있다. 접지 전도층은 하부 표면에 제공될 수 있다. 이것은, 예컨대, 구리, 은, 금 등의 금속화 층일 수 있다. 유전체 기관의 상부 표면에는, 접지 전도층에 전기적으로 연결된 접지 전도성 스트립과, 접지 전도성 스트립과 이격된 활성 전도성 스트립이 제공될 수 있다. 접지 도체는 동축 전송선의 외부 도체와 전기적으로 연결될 수 있다. 활성 전도성 스트립은 동축 전송선의 내부 도체에 연결될 수 있다. 활성 전도성 스트립 및 접지 전도성 스트립은 한 쌍의 집계 사이의 영역 내에서 균일하게 가장 가까운 간격을 갖도록 위치될 수 있다. 활성 전도성 스트립과 접지 전도성 스트립 사이의 가장 가까운 간격은 방출된 마이크로파 필드가 가장 강해질 때의 영역이다. 따라서, 활성 전도성 스트립 및 접지 전도성 스트립에 대한 기하학적 구조는 집계 사이의 영역 내로 필드를 한정하도록 선택될 수 있다.

[0047] 일 예에서, 활성 전도성 스트립은 길이 방향으로 연장되는 세장형 핑거 전극일 수 있다. 접지 전도성 스트립은 핑거 전극의 측면을 이루는 하나 이상의 세장형 부분을 포함하고, 이에 의해 가장 가까운 간격은 한 쌍의 집계의 내부 표면을 따라 길이 방향으로 연장되는 세장형 부분을 포함한다. 접지 전도성 스트립은 핑거 전극의 양쪽을 측면으로 할 수 있다. 일 예에서, 접지 전도성 스트립은 핑거 전극의 양쪽을 측면으로 하고 그것의 원위단을 둘러싸는 U자형 소자일 수 있다. 본 예에서, 필드는 주로 U자형 소자의 안쪽에 있는 영역 내로 한정될 수 있다. 하나 이상의 자기 변형 초음파 변환기가 공면형 마이크로스트립 안테나에 위치되는 경우, 초음파 변환기는 핑거 전극과 U자형 소자 사이의 갭에 위치될 수 있다.

[0048] 접지 전도성 스트립은 유전체 기관에 형성된 관통 구멍을 거쳐 접지 전도층에 전기적으로 연결될 수 있다.

[0049] 마이크로파 방사기 소자는 공면형 마이크로스트립 구성으로 한정되는 것은 아니다. 다른 예에서, 이것은 진행과 안테나, 또는 사행(meandering)이거나 맞물림형(interdigitated) 마이크로스트립 배열체를 포함할 수 있다.

[0050] 한 쌍의 집계의 대향하는 내부 표면에는 갭 내에 생체 조직을 유지하기 위해 텍스처링되거나 용기된 부분이 포함될 수 있다. 이러한 피쳐는 또한 변성 과정에서 생성된 가스나 증기가 봉합 경계면에서 빠져나갈 수 있도록 한다.

[0051] 한 쌍의 집계는 동축 전송선의 길이 방향의 축을 가로질러 놓이는 힌지 축을 중심으로 서로에 대해 선회 가능할 수 있다. 일 예에서, 한 쌍의 집계는 기구 샤프트에 대해 고정된 고정 집계, 및 대향하는 내부 표면 사이의 갭을 개폐하기 위해 고정 집계에 대해 선회 가능하게 장착되는 가동 집계를 포함한다. 에너지 전달 구조체는 고정 집계의 내부 표면에 배치될 수 있다. 다른 예에서, 양 집계는, 예컨대, 대칭적인 검자형 배열체에서 기구 샤프트에 대해 선회하도록 배치된다. 한 쌍의 집계의 상대적인 움직임은 기구 샤프트의 근위단에 있는 핸들로부터 제어될 수 있다. 제어봉 또는 제어선은 기구 샤프트를 통과하여 핸들의 작동 메커니즘을 한 쌍의 집계에 작동 가능하게 커플링할 수 있다.

[0052] 또 다른 예에서, 한 쌍의 집계는 정렬된(예컨대, 평행한) 방향으로 그 내부 표면을 유지하는 방식으로, 서로 상대적으로 이동하도록 배치될 수 있다. 이러한 구성은 집계의 길이를 따라 파지된 조직에 대해 균일한 압력을 유지하는 데 바람직할 수 있다. 이와 같은 폐쇄 메커니즘의 일례가 WO 2015/097472에 개시되어 있다.

[0053] 존재하는 경우, 블레이드는 한 쌍의 집계에 근접하여 놓이는 수축된 위치와 한 쌍의 집계 사이의 영역 내에 놓이는 연장된 위치 사이에서 길이 방향으로 슬라이드 가능할 수 있다. 집계가 조직 파지 구성체 내에 있을 때, 즉, 적어도 부분적으로 폐쇄되었을 때, 집계 사이의 영역으로 블레이드가 슬라이드되는 것이 바람직하다. 블레이드는 한 쌍의 집계에, 즉, 한 쌍의 집계의 각 집계에 형성된 길이 방향으로 연장되는 오목한 홈을 따라 슬라이드 가능하여, 한 쌍의 집계가 닫힐 때, 갭 내에 유지된 조직과 접촉될 수 있다. 홈은 절단 블레이드용의 가이드 레일로 작동하도록 배치될 수 있으며, 이는 한 쌍의 집계가 원위단을 향해 만곡하는 경우에 특히 유용할 수 있다.

[0054] 다른 예에서, 블레이드는 한 쌍의 집계 중 하나 내에 장착될 수 있고, 블레이드가 집계의 내부 표면 아래에 놓이는 수축 위치와, 한 쌍의 집계 사이의 영역 내에 놓이는 연장 위치 사이에서 횡 방향으로 슬라이드 가능하거나 다른 방식으로 이동 가능할 수 있다.

[0055] 전술한 바와 같이, 블레이드는 생체 조직, 예컨대, 메스형 블레이드 등을 절단하도록 구성된 날카로운 모서리를 갖는 단단한 소자를 포함할 수 있다. 이러한 유형의 블레이드는, 다른 절단 기술과 연관된 부수적인 열 손상의 위험이 낮기 때문에, 선호될 수 있는 "냉간" 절단을 수행하도록 구성된다. 그러나, 본 발명은 냉간 절단 블레이드로 한정되는 것은 아니다. 다른 예에서, 블레이드에는 자기 변형 변환기, 양극성 무선 주파수 절단 소자 및

가열 가능한 와이어 소자가 포함될 수 있다. 자기 변형 변환기가 블레이드의 일부에 포함되지 않는 경우, 자기 변형 변환기는 초음파 절단 기능을 제공하기 위해 혈관 봉합기 내의 다른 곳(예컨대, 집게 중 하나)에 위치된다.

[0056] 전술한 바와 같이, 혈관 봉합기는 기본 마이크로파 기반 혈관 봉합 기능 및 초음파 기반 분할 기능 외에 보조 기능을 유리하게 제공할 수 있다. 예를 들어, 기구 샤프트는 RF EM 에너지를 전달하도록 배치될 수 있고, 원위단 어셈블리는 기구 샤프트로부터 RF EM 에너지를 수신하도록 배치될 수 있다. 본 예에서, 원위단 어셈블리는 생체 조직을 통해 절단하기 위해 RF EM 에너지를 전달하도록 배치된 절개 소자를 더 포함할 수 있으며, 여기서, 절개 소자는 한 쌍의 집게 사이의 영역 외부에 위치된다.

[0057] 절개 소자는 활성 전극 및 복귀 전극을 구비하는 양극성 RF 구조체를 포함할 수 있다. 활성 전극(절단 소자)은 복귀 전극보다 한 자릿수 이하의 크기일 수 있다. 복귀 전극은 절개 소자에 인접한 집게의 외부 표면에 형성되어, 건조 필드에서 사용될 때, 조직과 직접 접촉하도록 할 수 있다. 따라서, 절개 소자는, 예컨대, 치료 부위에 대한 접근을 개선하거나 개방하기 위해 소규모 또는 미세 절단에 사용될 수 있다.

[0058] 절단 영역은 한 쌍의 집게로부터 떨어져 있을 수 있다. 예를 들어, 절개 소자는 조직과 접촉하기 위한 리딩 에지를 제공하는 돌출 본체를 포함할 수 있다. 활성 전극은, 예컨대, RF 전류 밀도가 해당 영역에 집중되는 것을 보장하기 위해, 리딩 에지에 제공될 수 있다.

[0059] 절개 소자는 한 쌍의 집게의 외부 표면상에 장착될 수 있다. 예를 들어, 돌출 본체는 한 쌍의 집게의 원위부 또는 측면에 있을 수 있다. 돌출 본체는 적절한 유전체로 형성될 수 있으며, 활성 전극은 그 위에 제조된 전도성 부분이다. 복귀 전극은 돌출 본체 또는 한 쌍의 집게의 외부 표면상에 있을 수 있다.

[0060] 다른 예에서, 절개 소자는 길이 방향 확장기에 장착될 수 있고, 길이 방향 확장기는 한 쌍의 집게에 대해 길이 방향으로 이동 가능하다. 이러한 배열체는, 예컨대, 한 쌍의 집게보다 먼저 치료 부위로 이동될 수 있게 함으로써, 사용 중인 절개 소자의 가시성을 확보할 수 있다.

[0061] 바람직한 예에서, 절개 소자는 원위단 어셈블리의 원위단에 장착될 수 있다.

[0062] 마이크로파 및 EM 에너지 및 RF EM 에너지는 기구 샤프트를 통해 공통 신호 경로를 따라 전달될 수 있다. 예를 들어, 동축 전송선은 마이크로파 및 EM 에너지와 RF EM 에너지 모두를 전달하기 위한 공통 신호 경로를 제공할 수 있다. 이러한 배열체에서, 원위단 어셈블리는 절개 소자로부터 마이크로파 및 EM 에너지를 차단하기 위한 유도성 필터, 및 한 쌍의 집게 상의 에너지 전달 구조체로부터 RF EM 에너지를 차단하기 위한 용량성 필터를 포함할 수 있다. 대안적인 배열체에서, RF EM 에너지 및 마이크로파 및 EM 에너지는 기구 샤프트 내의 별도의 경로를 따라 전달되고, 여기서, 유도성 필터 및 용량성 필터는 예컨대, 핸들에서 기구 샤프트의 근위단에 제공된다.

[0063] 전술한 바와 같이, 원위단 어셈블리 및 기구 샤프트는 수술용 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 장착되도록 치수가 정해질 수 있다. 수술용 스코핑 디바이스는 복강경 또는 내시경일 수 있다. 수술용 스코핑 디바이스에는 일반적으로 침습적 시술 동안에 환자의 신체에 삽입되는 강성 또는 가요성(예컨대, 조정 가능함) 도관인 삽입 튜브가 제공된다. 삽입 튜브는 기구 채널 및 광학 채널(예컨대, 삽입 튜브의 원위단에 있는 치료 부위의 이미지를 조명 및/또는 캡처하기 위해 빛을 전송하는 것임)을 포함할 수 있다. 기구 채널은 침습적 수술 도구를 수용하기에 적합한 직경을 가질 수 있다. 기구 채널의 직경은 13mm 이하, 바람직하게는 10mm 이하, 더욱 바람직하게는, 특히, 유연한 삽입 튜브의 경우, 5mm 이하일 수 있다.

[0064] 전술한 혈관 봉합기는 다른 조직 접합 기술에 적용할 수 있다. 예를 들어, 에너지 전달 구조체는 스테이플(staple)의 대안으로 사용될 수 있다. 일부 복부 시술에서, 스테이플 건은 70mm 이상의 길이를 가질 수 있는 집게 사이 또는 직경 20 내지 50mm의 환형 집게 배열체로부터 동시에 발사되는 50 내지 100개의 작은 스테이플을 전달하는 데 사용된다. 이러한 유형의 애플리케이션에서, 본원에 설명된 것과 같은 다중 안테나 구조체는 필요한 길이를 커버하기 위해 사용될 수 있다. 안테나 구조체는 적절한 방식으로 동시에, 순차적으로 또는 점진적으로 활성화되도록 임의의 수의 어레이 형태로 배열될 수 있다.

[0065] 본 발명의 제 2 양태는, EM 에너지를 생성하기 위한 전자기(EM) 신호 공급 유닛; 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한(예컨대, 초음파 진동을 생성하기 위한) 전기 신호를 생성하는 전기 신호 공급 유닛; 원위단으로부터 EM 에너지를 전달하고 전기 신호를 이용하여 초음파 진동을 발생시키기 위해, 전기 수술용 기구에 연결할 수 있도록 구성된 출력 포트; 및 EM 신호 공급 유닛으로부터 출력 포트에 EM 에너지를 전달하고, 전기 신호 공급 유닛으로부터 출력 포트에 전기 신호를 전달하기 위한 공급 구조체 - 공급 구조체는 EM 에너지 및 전기 신호를

출력 포트에 전달하기 위한 공통 신호 경로를 가짐 - 를 포함하는 전기 수술용 발전기를 제공한다.

- [0066] 이러한 배열체에서, 동일 발전기는, 예컨대, 조직 절단, 절제, 지혈 또는 기타 효과를 위해 RF 에너지 및/또는 마이크로파 에너지를 공급할 수 있을 뿐만 아니라, 조직에 초음파 진동을 생성하기 위해 초음파 변환기(예컨대, 자기 변형 변환기)를 구동하기 위한 전기 신호를 공급할 수 있다. 초음파 진동은 생체 조직을 분할, 절개 또는 절단하는 데 사용할 수 있다. RF 및/또는 마이크로파 에너지를 공통 발전기에 통합함으로써, 본 발명은 동일한 기구가 RF 및/또는 마이크로파 에너지도 전달 가능하게 할 수 있다. 이것은 치료 시술 동안 시술자에게 더 많은 치료 옵션을 제공할 수 있다.
- [0067] 전술한 바와 같이, 전기 신호는 가변 또는 발진 전류 신호일 수 있다. 가변 또는 발진 전류 신호는 펄스형, 사인파형, 정사각형, 사다리꼴, 램프형, 지수형 중 하나를 가질 수 있다. 어떤 경우든, 전기 신호가 자기 변형 변환기의 코일에 인가되어 변환기의 자기 변형 소자 주위에 가변 자계를 유도할 수 있다. 자기 변형 효과로 인해, 자기 변형 소자는 자계의 변화(및 전기 신호에서의 전류의 변화)에 따라 물리적 치수가 변경된다. 따라서, 초음파 진동을 생성하기 위해, 전기 신호에는 초음파 주파수(예컨대, 20kHz 내지 5MHz)에서의 발진(예컨대, 전류 발진)이 포함된다. 일 실시예에서, 전기 신호는 최소값 내지 최대값(예컨대, 0A 내지 100A)에서 최대 100A까지 진폭이 변하는 발진 전류 신호이다.
- [0068] EM 신호 공급 유닛은 RF 에너지 및 마이크로파 에너지 모두를 개별적으로 또는 동시에 공급하도록 배치될 수 있다. 예를 들어, EM 신호 공급 유닛은 제 1 주파수를 갖는 마이크로파 EM 방사선을 생성하기 위한 마이크로파 신호 발전기, 및 제 1 주파수보다 낮은 제 2 주파수를 갖는 RF 전자기(EM) 방사선을 생성하기 위한 무선 주파수(RF) 신호 발전기를 포함할 수 있다.
- [0069] 공급 구조체는 출력 포트를 전기 신호 공급 유닛에 연결하기 위한 전기 신호 채널, 및 출력 포트를 마이크로파 신호 발전기에 연결하기 위한 마이크로파 채널을 포함할 수 있다. 전기 신호 채널 및 마이크로파 채널은 각각 전기 신호 공급 유닛 및 마이크로파 신호 발전기로부터 물리적으로 분리된 신호 경로를 포함할 수 있다. 공급 구조체는, 전기 신호 채널로부터 전기 신호를 수신하도록 연결된 제 1 입력과, 마이크로파 채널로부터 마이크로파 EM 방사선을 수신하도록 연결된 제 2 입력, 및 전기 신호 및 마이크로파 EM 방사선을 공통 신호 경로로 전송하기 위한 제 1 및 제 2 입력과 통신하는 출력을 구비하는 제 1 결합 회로를 포함할 수 있다.
- [0070] 마이크로파 채널은 마이크로파 신호 발전기로부터 제 1 결합 회로의 마이크로파 EM 방사선의 통과는 허용하지만, 제 1 결합 회로로부터 마이크로파 신호 발전기의 전기 신호의 통과는 방지(예컨대, 차단)하도록 배치된 제 1 필터를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제 1 필터는, 마이크로파 주파수 에너지는 통과하지만 전기 신호(초음파 주파수를 가짐) 및 존재하는 임의의 RF 신호의 더 낮은 주파수는 차단하도록, 컷오프 주파수(예컨대, 약 300MHz)가 상대적으로 높은 고역 통과 필터일 수 있다. 예를 들어, 1pF 커패시터가 사용될 수 있다.
- [0071] 또한, 전기 신호 채널은 전기 신호 공급 유닛으로부터 제 1 결합 회로의 전기 신호의 통과는 허용하지만, 제 1 결합 회로로부터 전기 신호 공급 유닛으로의 마이크로파 EM 방사선의 통과는 방지(예컨대, 차단)하도록 배치된 제 2 필터를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제 2 필터는, 초음파 주파수 및 존재하는 임의의 RF 신호를 갖는 전기 신호는 통과하지만 더 높은 주파수 마이크로파 에너지는 차단하도록, 컷오프 주파수(예컨대, 약 300MHz)가 상대적으로 높은 저역 통과 필터일 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의(예컨대, 3개의) 마이크로파 스테브가 사용될 수 있으며, 여기서, 스테브는 마이크로파 에너지와 동일한 주파수를 갖는 신호를 필터링하도록 배치된다.
- [0072] 공급 구조체는 출력 포트를 RF 신호 발전기에 연결하기 위한 RF 채널을 포함할 수 있다. RF 채널 및 마이크로파 채널은 각각 RF 신호 발전기 및 마이크로파 신호 발전기로부터 물리적으로 분리된 신호 경로를 포함할 수 있다. 또한, RF 채널은 전기 신호 채널과 결합될 수 있다. 공급 구조체는, 전기 신호 채널에 연결되고, 전기 신호 공급 유닛으로부터 전기 신호를 수신하도록 연결된 제 1 입력 및 RF 채널로부터 RF EM 방사선을 수신하도록 연결된 제 2 입력을 구비하는 제 2 결합 회로, 및 RF EM 방사선 및 전기 신호를 제 1 결합 회로로 전송하기 위해 제 1 및 제 2 입력과 통신하는 출력을 포함할 수 있다.
- [0073] 전기 신호 채널은 전기 신호 공급 유닛으로부터 제 2 결합 회로의 전기 신호의 통과는 허용하지만, 제 2 결합 회로로부터 전기 신호 공급 유닛으로의 RF EM 방사선의 통과는 방지(예컨대, 차단)하도록 배치된 제 3 필터를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제 3 필터는, 초음파 주파수를 갖는 전기 신호는 통과시키지만 RF 신호는 차단하도록, 컷오프 주파수(예컨대, 약 100kHz)가 상대적으로 낮은 저역 통과 필터일 수 있다. 예를 들어, 인덕터가 사용될 수 있다.

- [0074] 또한, RF 채널은 RF 신호 발전기로부터 제 2 결합 회로로의 RF EM 방사선의 통과는 허용하지만, 제 2 결합 회로로부터 RF 신호 발전기로의 전기 신호의 통과는 방지(예컨대, 차단)하도록 배치된 제 4 필터를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제 4 필터는, RF 주파수 에너지는 통과시키지만 전기 신호의 더 낮은 초음파 주파수는 차단하도록, 컷오프 주파수(예컨대, 약 100kHz)가 상대적으로 낮은 고역 통과 필터일 수 있다. 예를 들어, 1μF 커패시터가 사용될 수 있다.
- [0075] 전기 신호 공급 유닛은, 제 1 공급 신호를 출력하는 제 1 전원 공급 장치; 제 1 제어 신호를 출력하는 신호원; 제 1 제어 신호를 수신하기 위해 신호원에 커플링된 제어 입력, 제 1 공급 신호를 수신하기 위해 제 1 전원 공급 장치에 커플링된 공급 입력, 및 출력을 갖는 제 1 스위칭 회로 - 제 1 스위칭 회로는, 제 1 공급 신호 및 제 1 제어 신호에 기초하여, 전기 신호의 적어도 일부를 출력에 제공하도록 작동 가능함 - 를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 제 1 스위칭 회로는, 제 1 제어 신호의 특성(예컨대, 발진, 주파수, 변동)에 따라, 제 1 공급 신호로부터(예컨대, 이를 사용하여) 전기 신호(또는 그 일부)를 생성하는 전류원을 포함한다. 예를 들어, 전류원은 IGFET 또는 MOSFET와 같은 전압 제어형 전류원, 또는 BJT와 같은 전류 제어형 전류원일 수 있다.
- [0076] 제 1 전원 공급 장치는 DC 전원 공급 장치일 수 있다. 또한, 신호원은 제 1 공급 신호로부터(예컨대, 이를 사용하여) 전기 신호의 생성을 제어하는 데 사용되는 가변 제어 신호 또는 트리거 신호를 제공한다. 신호원은 마이크로컨트롤러(예컨대, Arduino[™] 마이크로컨트롤러), Colpitts 발진기, Hartley 발진기 또는 555 타이머일 수 있다. 일 실시예에서, 제 1 제어 신호는 펄스형, 사인파형, 정사각형, 사다리꼴, 램프형 또는 지수 파형과 같은 발진 파형을 갖는다. 일 예에서, 제 1 제어 신호는 초음파 주파수(예컨대, 20kHz 내지 5MHz)에서 LOW 상태(예컨대, 0V)와 HIGH 상태(예컨대, 5V) 사이에서 발진할 수 있다. 제 1 스위칭 회로는 제 1 공급 신호로부터 발진 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성하고 제 1 제어 신호를 발진함으로써 전기 신호(또는 그 일부)를 생성한다. 예를 들어, 제 1 제어 신호가 LOW인 경우, 전기 신호 공급 유닛으로부터 전기 신호가 출력되지 않도록, 제 1 스위칭 회로는 OFF 상태에 있다. 그러나, 제 1 제어 신호가 HIGH인 경우, 전기 신호(예컨대, 전류 신호)가 전기 단일 공급 유닛으로부터 출력되도록, 제 1 스위칭 회로는 ON 상태에 있다. 이러한 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 제 1 스위칭 회로의 전류원에 의해 제 1 공급 신호로부터 생성될 수 있다. 이러한 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 제 1 양태의 전기 수술용 기구에 전송될 수 있고, 생체 조직을 치료(예컨대, 분할, 절단)하기 위한 기구의 원위단 주위에 초음파 진동을 생성하기 위해 자기 변형 변환기를 구동하는 데 사용될 수 있다.
- [0077] 상기의 예에서, 제 1 제어 신호는 제 1 공급 신호로부터(예컨대, 이를 사용하여) 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성하도록 제 1 스위칭 회로를 제어한다. 이러한 전기 신호는 제 1 스위칭 회로와 제 1 전원 공급 장치의 구성에 따라 양(positive) 또는 음(negative)일 수 있다. 예를 들어, 제 1 전원 공급 장치가 순방향 구성에 연결된 DC 전원 공급 장치이고 제 1 스위칭 회로가 P-채널 MOSFET를 포함하는 경우, 출력 전류 신호는 양의 발진 신호이다. 한편, 제 1 전원 공급 장치가 역의 구성으로 연결된 DC 전원 공급 장치이고 제 1 스위칭 회로가 N-채널 MOSFET를 포함하는 경우, 출력 전류 신호는 음의 발진 신호이다. 따라서, 제 1 전원 공급 장치 및 제 1 스위칭 회로를 구비하는 신호원은 양의 발진 전류 신호 또는 음의 발진 전류 신호일 수 있는 완전한 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성한다.
- [0078] 그러나, 다른 실시예에서, 제 2 공급 신호를 출력하기 위해 제 2 전원 공급 장치가 제공될 수 있다. 이 경우, 충전과 같이, 신호원은 제 1 제어 신호를 제 1 스위칭 회로로 출력하지만, 이번에는 제 2 스위칭 회로를 구동하기 위한 제 2 제어 신호도 출력하도록 배치될 수 있다. 제 1 및 제 2 제어 신호는, 제 1 제어 신호가 최대(예컨대, 5V)일 때, 제 2 제어 신호가 최소(예컨대, 0V)이고, 제 1 제어 신호가 최소(예컨대, 0V)일 때, 제 2 제어 신호는 최대(예컨대, -5V)이도록, 위상이 서로 다를 수 있다(예컨대, 180도). 이러한 방식으로, 신호원, 제 1 전원 공급 장치 및 제 1 스위칭 회로는 전기 신호(예컨대, 양의 최대 전류와 0 사이의 변동)의 한 부분(예컨대, 절반 또는 양의 절반)을 제공할 수 있으며, 신호원, 제 2 전원 공급 장치 및 제 2 스위칭 회로는 전기 신호(예컨대, 0과 음의 최대 전류 사이의 변동)의 제 2 부분(또는 나머지 부분)(예컨대, 나머지 절반 또는 음의 절반)을 제공할 수 있다. 따라서, 더 넓은 진폭 범위(예컨대, 전류 범위)를 갖는 복합 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성할 수 있으며, 이는 결국 강한 초음파 진동을 생성하는 데 사용될 수 있다. 또한, 전기 신호의 두 부분이 제 1 및 제 2 제어 신호에 의해 개별적으로 제어되기 때문에, 제 1 및 제 2 부분 사이에 지연을 도입할 수 있는 데, 이는 자기 변형 변환기의 코일이 사이클 사이에 냉각 시간을 갖도록 하는 데 유용할 수 있다. 이러한 방식으로, 자기 변형 변환기의 마모 및 손상을 감소시킬 수 있다.
- [0079] 전기 신호 공급 유닛은 전기 신호의 제 1 부분을 제공하기 위한 제 1 전원 공급 장치 및 제 1 스위칭 회로, 및

전기 신호의 제 2 부분(또는 나머지 부분)을 제공하기 위한 제 2 전원 공급 장치 및 제 2 스위칭 회로를 포함하는 것으로, 전기 신호 공급 유닛은 제 1 및 제 2 부분을 결합하고 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호를 형성하기 위해 제 1 및 제 2 스위칭 회로 양쪽 모두의 출력에 연결된 공통 신호 경로를 더 포함한다는 것이 이해되어야 한다.

[0080] 일 실시예에서, 제 1 및/또는 제 2 전원 공급 장치는 그 출력에서 수신된 교류 신호나 스파이크를 차단하기 위한 필터링 회로를 포함한다. 이와 같은 교류 또는 스파이크는 발전기의 다른 곳에서 생성될 수 있으며, 그렇지 않으면 출력 시에 전원 공급 장치로 들어가 전원 공급 장치에 손상을 야기할 수 있다. 따라서, 필터링 회로는 이와 같은 손상으로부터 전원 공급 장치를 보호하기 위해 작동된다. 일 실시예에서, 필터링 회로는 용량성 회로, 예를 들어, 전원 공급 장치 출력과 0볼트 사이에 연결된 2개의 병렬 연결된 커패시터를 포함한다. 이와 같은 구조의 추가적인 이점은 용량성 회로가 전원 공급 장치 출력으로부터 전력을 저장하여 전력이 전원 공급 장치로부터 직접 전달되는 것이 아니라 용량성 회로로부터 회로의 나머지 부분으로 전달된다는 점이다. 이 용량성 회로는 자기 변형 초음파 변환기를 구동하는 데 사용되는 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성하기 위해 스위칭 회로에 사용할 수 있는 전류를 증가시키는 기능을 한다.

[0081] 일 실시예에서, 제 1 및/또는 제 2 스위칭 회로는 스위치에 커플링된 신호 조절기를 포함한다. 신호 조절기는 스위치를 작동시키기 위한 구동 신호로 제어 신호를 변환하도록 작동될 수 있다. 즉, 신호원로부터의 출력 전류 및/또는 출력 전압은 초음파 주파수에서 스위치를 활성화하기 위해 스위치(예컨대, MOSFET)의 고유 커패시턴스를 충전할 만큼 충분히 크지 않을 수 있다. 따라서, 신호 조절기는 신호원으로부터의 제어 신호를 증폭하여 스위치를 구동하는 데 적합한 크기의 전류 및/또는 전압을 갖는다. 자기 변형 변환기를 통해 필요한 초음파 진동을 생성하기 위해 주파수가 신호원에 의해 구체적으로 설정되기 때문에, 신호 조절기가 제어 신호의 주파수를 변경시키지 않는다는 점에 유의한다. 일 실시예에서, 스위치는 전압 제어형 전류원(예컨대, MOSFET 또는 IGFET) 또는 전류 제어형 전류원(예컨대, BJT)과 같은 스위칭 가능한 전류원이다. 즉, 스위치는 전술한 스위칭 회로의 전류원을 포함할 수 있다.

[0082] 제 1 전원 공급 장치는 제 2 전원 공급 장치와 동일한 물리적 구성을 가질 수도 있지만, 제 1 전원 공급 장치는 제 2 전원 공급 장치에 비해 반대(예컨대, 역)의 구성으로 연결될 수 있다는 점을 이해해야 한다. 또한, 제 1 스위칭 회로는 제 2 스위칭 회로와 동일한 물리적 구성을 가질 수도 있지만, 제 1 스위칭 회로는 제 2 스위칭 회로(예컨대, P-채널 대신 N-채널 또는 그 반대)와 비교하여 반대 유형의 스위치(예컨대, MOSFET)를 포함할 수도 있다.

[0083] 본 발명의 제 3 양태에 따르면, 제 1 양태에 따른 전기 수술용 기구, 및 제 2 양태에 따른 전기 수술용 발전기를 포함하는 전기 수술 장치가 제공되며, 여기서, 전기 수술용 발전기의 출력 포트는 전기 수술용 기구의 기구 샤프트의 근위단에 연결될 수 있도록 구성된다. 이러한 방식으로, 발전기에 의해 생성된 EM 에너지(예컨대, 마이크로파 및/또는 RF)는 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리로부터 전달되도록 기구에 제공될 수 있다. 또한, 조직 치료를 위해 원위단 어셈블리 주위에 초음파 진동을 생성하도록 기구의 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위해 발전기에 의해 생성된 전기 신호가 기구에 제공될 수 있다.

[0084] 여기서, "근위(proximal)" 및 "원위(distal)"라는 용어는 각각 치료 부위로부터 더 멀고 더 가까운 에너지 전달 구조체의 단부를 지칭한다. 따라서, 사용 시에 근위단은 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 발전기에 더 가깝고, 반면에 원위단은 치료 부위, 즉 환자에 더 가깝다.

[0085] 본원에 사용되는 "발진하다(oscillate)"라는 용어는 규칙적 및 불규칙적 변경 모두를 의미한다.

[0086] 본원에 사용되는 "전도성"이라는 용어는, 문맥에서 달리 지시하지 않는 한, 전기 전도성을 의미한다.

[0087] 이하에 사용되는 "길이 방향(longitudinal)"이라는 용어는 동축 전송선의 축에 평행한 기구 채널을 따른 방향을 의미한다. "횡 방향(lateral)"이라는 용어는 길이 방향에 수직인 방향을 의미한다. "내부(inner)"라는 용어는 기구 채널의 중심(예컨대, 축)에 방사상으로 더 가깝다는 것을 의미한다. "외부(outer)"라는 용어는 기구 채널의 중심(축)으로부터 방사상으로 더 먼 것을 의미한다.

[0088] "전기 수술용(electrosurgical)"이라는 용어는 수술 중에 사용되며 무선 주파수(RF) 전자기(EM) 에너지 및/또는 마이크로파 EM 에너지를 사용하는 기구, 장치 또는 도구와 관련하여 사용된다. 여기서, RF EM 에너지는 10kHz 내지 300MHz의 범위, 바람직하게는 100kHz 내지 5MHz의 범위, 더욱 바람직하게는 360kHz 내지 440kHz의 범위에서 안정적인 고정 주파수를 의미할 수 있다. 마이크로파 EM 에너지는 300MHz 내지 100GHz의 범위에서 안정적인 고정 주파수를 갖는 전자기 에너지를 의미할 수 있다. RF EM 에너지는 에너지가 신경 자극을 유발하지 않도록 충분히 높

은 주파수를 가져야 한다. 사용 시, RF EM 에너지의 크기 및 적용되는 지속 기간은 에너지가 조직 블랜칭(blanching) 또는 불필요한 열 마진 또는 조직 구조체의 손상을 야기하는 것을 방지하도록 선택될 수 있다. RF EM 에너지에 대한 바람직한 스폿 주파수에는 100kHz, 250kHz, 400kHz, 500kHz, 1MHz 및 5MHz 중 하나 이상이 포함된다. 마이크로파 EM 에너지에 대한 바람직한 스폿 주파수에는 915MHz, 2.45GHz, 5.8GHz, 14.5GHz, 24GHz가 포함된다. 5.8GHz가 바람직할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0089] 이하에 첨부 도면을 참조하여 본 발명의 예시를 더욱 상세하게 설명한다.

도 1은 일 실시예에 따른 전기 수술용 발전기의 개략도이다.

도 2는 일 실시예에 따른 도 1의 전기 수술용 발전기의 전기 신호 공급 유닛의 개략도이다.

도 3은 다른 실시예에 따른 도 1의 전기 수술용 발전기의 전기 신호 공급 유닛의 개략도이다.

도 4는 추가 실시예에 따른 도 1의 전기 수술용 발전기의 전기 신호 공급 유닛의 개략도이다.

도 5는 일 실시예에 따른 도 1의 전기 수술용 발전기의 공급 구조체의 개략도이다.

도 6a는 일 실시예에 따른 자기 변형 초음파 변환기의 개략도이다.

도 6b는 자기 히스테리시스 루프의 다이어그램이다.

도 7은 일 실시예에 따른 전기 수술용 장치의 개략도이다.

도 8은 일 실시예에 따른 전기 수술용 기구의 개략적인 단면도이다.

도 9는 다른 실시예에 따른 개방 구성에서의 전기 수술용 기구의 개략적인 사시도이다.

도 10은 도 9의 전기 수술용 기구 하부의 개략적인 사시도이다.

도 11은 폐쇄 구성에서의 도 9의 전기 수술용 기구의 개략적인 사시도이다.

도 12a 및 도 12b는 도 9의 전기 수술용 기구에 사용될 수 있는 예시적인 공면형 마이크로스트립 안테나의 대향 표면을 도시한다.

도 13은 일 실시예에 따른 복수의 자기 변형 초음파 변환기를 포함하는 공면형 마이크로스트립 안테나의 상부 표면을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0090] 도 1은 전기 수술용 장치(400)의 개략도를 도시한다. 장치는 RF 채널, 마이크로파 채널, 및 초음파 진동을 생성하기 위해 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 전달하기 위한 전기 신호 채널을 포함한다. RF 채널은 생체 조직을 치료(예컨대, 절단 또는 건조)하는 데 적합한 전력 수준에서 RF 전자기 신호를 생성 및 제어하기 위한 부품을 포함한다. 마이크로파 채널은 생체 조직을 치료(예컨대, 응고 또는 절제)하는 데 적합한 전력 수준에서 마이크로파 주파수 전자기 신호를 생성 및 제어하기 위한 부품을 포함한다. 전기 신호 채널은 조직 치료(예컨대, 절개, 절단, 분할)에 적합한 전력 수준에서 초음파 진동을 형성하기 위해 자기 변형 초음파 변환기를 구동하는 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성 및 제어하기 위한 부품을 포함한다.

[0091] 마이크로파 채널은 마이크로파 주파수 소스(402)로부터의 신호를 2개의 분기로 분할하는 전력 스플리터(424)(예컨대, 3dB 전력 스플리터)가 뒤따르는 마이크로파 주파수 소스(402)를 구비한다. 전력 스플리터(424)로부터의 하나의 분기는 마이크로파 채널을 형성하고, 이 채널은 제어 신호 V_{10} 을 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 가변 감쇠기(404) 및 제어 신호 V_{11} 을 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 신호 변조기(408)를 포함하는 전력 제어 모듈, 및 치료에 적합한 전력 레벨에서 기구(예컨대, 프로브 또는 집게 쌍)(420)로부터의 전달을 위한 순방향 마이크로파 EM 방사선을 생성하기 위한 구동 증폭기(410) 및 전력 증폭기(412)를 포함하는 증폭기 모듈을 구비한다. 증폭기 모듈 이후에, 마이크로파 채널은 마이크로파 신호 커플링 모듈(마이크로파 신호 검출기의 일부를 형성함)로 계속되며, 이 모듈은 제 1 포트와 제 2 포트 사이의 경로를 따라 그 주파수 소스로부터 기구로 마이크로파 EM 에너지를 전달하도록 연결된 서큘레이터(416)와, 이 서큘레이터(416)의 제 1 포트에 있는 순방향 커플러(414), 및 서큘레이터(416)의 제 3 포트에 있는 반사 커플러(418)를 포함한다. 반사 커플러를 통과한 후, 제 3 포트로부터의 마이크로파 EM 에너지는 전력 덤프 부하(422)에 흡수된다. 마이크로파 신호 커플링 모듈은, 또

한, 제어 신호 V_{12} 를 통해 제어기(406)에 의해 작동되는 스위치(415)를 포함하여, 검출을 위해 순방향 커플링 신호 또는 반사 커플링 신호를 헤테로다인 수신기에 연결하도록 한다.

[0092] 전력 스플리터(424)로부터의 다른 분기는 측정 채널을 형성한다. 측정 채널은 마이크로파 채널의 증폭 라인업을 우회하므로, 이 기구에서 저전력 신호를 전달하도록 배치된다. 제어 신호 V_{13} 을 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 1차 채널 선택 스위치(426)는 마이크로파 채널 또는 측정 채널로부터 신호를 선택하여 기구에 전달하도록 작동될 수 있다. 고주파수 RF 신호 및/또는 초음파 주파수 신호(전기 신호 공급 유닛(490)에 의해 생성됨)로부터 마이크로파 신호 발전기를 보호하기 위해, 고역 통과 필터(427)는 1차 채널 선택 스위치(426)와 프로브(420) 사이에 연결된다. 고역 통과 필터(427)는 도 5를 참조하여 이하에서 더 상세하게 설명되는 공급 구조체의 일부이다.

[0093] 측정 채널은 이 기구로부터 반사된 전력의 위상과 크기를 검출하도록 배치된 부품을 포함하며, 이는 그 기구의 원위단에 존재하는 생체 조직과 같은 재료에 대한 정보를 산출할 수 있다. 측정 채널은 소스(402)로부터 제 1 포트와 제 2 포트 사이의 경로를 따른 프로브에 마이크로파 EM 에너지를 전달하도록 연결된 서큘레이터(428)를 포함한다. 기구로부터 반환된 반사 신호는 서큘레이터(428)의 제 3 포트에 전달된다. 서큘레이터(428)는, 정확한 측정을 용이하게 하기 위해, 순방향 신호와 반사 신호 사이에 절연을 제공하는 데 사용된다. 그러나, 서큘레이터는 제 1 포트와 제 3 포트 사이에 완전한 분리를 제공하지 않으므로, 즉, 순방향 신호의 일부가 제 3 포트에 침입하여 반사 신호를 방해할 수 있으므로, 캐리어 제거 회로는 (순방향 커플러(430)로부터의) 순방향 신호의 일부를 (주입 커플러(432)를 통해) 제 3 포트로부터 나오는 신호에 다시 주입하는 데 사용될 수 있다. 캐리어 제거 회로는 제 1 포트로부터 제 3 포트에 통과하는 임의의 신호를 제거하기 위해 주입 부분이 그 임의의 신호와 180° 위상이 어긋나도록 하는 위상 조정기(434)를 포함한다. 캐리어 제거 회로는 또한 주입 부분의 크기가 임의의 침입 신호와 동일한 것을 보장하기 위해 신호 감쇠기(436)를 포함한다.

[0094] 순방향 신호의 임의의 드리프트를 보상하기 위해, 순방향 커플러(438)가 측정 채널에 제공된다. 순방향 커플러(438)의 커플링된 출력과 서큘레이터(428)의 제 3 포트로부터의 반사 신호는 스위치(440)의 각 입력 단자에 연결되고, 이는 제어 신호 V_{14} 를 통해 제어기(406)에 의해 작동되어 커플링된 순방향 신호 또는 반사 신호를 검출용 헤테로다인 수신기에 연결한다.

[0095] 스위치(440)의 출력(즉, 측정 채널로부터의 출력)과 스위치(415)의 출력(즉, 마이크로파 채널로부터의 출력)은 2차 채널 선택 스위치(442)의 각 입력 단자에 연결되고, 이는, 측정 채널이 기구에 에너지를 공급하고 있을 때, 측정 채널의 출력이 헤테로다인 수신기에 연결되고, 마이크로파 채널이 기구에 에너지를 공급하고 있을 때, 마이크로파 채널의 출력이 헤테로다인 수신기에 연결되도록 하기 위해, 1차 채널 선택 스위치와 연동하여 제어 신호 V_{15} 를 통해 제어기(406)에 의해 작동 가능하다.

[0096] 헤테로다인 수신기는 2차 채널 선택 스위치(442)에 의해 출력된 신호로부터 위상 및 크기 정보를 추출하는 데 사용된다. 이 시스템에는 단일 헤테로다인 수신기가 도시되지만, 신호가 제어기에 입력되기 전에, 소스 주파수를 두 번 혼합하기 위한 이중 헤테로다인 수신기(2개의 로컬 발진기와 믹서를 포함함)가, 필요한 경우, 사용될 수 있다. 헤테로다인 수신기는 국부 발진기(444) 및 2차 채널 선택 스위치(442)에 의해 출력된 신호를 혼합하기 위한 믹서(448)를 포함한다. 국부 발진기 신호의 주파수는 믹서(448)로부터의 출력이 제어기(406)에서 수신되기에 적합한 중간 주파수가 되도록 선택된다. 대역 통과 필터(446, 450)는 고주파 마이크로파 신호로부터 국부 발진기(444) 및 제어기(406)를 보호하기 위해 제공된다.

[0097] 제어기(406)는 헤테로다인 수신기의 출력을 수신하고, 그것으로부터 마이크로파 또는 측정 채널 상의 순방향 및/또는 반사 신호의 위상 및 크기를 나타내는 정보를 결정(예컨대, 추출)한다. 이 정보는 마이크로파 채널의 고전력 마이크로파 EM 방사선 또는 RF 채널의 고전력 RF EM 방사선의 전달을 제어하는 데 사용될 수 있다. 전술한 바와 같이, 사용자는 사용자 인터페이스(452)를 통해 제어기(406)와 상호 작용할 수 있다.

[0098] 도 1에 도시된 RF 채널은 제어 신호 V_{16} 을 통해 제어기(406)에 의해 제어되는 게이트 드라이버(456)에 연결된 RF 주파수 소스(454)를 포함한다. 게이트 드라이버(456)는 하프 브리지 배열체인 RF 증폭기(458)에 대한 동작 신호를 공급한다. 하프 브리지 배열체의 드레인 전압은 가변 DC 전원 공급 장치(460)를 통해 제어될 수 있다. 출력 변환기(462)는 생성된 RF 신호를 기구(420)로 전달하기 위한 라인을 통해 전송한다. 고역 통과 필터(464)는 전기 신호 공급 유닛(490)에 의해 생성된 초음파 주파수 신호로부터 RF 신호 발전기를 보호하기 위해 이 라인에 연결된다. 또한, 필터(464)는 도 5를 참조하여 이하에 설명되는 공급 구조체의 일부를 형성한다.

- [0099] 변류기(466)는 조직 부하에 전달되는 전류를 측정하기 위해 RF 채널에 연결된다. 전위 디바이더(468)(출력 변환기에서 분리될 수 있음)는 전압을 측정하는 데 사용된다. 전위 디바이더(468) 및 변류기(466)로부터의 출력 신호(즉, 전압 및 전류를 나타내는 전압 출력)는 각각의 버퍼 증폭기(470, 472) 및 전압 클램핑 제너 다이오드(474, 476, 478, 480)(도 1에서 신호 B 및 C로 도시됨)에 의해 조절된 후에 제어기(406)에 직접 연결된다.
- [0100] 위상 정보를 도출하기 위해, 전압 및 전류 신호(B 및 C)는 출력 전압이 RC 회로(484)에 의해 통합되어 전압 및 전류 파형 사이의 위상차에 비례하는 전압 출력(도 1에서 A로 도시됨)을 생성하는 위상 비교기(482)(예컨대, EXOR 게이트)에도 연결된다. 이 전압 출력(신호 A)은 제어기(406)에 직접 연결된다.
- [0101] 전기 신호 채널은 전기 신호 공급 유닛(490)에 의해 부분적으로 제공되며, 이 실시예는 도 2에 더 자세하게 도시되어 있다. 전기 신호 공급 유닛(490)은 하나 이상의 제어 신호(예컨대, 전압 신호)를 생성하기 위한 신호원(500)을 포함한다. 일 실시예에서, 신호원(500)은 마이크로컨트롤러(예컨대, Arduino[™] 마이크로컨트롤러), Colpitts 발진기, Hartley 발진기 또는 555 타이머일 수 있다. 신호원(500)은 전기 신호 공급 유닛의 나머지 부분을 구동하는 저전력 발진 신호(또는 교류 신호)(예컨대, 펄스형, 정사각형, 사인파, 램프형, 사다리꼴, 지수형) 형태의 제어 신호를 생성하여 (예컨대, 기구(420) 상의) 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 초음파 주파수를 포함하는 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 형성하여 생체 조직을 치료하기 위한 초음파 진동을 생성한다. 구체적으로, 신호원(500)은 2개의 제어 신호, 즉, 제 1 스위칭 회로(502)의 제어 입력에 제공되는 제 1 제어 신호(예컨대, 양의 제어 신호), 및 제 2 스위칭 회로(504)의 제어 입력에 제공되는 제 2 제어 신호(음의 제어 신호)를 생성한다. 제 1 및 제 2 제어 신호의 예시적인 도식 표현은 도 2에 도시되어 있고, 여기서, 제 1 제어 신호는 양의 구형파(square wave)이고, 제 2 제어 신호는 제 1 제어 신호와 위상이 180° 또는 π 만큼 어긋난 음의 구형파이다. 제어 신호는 도 2에서 전압 신호로 도시되는 데, 그 이유는, 이하에 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 제 1 및 제 2 스위칭 회로(502, 504)가 전압 제어형 전류원을 포함하기 때문이다. 그러나, 예를 들어, 제 1 및 제 2 스위칭 회로(502, 504)가 전류 제어형 전류원을 포함하는 경우, 제어 신호는 발진하는 저전력 전류 신호일 수 있다는 것을 이해해야 한다.
- [0102] 일 실시예에서, 제 1 제어 신호는 0V와 5V 사이의 초음파 주파수에서 최소 전류(예컨대, <1mA)로 발진하고, 제 2 제어 신호는 0V와 -5V 사이의 초음파 주파수(예컨대, 제 1 제어 신호와 동일한 초음파 주파수)에서 최소 전류(예컨대, <1mA)로 발진한다. 제 1 스위칭 회로(502)는 제 1 전원 공급 장치(506)에 커플링된 공급 장치의 입력을 포함한다. 또한, 제 2 스위칭 회로(502)는 제 2 전원 공급 장치(508)에 커플링된 공급 장치의 입력을 포함한다. 일 실시예에서, 제 1 및 제 2 전원 공급 유닛은 DC 전원 공급 유닛일 수 있다. 제 1 스위칭 회로(502)는 전기 신호 공급 유닛(490)의 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)의 제 1 부분을 제공한다. 구체적으로, 제 1 스위칭 회로(502)는 전류원(예컨대, MOSFET, BJT 또는 IGFET)을 포함하고, 제 1 제어 신호의 발진에 기초하여 발진 전류 신호를 생성하기 위해 제 1 전원 공급 장치(506)로부터 수신된 제 1 공급 신호를 사용한다. 이것은 전류 +i Amps(+i Amp는 실시예에서 100A일 수 있음)와 0Amps 사이에서 발진하는 양의 구형파에 의해 도 2에 도식적으로 도시된다. 또한, 제 2 스위칭 회로(504)는 전기 신호 공급 유닛(490)의 출력 전류 신호의 제 2 또는 나머지 부분을 제공한다. 구체적으로, 제 2 스위칭 회로(504)는 전류원(예컨대, MOSFET, BJT 또는 IGFET)을 포함하고, 제 2 제어 신호의 발진에 기초하여, 발진 전류 신호를 생성하기 위해 제 2 전원 공급 장치(508)로부터 수신된 제 2 공급 신호를 사용한다. 이것은 전류 -i Amps(-i Amps는 일 실시예에서 -100 Amp일 수 있음)와 0 Amps 사이에서 발진하는 음의 구형파에 의해 도 2에 도식적으로 표시된다.
- [0103] 도 2에 도시된 바와 같이, 제 1 스위칭 회로(502)로부터의 출력(즉, 전기 신호의 제 1 부분) 및 제 2 스위칭 회로(504)로부터의 출력(즉, 전기 신호의 제 2 부분)은 전기 신호 공급 유닛(490)으로부터 결합된 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 형성하기 위해 공통 신호 경로 상에서 함께 결합된다. 따라서, 전기 신호 공급 유닛(490)으로부터의 출력은 신호원(500)과 동일한 초음파 주파수에서 그리고 제 1 및 제 2 스위칭 회로에 의해 제공되는 최대 전류값 사이(즉, +i와 -i 사이)에서 변화하는 전기 신호이다. 즉, 전기 신호 공급 유닛(490)으로부터 출력되는 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는, 신호원(500), 제 1 전원 공급 장치(506) 및 제 1 스위칭 회로(502)에 의해 제공되는 제 1 부분(예컨대, 양의 부분), 및 신호원(500), 제 2 전원 공급 장치(508) 및 제 2 스위칭 회로(504)에 의해 제공되는 제 2 부분(예컨대, 음의 부분)의 두 부분으로 구성된 복합 신호이다. 양의 부분은 자기 변형 초음파 변환기에서 양의 H-필드를 유발하여 한 방향으로 치수의 변화를 일으키는 반면, 음의 부분은 변환기에서 음의 H-필드를 유발하여 제 2 방향(예컨대, 반대 방향)으로 치수의 변화를 일으킬 것이라는 점이 이해되어야 한다.
- [0104] 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)의 제 1 및 제 2 부분을 제공하는 2개의 전원 공급 장치(506, 508) 및 2개의

스위칭 회로(502, 504)를 구비하는 것의 이점은 출력 전기 신호의 파형이 초음파 변환기의 성능을 개선하도록 적응될 수 있다는 점이다. 예를 들어, 제 1 및 제 2 제어 신호는 변환기(예컨대, 코일 및/또는 자기 변형 소자)가 한 방향으로 구동된 후 및 반대 방향으로 구동되기 전에 냉각될 시간을 제공하기 위해 출력 전기 신호의 두 부분 사이에 지연을 도입하도록 구성될 수 있다. 결과적으로, 이것은 변환기의 사용 가능한 수명을 증가시키고/증가시키거나 파손이나 오작동의 가능성을 감소시킬 수 있다.

[0105] 일 실시예에서, 신호원의 동작은, 예를 들어, 제어기(406)로부터 수신된 전용 제어 신호를 통해, 제어기에 의해 제어될 수 있다.

[0106] 도 1로 되돌아가서, 변환기(492)는 한쪽에서 전기 신호 공급 유닛(490)에 커플링되고, 다른 쪽에서 저역 통과 필터(494)에 커플링된다. 변환기(492)는 기구(420)(및 환자)를 전기 공급 유닛(490)으로부터 분리시키는 기능을 한다. 일 실시예에서, 변환기(492)는 옵토-아이솔레이터(opto-isolator)일 수 있다. 또한, 일부 실시예에서는 변환기(492)가 없을 수 있다. 어떤 경우든, 저역 통과 필터(464)는 신호 합성기(496)에 의해 RF 채널에 연결되고, 저역 통과 필터(494)는 RF 채널에서 생성된 RF 신호로부터 전기 신호 공급 유닛을 보호하도록 동작한다. 필터(494) 및 신호 합성기(496)는, 또한, 도 5를 참조하여 이하에 설명되는 공급 구조체의 일부를 형성한다.

[0107] 마이크로파/측정 채널은 신호 합성기(417)에 연결된다. 또한, 신호 합성기(417)는 저역 통과 필터(498)를 통해 신호 합성기(496)에 연결되고, 이는 RF 채널과 전기 신호 채널 모두를 마이크로파 에너지로부터 보호하는 기능을 한다. 또한, 마이크로파, RF 및 전기 신호는 개별적으로 또는 동시에 케이블 어셈블리(419)를 따라 기구(420)로 전달된다. 기구(420)는 마이크로파 및/또는 RF 에너지를 환자의 생체 조직으로 전달(예컨대, 방사)한다. 또한, 기구(420)는 자기 변형 초음파 변환기를 포함하고, 전기 신호는 변환기를 구동하여 조직 치료를 위한 초음파 진동을 발생시킨다.

[0108] 일부 실시예에서, 마이크로파 및 RF 채널 중 하나만 존재할 수 있으므로, 기구가 RF 및 마이크로파 에너지 중 하나만 전달할 수 있음을 이해해야 한다. 또한, 일부 실시예에서는 측정 채널이 없을 수 있다.

[0109] 도 3은 전기 신호 공급 유닛(600)의 더욱 상세한 실시예를 도시한다. 전기 신호 공급 유닛(600)은 도 2의 전기 신호 공급 유닛(490)과 유사하며, 여기서, 유사한 참조 번호는 유사한 구성 요소에 관한 것이다. 도 3에서 알 수 있는 바와 같이, 전기 신호 공급 유닛(600)은 신호원(500)을 포함한다. 그러나, 도 3에서, 도 2의 제 1 스위칭 회로(502)는 전류원을 포함하는 제 1 스위치(604) 및 제 1 게이트 드라이버(602)로 구성된다. 추가적으로, 도 2의 제 2 스위칭 회로(504)는 전류원을 포함하는 제 2 스위치(608) 및 제 2 게이트 드라이버(606)로 구성된다. 실시예에서, 제 1 및 제 2 스위치(604, 608)는 MOSFET(즉, 전압 제어형 전류원)이고, 예를 들어, 스위치(604)는 P-채널 MOSFET일 수 있고, 스위치(608)는 N-채널 MOSFET일 수 있다. 또한, 게이트 드라이버(602, 606)는 신호원(500)으로부터 수신된 제어 신호를 스위치(604, 608)를 각각 구동하기 위한 적절한 신호로 조절하는 기능을 한다. 예를 들어, 앞서 언급한 바와 같이, 제 1 제어 신호는, 예를 들어, 0V와 5V 사이의 초음파 주파수에서 최소 전류(예컨대, <1mA)로 발진하는 저전력 발진 포지티브 신호이다. 또한, 제 2 제어 신호는, 예를 들어, 0V와 -5V 사이의 초음파 주파수(예컨대, 제 1 제어 신호와 동일한 초음파 주파수)에서 최소 전류(예컨대, <1mA)로 발진하는 저전력 발진 네거티브 신호이다. 그러나, 스위치(604, 608)(예컨대, MOSFET)는 작동하기 위해 더 높은 전압 및 전류를 요구할 수 있으므로, 게이트 드라이버(602, 606)는 조절된 신호가 스위치(604, 608)를 구동할 수 있도록 그들의 전압 및/또는 전류를 증가시켜 제어 신호를 조절한다. 예를 들어, MOSFET의 고유 커패시턴스를 충전하기 위해서는 더 큰 신호가 필요할 수 있다. 실시예에서, 게이트 드라이버(602)는 제 1 제어 신호를 0V와 15V 사이에서 1A의 전류로 발진하는 발진 신호로 조절할 수 있다. 또한, 게이트 드라이버(606)는 제 2 제어 신호를 0V와 -15V 사이에서 1A의 전류로 발진하는 발진 신호로 조절할 수 있다. 게이트 드라이버(602, 606)는 신호 조절기로 지칭될 수 있다.

[0110] 또한, 도 3에서, 도 2의 제 1 전원 공급 장치(506)는 두 가지 기능을 수행하는 용량성 회로 C1, C2를 포함한다. 또한, 도 2의 제 2 전원 공급 장치(508)는 동일한 두 기능을 수행하는 용량성 회로 C3, C4를 포함한다. 첫째로, 용량성 회로 C1, C2 및 C3, C4는 교류(AC) 또는 스파이크가 DC 전원 공급 장치의 출력으로 들어가는 것을 방지하는 전원 공급 디커플링을 제공한다. 즉, 이러한 AC 전류 또는 스파이크를 접지로 전달한다. 이렇게 하면, DC 전원 공급 장치가 이와 같은 AC 전류 또는 스파이크에 의해 손상될 가능성이 감소된다. 둘째, 용량성 회로 C1, C2 및 C3, C4는 전기 신호 공급 유닛(600)으로부터의 출력 전기 신호가 전원 공급 장치로부터 직접 제공되는 것이 아니라 용량성 회로로부터 제공되도록 한다. 결과적으로, 이것은 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 생성하는 데 사용할 수 있는 전류를 증가시킨다. 일 실시예에서, 커패시터 C1 및 C3은 각각 100 μ F의 값을 가질 수 있는 반면, 커패시터 C2 및 C4는 각각 0.1 μ F의 값을 가질 수 있다.

- [0111] 도 4는 전기 신호 공급 유닛(700)의 대안적인 실시예를 도시한다. 구체적으로는, 전기 신호 공급 유닛(700)을 도 2의 전기 신호 공급 유닛(490)과 비교하면, 유닛(700)은 단일 스위칭 회로(704)에 대한 단일 제어 신호를 생성하는 신호원(702)을 포함한다는 것이 명백하다. 또한, 스위칭 회로(704)는 단일 전원 공급 장치(706)로부터 공급 신호를 수신한다. 이와 같이, 전기 신호 공급 유닛에 의해 제공되는 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 양(예컨대, 0과 +i 사이) 또는 음(예컨대, 0과 -i 사이)이다. 이것은 출력 전기 신호(예컨대, 전류 신호)가 두 부분(예컨대, 양의 부분과 음의 부분)으로 구성된 복합 신호인 도 2의 배열체와 대조된다. 도 4의 배열체는 제조가 더 간단하고 더 저렴하지만, 양 또는 음의 신호를 생성하는 경향이 있기 때문에 도 2의 배열체에 비해 더 작은 크기 범위를 제공할 수 있다. 추가적으로, 출력 전기 신호는 두 제어 신호의 조합이 아니므로, 제어 신호를 사용하여 출력 전기 신호의 양의 부분과 음의 부분 사이에 지연을 도입할 수 없다.
- [0112] 전기 신호 공급 유닛의 추가 실시예는 도 3의 전기 신호 공급 유닛의 변형으로서 형성될 수 있으며, 여기서, 단일 게이트 드라이버는 신호원(500)으로부터 단일 제어 신호를 수신할 수 있고, 단일 게이트 드라이버는 단일 스위치(604)와 스위치(608) 모두를 구동하기 위해 단일 제어 신호를 조절할 수 있다. 이러한 방식으로, 유리하게는, 출력 전기 신호는 도 2의 배열체의 더 넓은 전류 범위(예컨대, +i 내지 -i)를 가질 수 있다. 그러나, 도 4의 배열체에서와 같이, 이러한 변형은 출력 전기 신호의 양의 부분과 음의 부분 사이에 지연을 도입할 수 없다. 즉, 단일 게이트 드라이버로부터의 조절된 제어 신호는 스위치(608)를 OFF로 전환하는 것과 동시에 스위치(604)를 ON으로 전환해야 한다(반대의 경우도 마찬가지임).
- [0113] 도 5는 도 1의 실시예에 따른 발전기의 공급 구조체의 개략도를 도시한다. 공급 구조체는 마이크로파 채널로부터의 마이크로파 EM 신호, 전기 신호 채널로부터의 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호, 및 RF 채널로부터 RF EM 신호를 입력으로서 수신한다. 공급 구조체는 공급선(419)을 통해 기구(420)로 계속 전송하기 위해 3개의 입력 신호 중 하나 이상을 (개별적으로 또는 동시에) 출력으로서 제공한다. 공급 구조체는 이들 상이한 신호를 생성하기 위해 별개이지만 상호 연결된 메커니즘에 대한 손상을 방지하는 것과 같은 방식으로 이들 상이한 신호를 함께 결합하기 위해 하나 이상의 신호 합성기 및 하나 이상의 필터를 포함한다. 구체적으로, 공급 구조체는 마이크로파 채널과 전기 신호 채널을 공통 신호 경로로 결합하는 제 1 신호 합성기(417)를 포함한다. 추가적으로, 공급 구조체는 RF 채널을 전기 신호 채널과 결합하기 위한 제 2 신호 합성기(496)를 포함한다. RF EM 신호 및 전기 신호는 마이크로파 EM 신호를 생성하는 메커니즘에 손상을 야기할 수 있으므로, 마이크로파 채널에 위치되며 신호 합성기(417) 앞에 비교적 높은 컷오프 주파수(예컨대, 약 300MHz)를 갖는 고역 통과 필터(427)가 위치된다. 이 고역 통과 필터(427)는, 마이크로파 EM 주파수 에너지는 통과시키지만, 전기 신호(초음파 주파수를 가짐) 및 RF 신호의 더 낮은 주파수는 차단한다. 예를 들어, 1pF 커패시터가 필터(427)로 사용될 수 있다.
- [0114] 추가적으로, 마이크로파 EM 신호는 전기 신호 및 RF EM 신호를 생성하기 위한 메커니즘에 손상을 야기할 수 있으므로, 제 1 및 제 2 신호 합성기(417, 496) 사이에 상대적으로 높은 컷오프 주파수(예컨대, 약 300MHz)를 갖는 저역 통과 필터(498)가 위치되어, 초음파 주파수와 RF EM 신호를 갖는 전기 신호는 통과시키지만, 더 높은 주파수의 마이크로파 에너지는 차단하도록 한다. 예를 들어, 하나 이상의(예컨대, 3개의) 마이크로파 스테브가 사용될 수 있으며, 여기서, 스테브는 마이크로파 에너지와 동일한 주파수를 갖는 신호를 필터링하도록 배치된다. 스테브는 W02017103209A1에 개시된 바와 같을 수 있다.
- [0115] 추가적으로, RF EM 신호는 전기 신호를 생성하는 메커니즘에 손상을 야기할 수 있으므로, 전기 신호 채널 내의 신호 합성기(496) 앞에 비교적 낮은 컷오프 주파수(예컨대, 약 100kHz)를 갖는 저역 통과 필터(494)가 위치되어, 초음파 주파수를 갖는 전기 신호는 통과시키지만, RF 신호는 차단하도록 한다. 예를 들어, 인덕터가 사용될 수 있다. 또한, 전기 신호는 RF EM 신호를 생성하는 메커니즘에 손상을 야기할 수 있으므로, RF 채널 내의 신호 합성기(496) 앞에 상대적으로 낮은 컷오프 주파수(예컨대, 약 100kHz)를 가진 고역 통과 필터(464)가 위치되어, RF 주파수 에너지는 통과시키지만, 전기 신호의 더 낮은 초음파 주파수는 차단하도록 한다. 예를 들어, 1μF 커패시터가 필터(464)로 사용될 수 있다.
- [0116] 이와 같이, 공급 구조체는 각각의 EM 에너지 공급 유닛으로부터 EM 에너지(예컨대, 마이크로파 및/또는 RF)를 전달하고 전기 신호 공급 유닛으로부터 전기 신호를 전달한다. 또한, 공급 구조체는 기구(420)로의 전송을 위해 EM 에너지 및 전기 신호를 출력 포트에 전달하기 위한 공통 신호 경로를 포함한다. 더욱이, 공급 구조체는 이들 별개의 상이한 입력 신호가 이들 신호를 생성하기 위한 다양한 별개의 상이한 메커니즘을 손상시키지 않도록 보장하는 기능을 하는 신호 합성기 및 필터의 회로 또는 네트워크를 포함한다.
- [0117] 도 6a는 일 실시예에 따른 자기 변형 초음파 변환기를 나타낸다. 변환기는 자기 변형 재료의 소자(806) 주위를

감싸는 코일형 도체(804)가 내부에 위치되는 하우징(802)을 포함한다. 소자(806)는 실질적으로 세장형이거나 봉형일 수 있고, 솔레노이드로 지칭될 수 있다. 일 실시예에서, 소자(806)는 코일과 대략 동일한 길이거나 코일보다 약간 더 길 수 있고, 예를 들어, 1cm 또는 1.2cm일 수 있다. 또한, 소자(806)는 실질적으로 원통형일 수 있고 약 0.5cm 또는 0.6cm의 직경을 가질 수 있다. 코일형 도체(804)는 제 1 단부에서 변환기(800)의 제 1 단자(808)에 연결되고, 제 2 단부에서 변환기(800)의 제 2 단자(810)에 연결된다. 사용 시에, 제 1 단자(808) 및 제 2 단자(810)는 전기 신호가 변환기(800)에 제공되어 변환기(800)가 초음파 진동을 생성하도록 도 1의 케이블 어셈블리(419)에 연결된다. 특히, 자기 변형은 자계(H-필드)에 반응하여 강자성 재료를 팽창 또는 수축(즉, 이의 물리적 치수를 변경함)하게 하는 강자성 재료의 특성이다. 이 효과는 자기 변형 재료가 전자기 에너지를 기계적 에너지로 변환할 수 있게 한다. 자계가 재료에 가해지면, 그것의 분자 쌍극자와 자계 경계가 자계와 정렬하도록 회전된다. 이로 인해 재료가 변형되고 길어진다.

[0118] 도 6b는 예시적인 자기 히스테리시스 루프를 도시한다. 강자성 재료가 포화점(예컨대, 도 6b의 지점(824))에 도달할 때까지 한 방향으로 자화될 때, 자기 히스테리시스 루프가 생성되고, 그런 다음 자계 강도는 역포화점(예컨대, 도 6b의 지점(826))에서 반대 방향으로 자기가 소거된다. 자계 방향이 교대로 바뀔 때, 포화점과 역포화점을 오가는 루프가 형성된다. 이 루프는 도 6b에서 볼 수 있다. 자화장(magnetising field)(H)은 자화(M 또는 B) 또는 변형에 필요한 변화를 생성하는 데 필요한 응력을 제공한다. 자계 강도(H)가 0일 때, 강자성 재료의 자화(M)를 잔류 자기(remanence)라고 한다. 자화가 0으로 되돌아감에 따라, 포화 후에 자기를 소거하는 데 필요한 자계 강도(H)를 보자력(coercivity)이라고 한다. 지점(820)은 잔류 자기 지점이라고 지칭될 수 있으며, 구동 필드가 0으로 떨어질 때, 남아 있는 자화의 측정값이다. 이것은, 구동 자계가 0으로 떨어질 때, 강자성 재료가 상당한 정도의 자화를 유지한다는 것을 나타낸다. 지점(822)은 보자력 지점이라고 지칭될 수 있으며, 포화된 후에 자화를 0으로 구동하는 데 필요한 역 필드의 측정값이다. 이것은, 구동 자계가 반전되어야 하고 그런 다음 자화를 다시 0으로 구동하기 위해 증가되어야 한다는 것을 나타낸다. 지점(824)은 자구(magnetic domain)를 한 방향(예컨대, 북극)으로 정렬하여 강자성 재료가 포화 상태로 자화되는 지점을 나타내는 반면, 지점(826)은 자구를 반대 방향(예를 들어, 남극)으로 정렬하여 강자성 재료가 포화 상태로 자화되는 지점을 나타낸다. 히스테리시스 루프의 폭(828)은, 구동 필드가 제거되었을 때, 재료가 포화 필드의 크기나 작은 부분을 유지하는 지를 가리킨다. 폭은 서로 다른 자기 변형 재료에 따라 상이할 수 있다. 히스테리시스 루프가 좁다는 것은 소량의 소산 에너지(dissipated energy)가 반복적으로 자화를 역전시킨다는 것을 의미한다. 실시예들은 초음파 진동의 생성에서의 자기 변형 재료의 사용에 관한 것이다. 초음파 진동의 상대적으로 높은 주파수를 감안할 때, 포화 지점 사이의 전환은, 예컨대, 초당 20,000 내지 5,000,000회(즉, 20kHz 내지 5MHz)와 같이 비교적 빠르게 일어나야 한다. 따라서, 목표는 히스테리시스 루프를 최대한 한 좁게 유지하여(즉, 폭(828)을 최대한 한 낮게 유지하여), 자화의 변화(또는 전환)가 훨씬 더 빠른 속도로 발생되고 에너지 소실 및 후속 가열이 작게 유지되도록 하는 것이다.

[0119] Terfenol-D는 소자(806)를 만드는 데 특히 적합한 자기 변형 재료로 선택되었다. Terfenol-D는 상온에서 약 2,400ppm이고, 이는 Terfenol-D 재료의 격자 구조의 능면체 변형으로 인해 발생되어 큰 자화 및 자기 변형을 가지기 때문에 사용하기 좋은 재료이다. 즉, 다른 자기 변형 재료에 비해 Terfenol-D는 주어진 응력(즉, 자기 구동 필드의 변화를 적용)에 대해 큰 변형(즉, 물리적 치수의 변화)을 생성한다. 예를 들어, Galfenol은 약 400ppm의 자기 변형을 갖고 Alfenol은 약 200ppm의 자기 변형을 갖는다. 그러나, Terfenol-D는 비교적 고가의 재료이기 때문에, 소자(806)는 두 부분, 즉, 코일과 실질적으로 동일 길이이고 Terfenol-D로 제조된 제 1 부분, 및 제 1 부분의 연장이고 강철과 같은 더 저렴한 재료로 제조된 제 2 부분으로 구성될 수 있다.

[0120] 이하에서는 실시예에 따라 코일(804) 및 소자(806)의 가능한 구조를 결정하기 위한 몇 가지 예시적인 계산이 제공된다.

[0121] 자계 강도(H)는 이하의 수학적 식 (1)에서 구할 수 있다고 알려져 있다.

수학적 식 1

$$H = \frac{NI}{L} \quad (1)$$

[0123] 여기서, N은 코일(804)의 권선 수를 의미하고, I는 변환기(800)를 구동하는 데 사용되는 전기 신호의 전류이며, L은 코일(804)의 길이(도 6a에서 "L"로 표시됨)이다.

- [0124] 일 실시예에서, 2,000 에르스테드(Oe)의 자기 강도는 특정 Terfenol-D 자기 변형 소자(806)에 대해 2,400ppm의 최대 변형을 생성할 것이라고 생각할 수 있다. 1 Oe가 79.58 A/m에 해당하면, 2,000 Oe는 159,155 A/m에 해당한다.
- [0125] 수학적 식 (1)로부터, 100A의 전류가 코일(804)로 공급되면, $N/L = 1,592$ 이다. N/L 은 코일(804)의 권선 수를 코일(804)의 길이(L)로 나눈 비율이다. 코일의 길이가 1cm(0.01m)인 경우, 필요한 권선 수는 다음과 같을 것이다. $N = (H \cdot L)/I = (159155 \cdot 0.01)/100 = 15.9$ 회 - 즉, 약 16회이다.
- [0126] 일 실시예에서, 코일은 0.5mm의 외경을 갖는 구리 와이어로 제조되기 때문에, 1cm 길이 내에서 20회의 단층 권선이 가능하다. 추가적으로, 다층 권선을 갖는 것도 가능하다. 그러나, 상쇄 효과를 갖는 것을 피하기 위해 반대 방향으로의 권선 수를 최소화해야 한다는 점에 유의해야 한다. 예를 들어, 20회의 권선 수를 제공하기 위한 이중층 권선은 제 1 방향(층 1)으로 11회, 복귀 회전 1회(원래 권선수 중 1회를 상쇄, 즉, 11회가 10회로 감소됨)(층 2)에 이어서 제 1 방향(층 3)으로 10회의 추가 권선을 더 포함하는 것일 수 있다. 이러한 방식으로 다층 권선을 사용하면, 필요한 코일 길이를 축소시킬 수 있으므로, 변환기(800)의 전체 크기도 축소시킬 수 있다. 예를 들어, 코일 길이를 0.5cm 이하로 축소시킬 수 있다. 필요한 코일 길이를 축소시키고, 그에 따라 변환기(800)의 전체 크기를 축소시키기 위한 또 다른 메커니즘은 변환기(800)의 입력 단자(808, 810)에 인가되는 구동 전기 신호의 전류를 증가시키는 것이다. 예를 들어, 도 3의 배열체를 고려하면, 이것은 전원 공급 장치의 크기(예컨대, $+V_{DD}$, $-V_{DD}$) 및 전류원(예컨대, MOSFET)의 크기를 증가시켜 수행될 수 있다.
- [0127] 도 7은 초음파 진동을 생성하기 위해 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 RF 에너지, 마이크로파 에너지, 또는 전기 신호를 공급할 수 있는 완전한 전기 수술 시스템(또는 장치)(100)의 개략도이다. 시스템(100)은 RF 에너지, 마이크로파 에너지, 및 초음파 진동을 생성하기 위해 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기에 적합한 전기 신호를 제어 가능하게 공급하기 위한 발전기(102)를 포함한다. 일 실시예에서, 발전기(102)는 도 1 내지 도 5를 참조하여 상기에 설명된 발전기(400)와 동일하다.
- [0128] 발전기(102)는 인터페이스 케이블(104)에 의해 인터페이스 조인트(106)에 연결된다. 필요한 경우, 인터페이스 조인트(106)는, 예컨대, 하나 이상의 제어선 또는 푸시 로드(도시하지 않음)의 길이 방향(앞뒤)으로의 이동을 제어하기 위해 트리거(110)를 슬라이딩함으로써 작동시킬 수 있는 기구 제어 메커니즘을 수용할 수 있다. 제어선이 복수인 경우, 전체 제어를 제공하기 위해 인터페이스 조인트에 복수의 슬라이딩 트리거가 있을 수 있다. 인터페이스 조인트(106)의 기능은 발전기(102) 및 기구 제어 메커니즘으로부터의 입력을 인터페이스 조인트(106)의 원위단으로부터 연장되는 단일 가요성 샤프트(112)에 결합하는 것이다.
- [0129] 가요성 샤프트(112)는 내시경, 복강경, 기관지경, 위내시경 등과 같은 수술용 스코핑 디바이스(114)의 기구(작업) 채널의 전체 길이를 통해 삽입될 수 있다.
- [0130] 수술용 스코핑 디바이스(114)는 다수의 입력 포트 및 기구 코드(120)가 연장되는 출력 포트를 갖는 본체(116)를 포함한다. 기구 코드(120)는 복수의 루멘을 둘러싸는 외부 재킷을 포함한다. 복수의 루멘은 본체(116)로부터 기구 코드(120)의 원위단까지 다양한 것들을 전달한다. 복수의 루멘 중 하나는 기구 채널이다. 다른 루멘은, 예컨대, 원위단에 조명을 제공하거나 원위단으로부터 이미지를 수집하기 위해 광학 방사선을 전달하기 위한 채널을 포함할 수 있다. 본체(116)는 원위단을 보기 위한 아이피스(eye piece)(122)를 포함할 수 있다. 원위단에서 조명을 제공하기 위해, 광원(124)(예컨대, LED 등)은 조명 입력 포트(126)에 의해 본체(116)에 연결될 수 있다.
- [0131] 가요성 샤프트(112)는 수술용 스코핑 디바이스(114)의 기구 채널을 통과하고 그 원위단에서 (예컨대, 환자 내부로) 돌출되도록 형상화된 원위단 어셈블리(118)(도 7에 축척대로 도시되지 않음)를 구비한다. 원위단 어셈블리는, 본원에 설명된 바와 같이, 생체 조직으로 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 활성 팁을 포함한다. 원위단 어셈블리(118)는 도 1의 기구(420)와 유사할 수 있고, 가요성 샤프트(112)는 도 1의 공급선(419)과 유사할 수 있다.
- [0132] 이하에 설명되는 원위단 어셈블리(118)의 구조는 최대 외경이 2.0mm 이하, 예컨대, 1.9mm 미만(더 바람직하게는 1.5mm 미만)으로 되도록 설계될 수 있고, 가요성 샤프트의 길이는 1.2m 이상일 수 있다.
- [0133] 본체(116)는 발전기(102)로부터 원위단 어셈블리(118)로 전기 신호, 마이크로파 에너지 및 RF 에너지를 전달할 수 있는 동축 케이블(예컨대, 종래의 동축 케이블)을 포함하는 가요성 샤프트에 연결하기 위한 전원 입력 포트(128)를 포함한다. 대안적으로, 이들 신호 중 하나 이상을 전달하기 위해 다른 수단이 제공될 수 있다. 예를 들어, 마이크로파 에너지는 동축 케이블에 의해 전달될 수 있지만, 전기 신호 및/또는 RF 에너지는 꼬인 케이블 쌍 등에 의해 전달될 수 있다. 수술용 스코핑 디바이스의 기구 채널에 물리적으로 장착할 수 있는 동축 케이블

은 다음과 같은 외경, 즉, 1.19mm(0.047"), 1.35mm(0.053"), 1.40mm(0.055"), 1.60mm(0.063"), 1.78mm(0.070")으로 구성된 것을 사용할 수 있다. 맞춤형 크기의 동축 케이블(즉, 주문 제작)도 사용될 수 있다.

- [0134] 전술한 바와 같이, 기구 코드(120)의 적어도 원위단의 위치를 제어할 수 있는 것이 바람직하다. 본체(116)는 기구 코드(120)를 통해 연장되는 하나 이상의 제어선(도시하지 않음)에 의해 기구 코드(120)의 원위단에 기계적으로 커플링되는 제어 액추에이터(130)를 포함할 수 있다. 제어선은 기구 채널 또는 자체 전용 채널 내에서 이동될 수 있다. 제어 액추에이터(130)는 레버 또는 회전 가능한 노브, 또는 임의의 다른 공지된 카테터 조작 디바이스일 수 있다. 기구 코드(120)의 조작은, 예컨대, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지로부터 조립된 가상 3차원 맵을 사용하여 소프트웨어 지원을 받을 수 있다.
- [0135] 마이크로파 방사선을 타겟 부위로 전달하기 위한 동축 케이블은 손실이 적고 단면적이 작고 가요성이어야 한다. 케이블은 치료 중 발열을 방지하거나 감소시키기 위해 손실이 낮아야 하며, 따라서 안테나에서 원하는 방사를 생성하기에 충분한 전력이 원위단에 공급되어야 한다.
- [0136] 통합된 스코핑 디바이스, 카테터 또는 다른 보호 피복을 사용하여 케이블을 본체로부터 분리하지 않으면, 신체와의 원치 않는 상호 작용을 방지하기 위해, 케이블은 생물학적으로 불활성인 재료로 제조되거나 코팅되어야 한다.
- [0137] 바람직한 케이블 유형은 외부 도체에 의해 차례로 축방향으로 둘러싸인 유전체 피복에 의해 축방향으로 둘러싸인 내부 도체로 구성된 동축 케이블이다. 이와 같은 케이블로부터 생성된 안테나의 방사 부분은 동축 케이블의 외부 도체의 단부로부터 돌출된 내부 도체 및 유전체 피복의 섹션으로 구성될 수 있다.
- [0138] 일 실시예에서, 동축 케이블의 외부 도체는 열 질량 및 열 용량을 증가시키기 위해 가능한 한 물리적으로 두꺼울 수 있다. 이러한 방식으로, 마이크로파 에너지를 전달하는 것으로 인해, 케이블에서 생성된 열의 전부 또는 대부분은, 예를 들어, 환자의 체내에서 누출되지 않고 케이블의 구조체 내에 유지될 수 있다. 일 실시예에서, 외부 도체는 0.5mm 두께일 수 있다.
- [0139] 본 발명은 또한 잘 정의된 방사 패턴을 갖는 안테나를 제공하는 것을 추구한다. 타겟 조직의 방사선이 최대화되고 건강한 조직의 방사선이 최소화되도록, 의사는 조직의 특정 영역의 치료를 위한 기구를 선택할 수 있는 것이 바람직하다. 예를 들어, 어떤 상황에서는, 실질적으로 균일한 전력 흡수 분포를 가진 구형의 대칭 방사 패턴을 생성하는 것이 일반적으로 바람직할 수 있으며, 이를 통해 조직 영역에서 수신되는 방사선의 양이 의사에 의해 더 쉽게 제어될 수 있다.
- [0140] 또한, 의사가 타겟 부위로부터 정보를 수신할 수 있도록, 기구가 다른 기구와 함께 작동될 수 있는 것이 바람직하다. 예를 들어, 스코핑 디바이스는 환자의 체내의 장애물 주변에서 기구를 조종하는 것을 보조할 수 있다. 다른 기구에는 온도계나 카메라가 포함될 수 있다.
- [0141] 이하의 설명에서, 부품의 길이는, 달리 언급하지 않는 한, 동축 케이블의 길이 방향 축과 평행한 방향의 치수를 의미한다.
- [0142] 도 8은 본 발명의 실시예인 전기 수술용 기구(200)의 원위단의 단면도이다. 전기 수술용 기구(200)는 도 7의 원위단 어셈블리(118) 또는 도 1의 기구(420)를 포함할 수 있다. 따라서, 전기 수술용 기구(200)는 조직 치료를 위해 마이크로파 에너지 및/또는 RF 에너지를 생체 조직으로 전달하는 데 사용될 수 있다. 또한, 기구(200)는 조직 치료를 위해 생체 조직에서 전기 신호(예컨대, 전류 신호)를 초음파 진동으로 변환하는 자기 변형 초음파 변환기를 포함한다. 전기 수술용 기구(200)는 마이크로파 에너지를 전달하기 위해 근위단에서 전기 수술용 발전기(예컨대, 도 1의 발전기(400) 또는 도 7의 발전기(102))에 연결된 동축 케이블(202)을 포함한다. 동축 케이블(202)은 제 1 유전체 재료(210)에 의해 외부 도체(208)로부터 분리된 내부 도체(206)를 포함한다. 동축 케이블(202)은 마이크로파 에너지에 대해 손실이 낮은 것이 바람직하다. 초크(도시하지 않음)는, 원위단으로부터 반사된 마이크로파 에너지의 역 전파를 억제하여 디바이스를 따라 역방향 가열을 제한하기 위해, 동축 케이블에 제공될 수 있다.
- [0143] 디바이스에는 원위단에 온도 센서가 포함될 수 있다. 예를 들어, 도 8에서 열전대(230)는 외부 도체에 장착되어 기구의 원위단에서의 온도를 나타내는 신호를 근위단으로 다시 전송한다.
- [0144] 온도 모니터링을 위한 다른 기술이 사용될 수 있다. 예를 들어, 물리적 구성이 온도에 민감한 하나 이상의 미세 기계 구조체는 디바이스의 원위 부분, 예컨대, 이하에 설명되는 외부 피복의 내부나 위에 장착될 수 있다. 이들 구조체는 광섬유와 연결될 수 있으므로, 구조체의 이동으로 인한 반사 신호의 변화는 온도 변화를 나타낼 수 있

다.

- [0145] 동축 케이블(202)은 원위단에서 방사 팁 섹션(204)으로 중단된다. 이러한 실시예에서, 방사 팁 섹션(204)은 외부 컨덕터(208)의 원위단(209)을 넘어 연장되는 내부 도체(206)의 원위 전도성 섹션(212)을 포함한다. 원위 전도성 섹션(212)은 제 1 유전체 재료(210)와 상이한 제 2 유전체 재료로 형성된 유전체 팁(214)에 의해 원위단에 둘러싸여 있다. 유전체 팁(214)의 길이는 원위 전도성 섹션(212)의 길이보다 짧다. 중간 유전체 슬리브(216)는 동축 케이블(202)의 원위단과 유전체 팁(214)의 근위단 사이에서 원위 전도성 섹션(212)을 둘러싼다. 중간 유전체 슬리브(216)는 제 2 유전체 재료와 상이하지만, 제 1 유전체 재료(210)와는 동일할 수 있는 제 3 유전체 재료로 형성된다.
- [0146] 이러한 실시예에서, 동축 케이블(202) 및 방사 팁 섹션(204)은 그들의 최외측 표면 위에 형성된 외부 피복(218)을 구비한다. 외부 피복(218)은 생체 적합성 재료로 형성될 수 있다. 외부 피복(218)은 방사 팁 섹션(204)에 의해 방사되는 마이크로파 에너지(즉, 방사 패턴 및 반사 손실)와 크게 간섭하지 않도록 하는 것을 보장하기에 충분히 작은 두께를 갖는다. 일 실시예에서, 피복은 PTFE로 제조되지만, 다른 재료도 가능하다. 피복의 벽의 두께는 200kV/m 이상의 항복 전압을 견디도록 선택된다.
- [0147] 유전체 팁(214)의 목적은 방사된 에너지의 형상을 변경하는 것이다. 제 2 유전체 재료는 마이크로파 에너지의 파장을 감소시키기 위해 선택되며, 이로 인해 방사된 에너지가 더욱 구형인 방사 패턴을 나타내게 된다. 이를 위해, 제 2 유전체 재료는 유전 상수(상대적인 유전율 ϵ_r)가 큰 것이 바람직하다. 제 2 유전체 재료의 유전 상수는, 제 2 유전체 재료를 통해 전파될 때, 마이크로파 에너지 파장의 무시할 수 없는 부분을 여전히 구성하면서 유전체 팁(214)의 길이를 최소화할 수 있도록 선택되는 것이 바람직하다. 특히, 제 2 유전체 재료가 강성인 경우, 유전체 팁(214)은 디바이스의 유연성을 유지하기 위해 가능한 한 짧은 것이 바람직하다. 일 실시예에서, 유전체 팁(214)은 2mm 이하의 길이를 가질 수 있다. 제 2 유전체 재료의 유전 상수는 마이크로파 에너지의 주파수에서 80 초과일 수 있고, 바람직하게는 100 이상일 수 있다. 제 2 유전체 재료는 TiO_2 (이산화티타늄)일 수 있다.
- [0148] 재료의 유전 상수가 증가함에 따라, 재료의 방사선 파장은 짧아진다. 그러므로 더 큰 유전 상수를 갖는 유전체 팁(214)은 방사 패턴에 더 큰 영향을 미칠 것이다. 유전 상수가 클수록, 방사 패턴의 형상에 상당한 영향을 미치면서도 유전체 팁(214)은 더 작을 수 있다. 유전 상수가 큰 유전체 팁(214)을 사용한다는 것은 안테나를 작게 만들 수 있어 기구가 가요성을 유지할 수 있다는 것을 의미한다. 예를 들어, TiO_2 의 유전 상수는 100 정도이다. 5.8GHz의 주파수를 갖는 마이크로파 방사선의 파장은 PTFE(제 1 및/또는 제 3 유전체 재료에 사용되는 재료일 수 있음)에서의 약 36mm에 비해 TiO_2 에서는 약 6mm이다. 이러한 배열체에서 약 1mm의 유전체 팁(214)을 사용하여 방사 패턴의 형상에 대한 현저한 효과가 생성될 수 있다. 유전체 팁(214)이 짧기 때문에, 전체적으로 안테나의 유연성을 유지하면서 강성 재료로 제조될 수 있다.
- [0149] 유전체 팁(214)은 임의의 적절한 원위 형상을 가질 수 있다. 도 8에서는 돔 형상을 갖지만, 이것이 반드시 필수적인 것은 아니다. 예를 들어, 원통형, 원뿔형 등일 수 있다. 그러나, 작은 채널(예컨대, 혈관 내부)을 통해, 안테나가 조작됨에 따라 안테나의 이동성을 증가시키기 때문에 매끄러운 돔 형상이 선호될 수 있다. 유전체 팁(214)은 조직이 기구에 달라붙는 것을 방지하기 위해 파릴렌 C 또는 파릴렌 D, 또는 PTFE와 같은 비접착 재료(non-stick material)로 코팅될 수 있다. 전체 기구는 이러한 방식으로 코팅될 수 있다.
- [0150] 중간 유전체 슬리브(216)의 특성은, 방사 팁 섹션(204)과 접촉하는 생체 조직 부하에 발전기의 입력 임피던스를 매칭시키기 위한 1/4파 임피던스 변압기를 형성하도록 (예컨대, 시뮬레이션 등을 통해) 방사 팁 섹션(204)이 선택되는 것이 바람직하다.
- [0151] 치료하는 동안, 주변 조직은 방사 에너지를 흡수한다. 에너지가 전달되는 조직의 부피는 마이크로파 에너지의 주파수에 따라 달라진다.
- [0152] 도 8에 도시된 바와 같이, 방사 팁 부분(204)은 제 1 커넥터(242)에 의해 내부 도체(206)(예컨대, 직접 또는 원위 전도성 섹션(212)을 포함)에 결합되고, 제 2 커넥터(244)에 의해 외부 도체(208)에 결합되는 자기 변형 변환기(240)를 포함한다. 도 8의 실시예에서, 변환기(240)는 중간 유전체 슬리브(216)에 (예컨대, 부분적으로 또는 완전히) 수용되어 있지만, 그 대신 중간 유전체 슬리브(216)의 내부 또는 외부 표면상에 변환기(240)가 위치될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 또한, 변환기(240)는 대안적으로 방사 팁 부분의 다른 곳, 예를 들어, 방사 팁(214) 내부 또는 위에 위치될 수 있다. 일 실시예에서, 변환기(240)는 도 6a의 변환기(800)와 동일하거나 유사

한 구성을 구비한다.

- [0153] 사용 시, 변환기(240)를 구동하기 위한 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 (예컨대, 발전기(102) 또는 발전기(400)에 의해) 그 근위단에서 동축 케이블(202) 내로 도입될 수 있다. 도 1 내지 도 5를 참조하여 기술한 바와 같이, 전기 신호는 초음파 주파수에서 발전할 수 있다. 이러한 전기 신호를 수신하면, 변환기(240)의 코일은 변환기(240)의 자기 변형 소자의 주위로 발전 자계를 유도하여, 자기 변형 효과에 의해 초음파 주파수에서 자기 변형 소자를 급속하게 팽창 및 수축시켜 초음파 진동을 발생시키도록 한다. 변환기(240)가 방사 팁 부분(204)에 커플링되기 때문에, 이들 초음파 진동은 방사 팁 부분으로 이동한 다음, 기구(200)의 외부 및 주변의 생체 조직으로 방사된다. 진동은 열 에너지를 생성하는 기계적 마찰을 발생시켜 세포외 가열에 이어 세포내 가열에 이르게 한다. 이러한 방식으로, 초음파 진동을 사용하여 생체 조직을 치료(예컨대, 절단 또는 응고)할 수 있다.
- [0154] 전기 수술용 기구의 추가 실시예가 이제 도 9 내지 도 12b를 참조하여 설명될 것이며, 여기서, 기구는 혈관을 봉합하기 위해 마이크로파 에너지, RF 에너지 및 초음파 진동을 전달할 수 있는 전기 수술용 혈관 봉합 디바이스를 포함한다. 전기 수술용 혈관 봉합기는 도 7의 원위단 어셈블리(118) 또는 도 1의 기구(420)를 포함할 수 있다. 전기 수술용 혈관 봉합기는 개복 수술에 사용될 수 있지만, 치료 부위에 대한 접근이 제한된 시술에 특히 사용될 수 있다. 예를 들어, 전기 수술용 혈관 봉합기는 도 7의 스코핑 디바이스를 참조하여 위에서 설명된 바와 같이, 수술용 스코핑 디바이스, 즉, 복강경, 내시경 등의 기구 채널 내에 장착되도록 구성될 수 있다.
- [0155] 도 9는 본 발명의 실시예인 전기 수술용 기구의 원위단 어셈블리(300)의 개략적인 사시도를 도시한다. 원위단 어셈블리(300)는 복강경 또는 다른 수술용 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 장착되도록 치수가 정해진 기구 샤프트(302)에 연결된다. 기구 샤프트(302)는, 이하에 설명된 바와 같이, 원위단 어셈블리의 물리적 조작을 제어하도록 배치된 다양한 제어선 또는 제어봉과 함께 EM 전력(예컨대, 마이크로파 및/또는 RF)을 원위단 어셈블리에 전달하기 위한 동축 케이블을 운반하는 관형 외피를 포함한다.
- [0156] 본 예에서, 원위단 어셈블리(300)는 한 쌍의 집게(308, 310)를 포함한다. 집게(308, 310)는 기구 샤프트(302)의 원위단에 장착된 칼라(304)에 작동 가능하게 커플링된다. 본 예에서, 한 쌍의 집게(308, 310)는 칼라(304)에서 횡 방향 연장 핀(306)을 중심으로 선회하는 가동 집게(308)를 포함하여 집게(308, 310)의 대향하는 내부 표면 사이의 갭이 개폐될 수 있도록 한다. 본 예에서는 가동 집게가 하나뿐이지만, 다른 실시예에서는, 양 집게가 칼라(304)에 대해 선회하도록 배치될 수 있다. 칼라(304)는, 집게가 함께 이동될 때, 집게가 횡방향으로 정렬된 상태를 유지하는 것을 보장하도록 배치될 수 있다.
- [0157] 도 9에 도시된 예에서, 한 쌍의 집게(308, 310)는 상부 표면, 즉, 가동 집게(308) 상의 대응하는 표면에 대향하는 표면상에 에너지 전달 구조체(312)를 구비하는 고정 집게(310)를 포함한다. 사용 시, 원위단 어셈블리(308)는 한 쌍의 집게(308, 310) 사이에서 생체 조직(및 특히 혈관)을 파지하도록 의도된다. 한 쌍의 집게(308, 310)는 대향 표면 사이의 생체 조직에 압력을 가하고 에너지 전달 구조체(312)로부터 조직으로 에너지(바람직하게는 마이크로파 전자기 에너지)를 전달하도록 배치된다.
- [0158] 본 실시예에서, 에너지 전달 구조체는 고정 집게(310)에만 존재한다. 그러나, 다른 배열체에서는, 양 집게 상에 에너지 전달 구조체가 존재하거나 단일 가동 집게에만 존재할 수 있다.
- [0159] 본 예에서, 에너지 전달 구조체(312)는 고정 집게(310)의 상부 표면에 제조된 공면형 마이크로스트립 안테나를 포함한다. 공면형 마이크로스트립 안테나는, 예컨대, 세라믹 등의 비전도성 유전체 재료로 제조된 기판(320)을 포함한다. 유전체 기판(320)은 그 하면(도 9에서는 보이지 않음)상에 제조된 도전층을 구비한다. 유전체 기판(320)의 상부 표면(즉, 하면의 반대쪽 표면) 상에는 중앙에 배치된 길이 방향으로 연장되는 핑거 전극(314) 형태의 제 1 전도성 영역이 포함된다. 핑거 전극(314) 주위로 유전체 기판(320)의 상부 표면에는 U자형 제 2 전도성 영역(316)이 U자형 영역(316)으로부터 핑거 전극(314)을 분리하는 노출된 유전체(315)의 겹을 사이에 두고 배치되어 있다. 복수의 관통 구멍(318)이 U자형 영역(316) 및 유전체 기판(315)을 통해 형성, 예컨대, 기계 가공된다. 관통 구멍(318)은 유전체 기판(320)의 하면 상의 도전층을 U자형 전도성 영역(316)과 전기적으로 연결하기 위해 전도성 재료로 채워진다. 핑거 전극(314)은 그 근위단에 접촉 패드(317)를 구비한다. 기구 샤프트(302)에 의해 운반되는 동축 케이블의 내부 도체는, 예컨대, 접촉 패드(317)와 물리적으로 접촉하도록 기구 샤프트(302)로부터 연장됨으로써, 접촉 패드(317)에 전기적으로 커플링된다. 핑거 전극(314)은 공면형 마이크로스트립 안테나를 위한 활성 영역을 제공한다. 유전체 기판(320)의 하면에 있는 도전층은 기구 샤프트(302)에 의해 운반되는 동축 케이블의 외부 도체에 전기적으로 연결된다. 관통 구멍(318)을 통한 전도성 통신과 관련하여, U자형 전도성 영역(310)은 공면형 마이크로스트립 안테나를 위한 접지 전극을 형성한다.

- [0160] 도 9에 도시된 공면형 마이크로스트립 안테나의 구성은 한 쌍의 집게(308, 310)에 의해 규정된 영역 내로 방출 필드를 제한하기 때문에, 특히, 유리하다. 이하에 설명하는 바와 같이, 한 쌍의 대향 표면 외부의 영역에는 거의 에너지가 전달되지 않는다. 더욱이, U자형 전도성 영역(316)을 핑거 전극(314)의 원위단 주위로 연장하도록 배치함으로써, 공면형 마이크로스트립 안테나 구조체는 어셈블리(300)의 길이 방향의 원위로 에너지가 빠져나가는 것을 방지할 수 있다.
- [0161] 상기에 언급된 전도층은 임의의 적합한 전도성 재료로 제조될 수 있다. 은과 금은 높은 전도성과 생체 적합성 때문에 선호된다. 구리도 사용될 수 있지만, 생체 조직과 접촉할 가능성이 있는 영역에 은 또는 금으로 도금하는 것이 바람직하다.
- [0162] 공면형 마이크로스트립 안테나 구조체는, 예컨대, 박막 퇴적 기술을 사용하여 고정 집게(310)와는 독립적으로 제조될 수 있다. 공면형 마이크로스트립 안테나의 이러한 구조는 두 가지 중요한 성능 피치를 보장한다. 첫째, 파지된 혈관의 생체 조직에 가해진 투영 에너지가 기구 집계의 통제 내에서 안쪽으로 집중되도록 한다. 이것은 국부적 에너지 전달 효과를 제공하여, 인가된 에너지가 조직의 원하는 영역에 효율적으로 전달된다.
- [0163] 또한, 박막 전도층의 사용은 전도선의 열 질량이 최소화된다는 것을 의미한다. 유전체 기관(320)에 의해 제공되는 효과적인 열 장벽과 결합하여, 이는 전도선 내의 임의의 잔류 열이 빠르게 소산된다는 것을 의미한다. 열 장벽으로서의 역할도 하는 공면형 마이크로스트립 안테나와 반대되는 표면에 층을 제공함으로써 효과를 더욱 향상시킬 수 있다. 도 9에 도시된 실시예에서, 가동 집계(308)는 그 내부 표면에 형성된 탄성적으로 변형 가능한 재료(322)의 층을 구비한다. 이 층(322)은 실리콘 고무 또는 치료 동안 발생하는 온도를 견딜 수 있고 생체에 적합한 다른 순응성 폴리머 재료로 형성될 수 있다. 그들은, 예를 들어, 탄성의 열가소성 폴리머로 제조될 수 있다. 이 층은 잡힌(gripped) 생체 조직에 에너지를 효율적으로 전달하는 데 도움이 될 뿐만 아니라, 집계 내에서 생체 조직을 유지하는 데에도 도움이 된다.
- [0164] 대안적으로 또는 추가적으로, 코팅은 공면형 마이크로스트립 안테나 자체의 표면에 적용될 수 있다. 이것은, 예컨대, 조직 고착을 최소화하기 위해 전도성 영역에만 적용되는 코팅일 수 있다. 마이크로파 에너지를 전달하도록 배치된 실시예에서, 집계의 내부 표면이 조직과 직접 전기 전도성 접촉을 할 필요가 없을 수도 있다. 따라서, 코팅은, 예컨대, 안테나의 전체 면에 걸쳐 도포되는 얇은 고온 중합체 재료일 수 있다. 특정 재료는 높은 손실을 나타내고 마이크로파 에너지에 투명하게 보이도록 선택될 수 있다.
- [0165] 코팅은 집계의 형상과 일치할 수 있다. 이것은 인쇄 회로 기관의 보호 코팅으로 사용되는 것과 유사한 실리콘 기반 패시베이션 재료를 포함할 수 있다. 다른 예로는 폴리이미드, PTFE 또는 FEP 유형 재료를 들 수 있다.
- [0166] 도 9에 도시된 바와 같이, 층(322)은 그 안에 몰딩된 복수의 릿지(ridge)를 포함한다. 따라서, 생체 조직과 접촉하는 질감이나 톱니 표면을 나타낸다. 유사한 릿지 또는 질감의 그림이 공면형 마이크로스트립 안테나의 주변부 주위에 제공될 수 있다. 전술한 바와 같이, 이러한 질감의 표면은 혈관 봉합 수술 중 가스 방출을 도울 수 있다.
- [0167] 공면형 마이크로스트립 안테나는 생체 혈관을 수용하고 봉합하기에 적합한 크기이다. 예를 들어, 공면형 마이크로스트립 안테나는 2 내지 5mm의 폭(즉, 동축 케이블의 축에 대해 횡 방향으로 연장되는 치수)과 15 내지 26mm의 길이(장치의 축을 따름)로 구성되는 효과적인 치료 영역을 제공하도록 배치될 수 있다.
- [0168] 기구(300)의 작동은 작동 메커니즘(예컨대, 도 7의 트리거(110))에 의해 제어될 수 있으며, 이는 가위형 핸들, 슬라이더, 회전 가능한 다이얼, 레벨, 트리거 등의 형태를 취할 수 있다. 작동 메커니즘은, 예컨대, 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에서, 기구 샤프트(302)를 따라 연장되는 하나 이상의 제어선을 통해 기구(300)에 작동 가능하게 커플링될 수 있다. 일 예에서, 작동 메커니즘은 기구에 공급될 수 있는 최대 작동력을 제한하도록 배치된 힘 제한기(force limiter)를 포함할 수 있다. 최대 작동력을 제한하는 것은 기구(300)의 정교한 부품에 대한 손상을 방지하는 데 도움이 될 수 있고, 조직에 가해지는 힘이 원하는 파라미터 내에 유지되는 것을 보장할 수 있다. 제한된 힘은 작동 메커니즘의 일부로서 압축 스프링이나 래칫 메커니즘(ratchet mechanism)을 포함할 수 있다. 일부 예에서, 예컨대, 작동 메커니즘과 연관된 최대 작동력을 조정하는 인터페이스 조인트(106)에 다이얼이나 스위치를 제공함으로써, 최대 작동력을 변경하는 것이 바람직할 수 있다.
- [0169] 한 쌍의 집계는 기구 샤프트(302)의 근위단에 위치한 관련 작동 메커니즘에 의해 가해지는 폐쇄력과 상관없이 집계가 최소 거리만큼 분리된 상태를 유지하는 것을 보장하는 스탠드오프(도시하지 않음)를 포함할 수 있다. 스탠드오프는 반대쪽 집계의 내부 표면과 맞물리는 하나 또는 양 집계에 대한 물리적 돌출부일 수 있다.

- [0170] 집계에 의해 그 사이에 유지된 조직에 가해지는 압력은 집계의 내부 표면을 따라 길이 방향으로 균일한 것이 바람직하다. 도 9에 도시된 구조체의 전개에서, 가동 집계(308)는 집계(308)의 원위단에 위치한 피봇 지점을 중심으로 하여 집계(308)에 다시 연계될 수 있는 결합 플레이트를 내부 표면에 포함할 수 있다. 탄성적으로 변형 가능한 지지 소자는 결합 플레이트 뒤의 집계(308)에 장착되어 이를 외측으로 압박할 수 있다. 이러한 배치에 의해, 집계 사이 영역의 조직은 고정 집계의 내부 표면과 가동 집계의 결합 플레이트 사이에서 파지된다. 집계가 닫힐 때, 집계를 따라 가해지는 압력은 집계의 피봇 동작과 결합 플레이트의 관절의 조합에 의해 생성된다. 피봇 지점의 위치와 탄성 변형 가능한 지지 소자의 속성은 피봇에서 멀어지는 집계를 따라 변화하는 기계적 이점을 따라 발생하는 인가된 힘의 불균일성이 결합 플레이트의 피봇 가능 관절에서 발생하는 협력적인 불균일성에 의해 균형을 이루도록 선택될 수 있다.
- [0171] 도 9와 관련하여 설명된 에너지 전달 구조체(312)는 공면형 마이크로스트립 안테나이다. 해당 안테나의 구성은 도 9에 도시된 바와 같을 수 있지만, 대안적인 마이크로파 방사기 구조체를 사용할 수도 있다. 예를 들어, 고정 집계(310)의 상부 표면에는 다른 마이크로스트립 기반 에너지 전달 구성, 예컨대, 사행성(meandering) 또는 맞물린(interdigitated) 마이크로스트립 라인이 제공될 수 있다. 다른 실시예에서, 에너지 전달 구조체는 진행파 안테나일 수 있다.
- [0172] 혈관 봉합의 기능에 더하여, 본 발명의 전기 수술용 기구는, 예컨대, 혈관의 봉합된 부분을 절단하고 분리하는 혈관 디바이더로서도 기능한다. 일 실시예에서, 혈관 봉합기에는 한 쌍의 집계(308, 310)에 대해 슬라이딩 가능하게 장착된 블레이드(326)가 제공되어 집계 사이에 유지된 생체 조직을 절단할 수 있다. 도 9에서, 블레이드(326)는 도 9의 열린 집계 사이의 영역으로 돌출된 것으로 도시되어 있다. 그러나, 실제로는 집계가 닫히고 나서 마이크로파 에너지가 적용될 때까지, 기구로 하여금, 블레이드의 전방 이동을 방지하도록 하는 것이 바람직하다.
- [0173] 도 9에 도시된 실시예에서, 블레이드(326)는 길이 방향, 예컨대, 디바이스의 축을 따라 이동될 수 있다. 집계(308, 310)의 대향하는 표면은 블레이드가 이동될 때 블레이드를 수용하기 위한 리세스 또는 가이드 홈(328, 324)을 각각 포함한다. 고정 집계(310)의 가이드 홈(324)은 핑거 전극(314)의 내부에 형성되어 인가 필드의 중심을 통과하도록 한다.
- [0174] 다른 실시예에서, 블레이드는 집계를 중 하나 내에 장착될 수 있고, 길이 방향에 대해 횡 방향으로 이동하도록, 즉, 대향하는 표면 중 하나로부터 파지된 조직으로 연장되도록 배치될 수 있다. 블레이드의 날카로운 모서리는 혈관 그리핑 및 봉합 작업 동안에 반대 표면 아래에 위치될 수 있다.
- [0175] 일 실시예에서, 블레이드의 절단 기능은 자기 변형 초음파 변환기(도 9에서는 보이지 않음)에 의해 제공되거나 개선된다. 변환기는 도 6a의 변환기(800)와 동일한 구성을 가질 수 있다. 변환기의 위치는 실시예마다 다를 수 있지만, 일반적으로, 변환기가 초음파 진동을 생성할 때, 이러한 진동이 블레이드(326)를 따라 이동하여 블레이드(326)의 절단 동작을 가능하게 하거나 보조하도록 블레이드(326)의 근위단을 향해 위치된다. 일 실시예에서, 변환기는 블레이드(326)의 근위단 부분에 연결된다. 변환기에 대한 전기 구동 신호가 기구 샤프트(302)의 동축 케이블에 의해 전달되는 경우, 변환기는 동축 케이블의 하나의 도체(예컨대, 내부 도체)에 커플링된 제 1 입력 단자와 동축 케이블의 다른 도체(예컨대, 외부 도체)에 커플링된 제 2 입력 단자를 구비하고 있다. 예를 들어, 제 1 및 제 2 커넥터(예컨대, 와이어, 트랙, 케이블 및 도체)는 각 단자를 동축 케이블의 각 도체에 커플링할 수 있다. 이러한 방식으로, 자기 변형 초음파 변환기를 구동하기 위한 전기 신호(예컨대, 전류 신호)는 동축 케이블에 의해 전달될 수 있고, 블레이드(326)의 근위단에 있는 변환기에 전달될 수 있다. 작동 중에, 변환기는 블레이드(326)의 절단 동작을 가능하게 하거나 향상시키는 초음파 진동을 생성할 수 있다. 구체적으로, 도 1 내지 도 5를 참조하여 전술한 바와 같이, 전기 신호는 초음파 주파수에서 발진할 수 있다. 이러한 전기 신호를 수신하면, 변환기의 코일은 변환기의 자기 변형 소자의 주위로 발진 자계를 유도하여, 자기 변형 효과에 의해 초음파 주파수에서 자기 변형 소자를 급속하게 팽창 및 수축시켜 초음파 진동을 발생시키도록 한다. 변환기가 블레이드(326)에 커플링되기 때문에, 이들 초음파 진동은 블레이드(326) 내로 이동한 다음 블레이드(326)를 둘러싸는 조직으로 방사된다. 진동은 열 에너지를 생성하는 기계적 마찰을 발생시켜 세포의 가열에 이어 세포내 가열에 이르게 한다. 이러한 방식으로, 초음파 진동을 사용하여 생체 조직을 치료(즉, 절단)할 수 있다.
- [0176] 원위단 어셈블리는 혈관 봉합에 더하여 추가 기능을 수행하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 원위단 어셈블리는 그 위의 원위 팁 상에 장착된 보조 무선 주파수(RF) 절단 블레이드를 가질 수 있다. 도 9에 도시된 예에서, RF 절개 소자(330)는 고정 집계(310)의 원위단에 장착된다. RF 절개 소자(330)는 돌출 본체 상에 장착된 활성 전극, 및 돌출 본체 부근에서 고정 집계(310) 상에 제조되거나 이것에 통합될 수 있는 복귀 전극을 포함하는 양

극성 구조이다.

- [0177] 도 10은 원위단 어셈블리(300)의 하면을 도시하며, 여기서, RF 절개 소자(330)를 더 자세하게 볼 수 있다. RF 절개 소자(330)는 미세 무혈 조직 절단 및 조직 절개에 사용될 수 있다. 도 9 및 도 10에 도시된 배열체에서, RF 절개 소자(330)는 고정 집게(310)의 원위단을 확실하게 안착시키는 리딩 에지를 제공한다. 이 위치는 측면 및 종단면 절개를 모두 수행하게 할 수 있다. 건조 필드 치료 시나리오에서(즉, 식염수나 기타 전기 전도성 유체가 없는 경우), 복귀 전극은 RF 절개 소자(330) 상의 활성 전극에 매우 근접한 위치에 있는 것이 바람직하다. 전극 영역과 접촉하는 노출된 조직의 비율도 RF 절개 소자(330)의 리딩 에지에 최대 전류 밀도를 발생시키는 원하는 방식으로 전류가 흐르도록 하는 것이 중요하다.
- [0178] RF 절개 소자(330)가 도 9 및 도 10에서 고정 집게의 원위단에 도시되어 있지만, 이는 원위단 어셈블리 상의 다양한 방향 또는 위치, 예컨대, 수직, 수평, 임의 각도, 한쪽 면 위 및 어느 하나의 집게에 장착될 수 있다.
- [0179] 한 쌍의 집게는 임의의 적절한 형상으로 형성될 수 있다. 예를 들어, 집게는 원위 팁을 향해 길이 방향을 따라 테이퍼링되거나, 또는 특정 치료 시나리오에서 원하는 경우, 구부러지거나 결 수 있다.
- [0180] 집게(308, 310)의 개폐는 수술용 스코핑 디바이스의 외부 핸들, 즉, 기구 샤프트(302)의 근위단(예컨대, 인터페이스 조인트(106)의 트리거(110))에서 사용자에게 의해 조작 가능한 작동 메커니즘에 의해 제어될 수 있다. 작동 메커니즘은, 사용자가, 집게 사이에 포획된 생체 조직에 가해진 압력의 양에 기초하여, 한 쌍의 집게의 폐쇄를 제어할 수 있도록 배치된 압력 제어 디바이스를 포함할 수 있다. 일 예에서, 사용자는 집게에 대한 원하는(예컨대, 최대) 폐쇄 압력을 선택할 수 있고, 작동 메커니즘은, 원하는 압력에 도달하면, 서로를 향하는 집게의 추가 이동을 억제하도록 배치될 수 있다.
- [0181] 전술한 바와 같이, 일부 실시예에서, 양 집게는 기구 샤프트 내의 동축 케이블에 전기적으로 연결된다는 의미에서 활성일 수 있다. 일례에서, 한 쌍의 집게는 단일 마이크로파 에너지 전달 디바이스의 상이한 소자를 포함한다. 예를 들어, 집게 중 하나는 집지 전극을 포함할 수 있고, 다른 하나는 안테나 구조체용 활성 전극을 포함할 수 있다. 다른 예에서, 각각의 집게는, 예컨대, 전술한 공면형 마이크로스트립 안테나에 대응하는 자체의 독립적인 마이크로파 에너지 전달 구조체를 포함할 수 있다.
- [0182] 양 집게가 모두 활성 상태인 경우, 그것들은, 동축 전송선의 원위단, 예컨대, 기구 샤프트의 원위단에, 또는 칼라(304) 내에 마이크로파 전력 디바이더 또는 스플리터를 제공함으로써, 기구 샤프트 내의 공통 동축 전송선으로부터 공급될 수 있다. 마이크로파 전력 스플리터는 임의의 알려진 방식으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 전력 스플리터는 Wilkinson 전력 스플리터, 2개의 1/4 파장(또는 그의 홀수 배수) 임피던스 변압기 또는 반파장 벌룬 배열체(half wavelength balun arrangement)로 구현될 수 있으며, 여기서, 동축선의 원위단은 제 1 집게에 입력되는 불균형 공급을 형성하고, 제 2 집게는 이러한 공급 시에 전기 파장의 절반인 지점에서 공급된다. 대안적으로, 전력 스플리터는 가요성 기판 재료를 사용하여 제조되는 반 전기 파장 임피던스 변압기(half electrical wavelength impedance transformer)로서 구현될 수 있으며, 이는 하나 또는 양 집게를 움직일 수 있도록 구부릴 수 있다.
- [0183] 또한, 원위단 어셈블리가 RF 에너지를 전달하기 위한 보조 장치를 포함하는 배열체에서, 기구는 보조 장치를 위한 RF 에너지 및 공통 에너지 전달 경로를 따라 집게로부터 전달하기 위한 마이크로파 에너지를 수신하도록 배치될 수 있으며, 이는 계기 샤프트 내의 동축 전송선일 수 있다. 일례에서, RF 에너지는 400kHz에서 전달될 수 있는 반면, 마이크로파 에너지는 5.8GHz에서 전달될 수 있다. 마이크로파 에너지가 보조 장치로 들어가는 것을 방지하기 위해, 유도 차단 또는 필터링 구성 요소가 원위단 어셈블리 내에 장착될 수 있다. 유도성 블록은 RF 에너지가 기생 효과의 사용을 통해 통과하도록 허용하지만, 마이크로파 에너지는 차단하는 권선형 인덕터(wire-wound inductor)일 수 있다. 대안적으로, 유도성 블록은 동축 케이블과 보조 RF 디바이스 사이의 전송선을 따라 반파장 간격으로 위치된 하나 이상의 1/4 파장 개방 스텐브(quarter wavelength open stub)에 의해 제공될 수 있다. RF 에너지가 집게의 마이크로파 에너지 전달 구조체에 들어가는 것을 방지하기 위해, 용량성 블록 또는 필터 소자는 동축 케이블과 마이크로파 에너지 전달 구조체 사이에 장착될 수 있다. 용량성 필터 소자는 마이크로파 주파수에서 작동하는 평행 판 커패시터(parallel plate capacitor), 또는 RF 에너지의 흐름을 차단하는 방식으로 절연 유전체가 전도성 경로를 차단하는 도파관 공동 또는 커플링된 마이크로스트립 라인일 수 있다.
- [0184] RF 에너지가 마이크로파 소스에 들어가고 마이크로파 에너지가 RF 소스에 들어가는 것을 방지하기 위해, 유사한 블록 또는 필터가 발전기에 사용될 수 있다. 예를 들어, 마이크로파 에너지가 RF 소스로 방사되는 것을 방지하기 위해, 하나 이상의 초크가 제공될 수 있다.

- [0185] 위의 예에서, RF 및 마이크로파 에너지는 공통 동축 전송선에 의해 기구 샤프트를 따라 전달된다. 다른 예에서, RF 및 마이크로파 에너지가 기구 샤프트로 전달되기 전에, 이들은 분리될 수 있다. 본 배열체에서, RF 에너지 및 마이크로파 에너지 각각에 대해, 별개의 에너지 전달 구조체가 제공된다. 예를 들어, RF 에너지는 병렬로 장착된 꼬인 와이어 쌍 또는 2개의 절연 와이어 어셈블리에 의해 전달될 수 있는 반면, 마이크로파 에너지는 적절한 동축 전송선에 의해 전달된다. 초음파 변환기의 전력은 유사한 방식으로, 예컨대, 마이크로파 EM 에너지(및 RF EM 에너지)가 있는 동축 케이블에서, 또는 꼬인 와이어 쌍의 동축 케이블과는 별개로(예컨대, 개별적으로 또는 RF EM 에너지와 함께) 전달될 수 있다.
- [0186] 도 11은, 집게(308, 310)가 닫힐 때, 원위단 어셈블리의 하면을 도시한다. 이는 복강경의 기구 채널에 기구가 도입될 수 있는 구성이다.
- [0187] 도 12a 및 도 12b는, 본 발명의 실시예에서, 에너지 전달 구조체(312)로서 사용될 수 있는 공면형 마이크로스트립 안테나의 제 1 예를 더 상세하게 도시한다. 공면형 마이크로스트립 안테나는 그 하부 표면에 전도성 접지층(336)(도 12b 참조) 및 그 상부 표면에 한 쌍의 도전성 라인(314, 316)을 갖는 유전체 기판(320)을 포함한다. 접지층(336) 및 도전성 라인(314, 316)은 임의의 적절한 기술, 예컨대, 금속화, 박막 퇴적 및 패터닝(에칭) 등을 사용하여 기판상에 형성될 수 있다.
- [0188] 전술한 바와 같이, 본 예에서 한 쌍의 도전성 라인(314, 316)은 U자형 전도성 영역(316)에 의해 그 길이를 따라 그것의 원위단 주위에 둘러싸인 핑거 전극(314)을 포함한다. U자형 전도성 영역(316)은 전기적 연결을 제공하기 위해 전도성 재료로 채워진 관통 구멍(318, 338)을 통해 접지층(336)에 전기적으로 연결된다. 핑거 전극(314) 및 U자형 전도성 영역(316)은 사용 중인 마이크로파 필드가 집중되는 갭(315)에 의해 분리된다. 접지 도체(336)는 동축 공급선의 외부 도체와 전기적으로 통신하는 반면, 핑거 전극(314)은 동축 공급선의 내부 도체에 전기적으로 연결된다.
- [0189] 도 9 내지 도 12b의 실시예의 변형에서, 블레이드(326) 또는 블레이드 메커니즘은 자기 변형 초음파 변환기를 포함하지 않는 대신, 블레이드(326)는 "콜드" 절단을 제공할 수 있고, 강철이나 다른 단단한 재료로 제조된 예리한 메스 유형 구조체를 포함할 수 있다. 그러나, 절단 기능은 초음파 진동 이외의 열 수단, 예컨대, 무선 주파수(RF) 단극성 또는 양극성 에너지 전달 구조체에 의해 추가적으로 또는 대안적으로 제공되거나 향상될 수 있다. 예컨대, RF 절단 블레이드를 위해, 기구 샤프트 아래에 보조 전력을 전달하기 위한 배치가 상기에 설명되었다. 이와 같은 경우, 자기 변형 초음파 변환기는 원위 팁 어셈블리의 다른 곳에 위치될 수 있다. 3개의 상이한 실시예가 이제 설명될 것이다.
- [0190] 첫째, 자기 변형 초음파 변환기는 집게 중 하나의 내부 또는 위에 위치될 수 있다. 변환기가 집게 중 하나의 "내부에" 있는 경우, 변환기는 집게의 부피 내에 완전히 존재할 수 있고, 변환기가 집게 중 하나의 "위에" 존재하는 경우, 변환기는 집게의 표면에 존재할 수 있으며, 부분적으로는 집게의 부피 내에 존재할 수 있다. 이와 같이, 변환기가 초음파 진동을 생성할 때, 전체 집게가 진동하여 집게 사이에 위치한 조직을 치료(예컨대, 분할)하는 것을 돕는다. 집게(308)가 마이크로파 또는 RF 전달 구조체를 포함하지 않는 경우에, 집게(308)는 그 부피 내에 변환기가 (부분적으로 또는 완전히) 포함될 수 있다. 이와 같이, 집게(310)는 집게 사이에 위치한 조직으로 마이크로파 EM 에너지를 전달하도록 기능할 수 있고, 집게(308)는 집게 사이에 위치한 조직에 초음파 진동을 전달하도록 기능할 수 있다. 본 실시예에서, 변환기는 기구 샤프트(302)를 통해 변환기의 전기 구동 신호를 전달하기 위한 구조체(예컨대, 동축 케이블, 꼬인 와이어 쌍)에 전기적으로 커플링된다는 것을 이해해야 한다.
- [0191] 둘째, 집게 중 하나가 절단을 수행하기 위해 초음파 에너지를 전달하는 자기 변형 초음파 변환기를 포함하는 다른 실시예에서, 변환기는 기구 샤프트(302)에 대해 길이 방향으로 연장 및 수축될 수 있는 독립적으로 슬라이딩 가능한 부재 상에 장착될 수 있다. 이것은 원위단 어셈블리(300)의 나머지 부분과는 독립적으로 수술용 스코핑 디바이스의 시야 내로 확장될 수 있기 때문에, 변환기를 사용하는 정밀 치료의 가시성을 개선하는 데 도움이 될 수 있다. 일 실시예에서, 독립적으로 슬라이딩 가능한 부재는 고정 집게(310)일 수 있으며, 이는 칼라(304)로부터 변위되어 길이 방향으로 슬라이딩될 수 있다. 고정 집게는 정상 위치로부터 근위측으로 수축되거나, 정상 위치 위치로부터 원위측으로 확장될 수 있다. 후자의 시나리오에서, 변환기는 가장 먼 위치로 이동될 수 있도록 고정 집게 상에 위치될 수 있다. 전자의 시나리오에서, 변환기는, 고정 집게가 수축될 때, 가시성이 좋은 가장 원위의 위치를 차지하도록 반대 집게 상에 위치될 수 있다.
- [0192] 셋째, 추가 실시예에서, 단일 집게(예컨대, 집게(310))는 마이크로파 EM 에너지 및 초음파 진동 모두를 집게 사이에 위치한 조직으로 전달할 수 있다. 예를 들어, 도 12a 및 도 12b의 공면형 마이크로파 안테나 구조를 고려

하면, 하나 이상의 자기 변형 초음파 변환기는 공면형 마이크로파 구조체 내에, 예컨대, 활성 전도성 스트립과 접지 전도성 스트립 사이에 위치될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 변환기는 핑거 전극(314)과 U자형 전극(316) 사이에 배치될 수 있다. 이 위치에서 공간이 제한되므로, 각 개별 변환기의 최대 크기는 변환기가 블레이드(326)의 근위단 또는 집게 중 하나의 내부/위에 위치되는 전술한 실시예와 비교하여 더 작을 수 있기 때문에, 다중 변환기를 포함하는 것이 필요할 수 있다. 따라서, 전극(314, 316) 사이에 위치된 복수의 더 작은 변환기에 의해 생성된 초음파 진동의 결합 크기는 블레이드(326)의 근위단에 또는 집게들 중 하나의 내부/위에 위치된 단일의 더 큰 변환기에 의해 생성된 초음파 진동의 크기와 비교될 수 있다. 더욱이, 전극(314, 316) 사이에 위치된 각 변환기는, 진동이 조직에 도달하기 전의 진동 감쇠를 최소화하기 위해, 초음파 진동원이 치료되는 조직에 가능한 한 근접하도록 유전체 기관(320)의 상부 표면에 또는 그 근처에 위치될 수 있다. 일 실시예에서, 2개, 3개, 5개, 10개 또는 그 이상의 변환기가 전극(314, 316) 사이에 위치될 수 있다. 이와 같은 8개의 변환기(350a-h)를 갖는 실시예가 도 13에 도시되어 있다. 도 13에서는 연결선이 보이지 않지만, 각 변환기는 기구 샤프트(302)(예컨대, 동축 케이블, 꼬인 와이어 쌍)를 통해 변환기의 전기 구동 신호를 전달하기 위한 구조체에 전기적으로 커플링되어 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, 각 변환기(350a-h)는 (예컨대, 전극(316)을 통해) 접지층(336)에 커플링된 제 1 단자 및 전극(314)에 커플링된 제 2 단자를 구비할 수 있다. 또한, 각 변환기(350a-h)는 동일하거나 별개의 전기 구동 신호에 의해 구동될 수 있다.

[0193] 도 8 내지 도 13과 관련하여 전술한 설명에서는, 하나 이상의 자기 변형 초음파 변환기가 전기 수술용 기구의 원위단 어셈블리 상에 위치되는 다양한 실시예가 설명되었다. 그러나, 추가 실시예에서, 원위단 어셈블리는 임의의 자기 변형 초음파 변환기를 포함하지 않을 수 있고, 대신에 기구 샤프트(예컨대, 원위단)는 하나 이상의 자기 변형 초음파 변환기를 포함할 수 있다. 이러한 방식으로, 그 또는 각 변환기는 해당 변환기를 구동하기 위한 전기 신호를 전달하는 샤프트 내에서 구조체에 쉽게 커플링될 수 있다. 또한, 샤프트의 원위단에서 생성된 그 또는 각 변환기에 의해 생성된 초음파 진동은 기구의 원위단 어셈블리를 통과하여 조직 치료를 위한 생체 조직에 도달할 수 있다. 이러한 배열체의 장점은 변환기를 수용하고 샤프트와 변환기 사이의 연결을 제공하기 위한 적절한 공간을 찾는 것이 더 쉬울 수 있다는 점이다.

[0194] 전술한 설명, 또는 다음의 청구항 또는 첨부된 도면에 개시된 특징, 그 구체적인 형태 또는 개시된 기능을 수행하기 위한 수단, 또는 개시된 결과를 얻기 위한 방법이나 처리의 관점에서, 적절히, 개별적으로 또는 그러한 특징들의 임의의 조합으로 이용될 수 있고, 본 발명을 실현하기 위해 다양한 형태로 고안될 수 있다.

[0195] 본 발명은 전술한 예시적인 실시예와 함께 설명되었지만, 본 발명이 주어졌을 때, 당업자에게 많은 동등한 수정 및 변형이 명백해질 것이다. 따라서, 전술한 본 발명의 예시적인 실시예들은 예시적인 것일 뿐, 제한적이지 않은 것으로 간주된다. 본 발명의 정신 및 범주를 벗어나지 않고 설명된 실시예들에 대한 다양한 변경이 이루어질 수 있다.

[0196] 의심의 여지를 없애기 위해, 본원에 제공된 모든 이론적인 설명은 독자의 이해를 향상시키기 위해 제공된다. 본 발명자는 이들 이론적 설명들 중 어느 것에도 구속되는 것을 원하지 않는다.

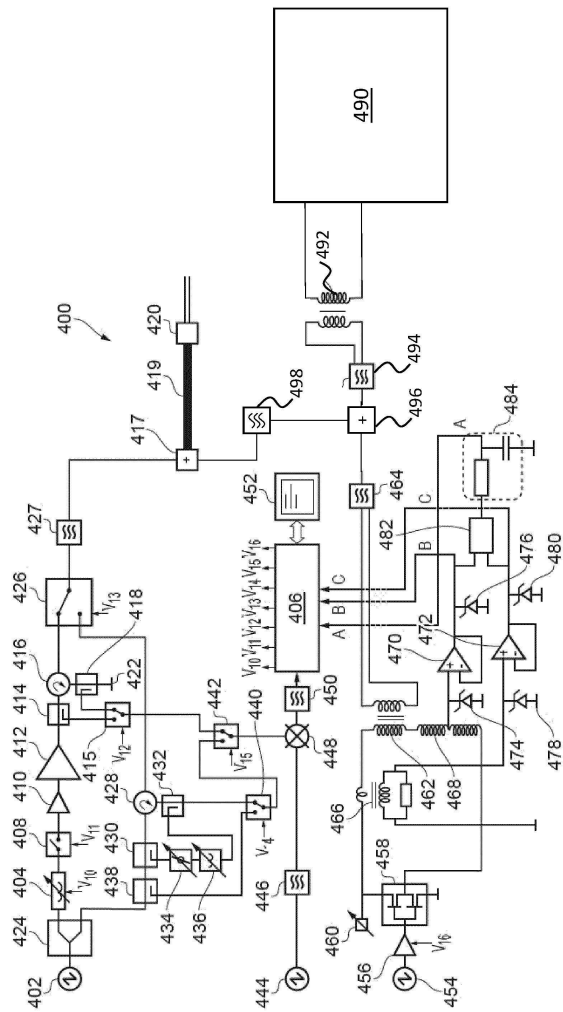
[0197] 뒤따르는 청구항에 포함하는 본 명세서에 걸쳐, 문맥에서 달리 표현하지 않는 한, 용어들 "갖다(have)", "구성하다(comprise)" 및 "포함하다(include)", 및 "갖는(having)", "구성하다(comprises)", "구성하는(comprising)" 및 "포함하는(including)"과 같은 변형어는 명시된 정수나 단계, 또는 정수들이나 단계들의 그룹의 포함을 의미하지만, 다른 정수나 단계, 또는 정수들이나 단계들의 그룹의 배제를 의미하지는 않는 것으로 이해될 것이다.

[0198] 명세서 및 첨부된 청구항에서 사용될 때, 단수 형태 "하나(a)", "한(an)", 및 "그(the)" 등은 문맥상 달리 명확하게 구별되지 않는 한 복수 대상을 포함한다는 점에 유의해야 한다. 범위는, 본원에서, "약" 하나의 특정값 및/또는 "약" 다른 특정값으로 표현될 수 있다. 이와 같은 범위가 표현될 때, 다른 실시예는 하나의 특정값 및/또는 다른 특정값을 포함한다. 마찬가지로, 값이 근사치로서 표현될 때, 선행사(antecedent) "약"의 사용에 의해, 특정값이 다른 실시예를 형성한다는 것을 이해할 것이다. 수치와 관련된 "약"이라는 용어는 임의이며, 예를 들어, +/- 10%를 의미한다.

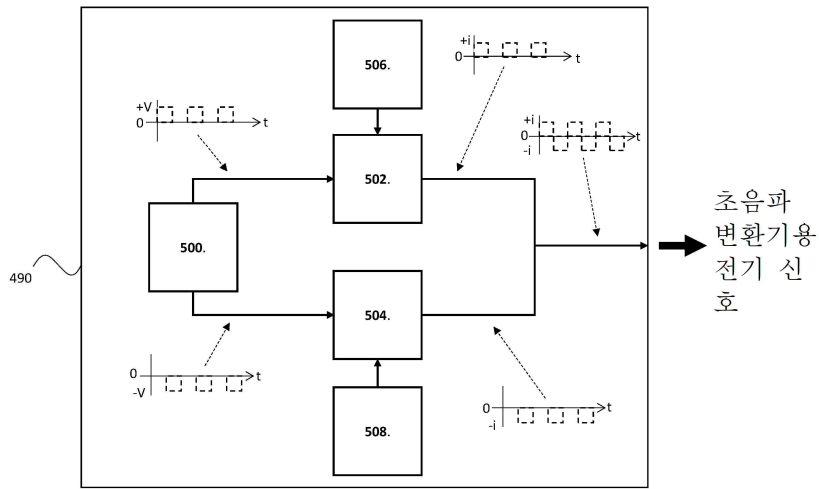
[0199] 본원에 사용되는 "바람직한" 및 "바람직하게"라는 단어는 일부 상황에서 특정 이점을 제공할 수 있는 본 발명의 실시예를 설명한다. 그러나, 동일하거나 상이한 상황에서 다른 실시예가 바람직할 수도 있음을 이해해야 한다. 따라서, 하나 이상의 바람직한 실시예의 언급은 다른 실시예가 유용하지 않다는 것을 의미하거나 암시하지 않으며, 본 발명의 범주 또는 청구항의 범주로부터 다른 실시예를 배제하도록 의도되지 않는다.

도면

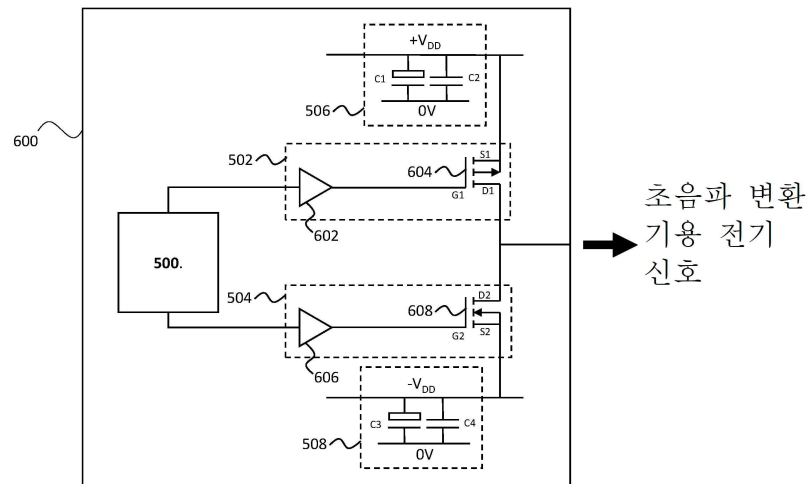
도면1



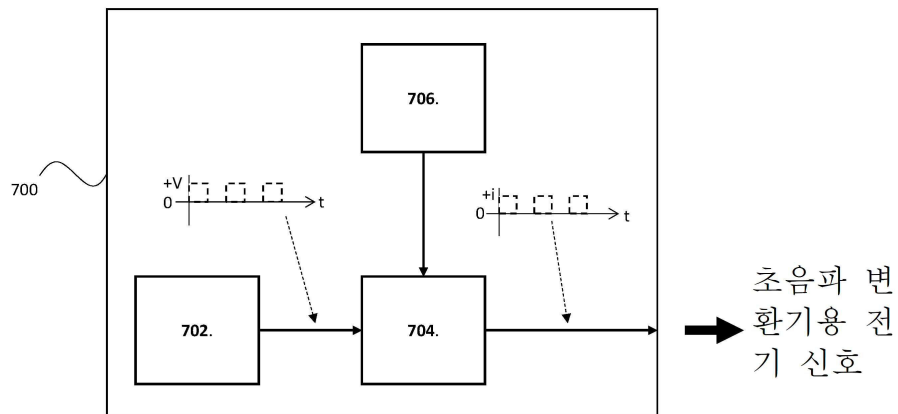
도면2



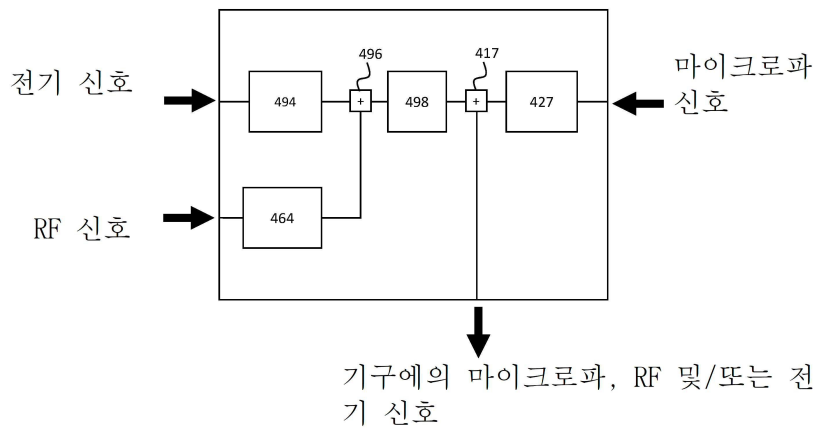
도면3



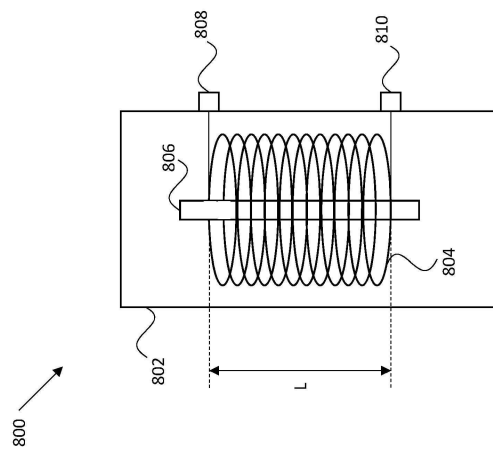
도면4



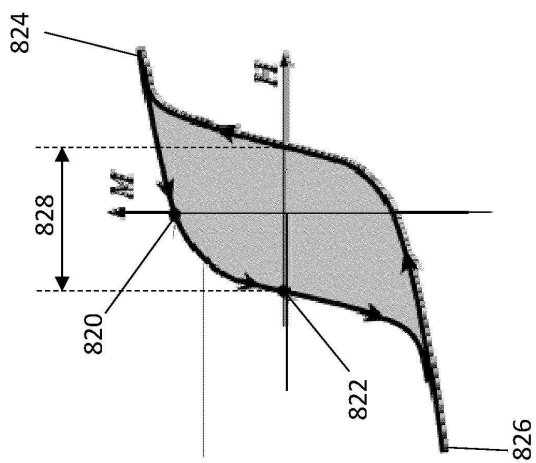
도면5



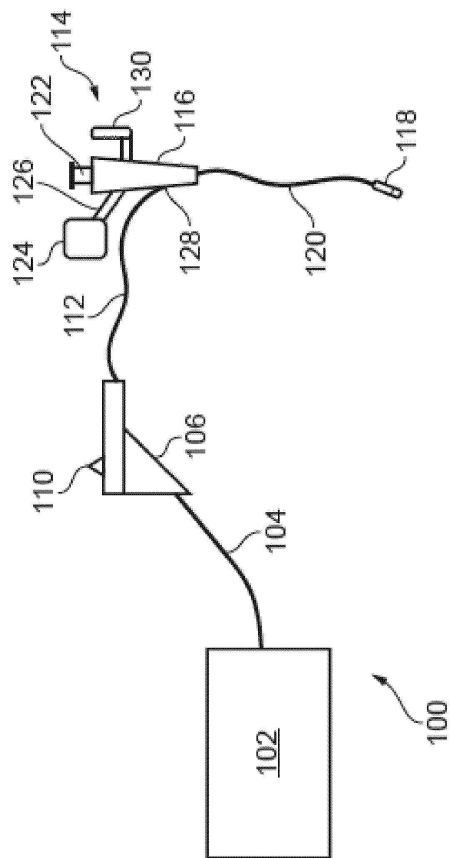
도면6a



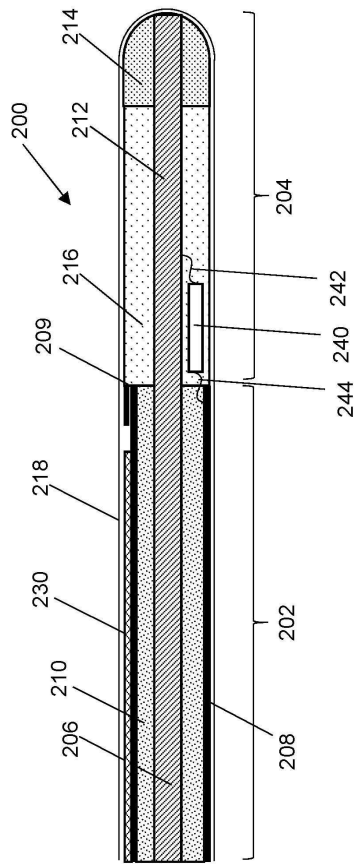
도면6b



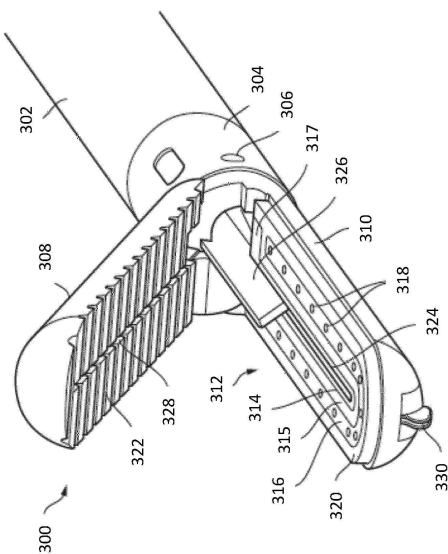
도면7



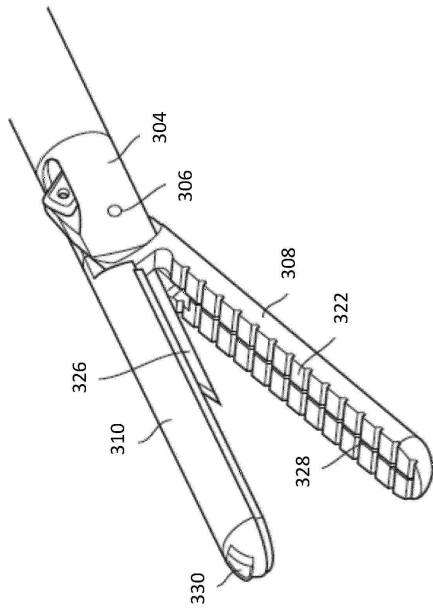
도면8



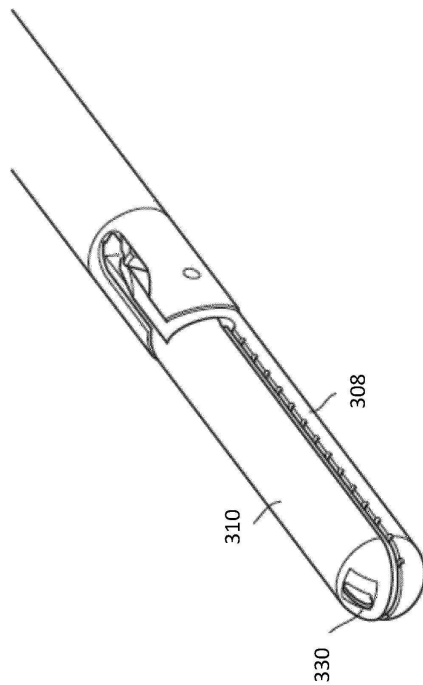
도면9



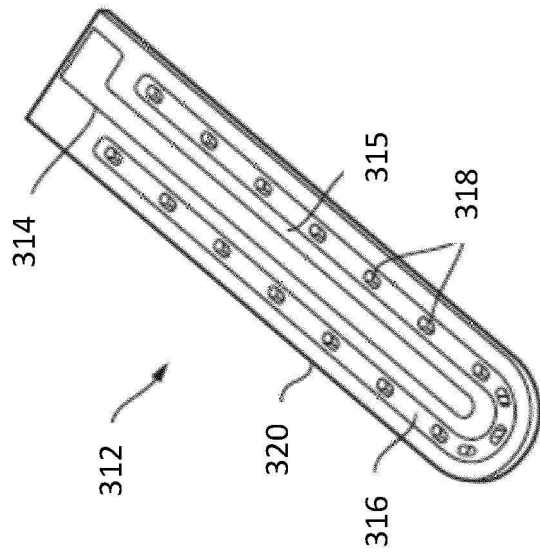
도면10



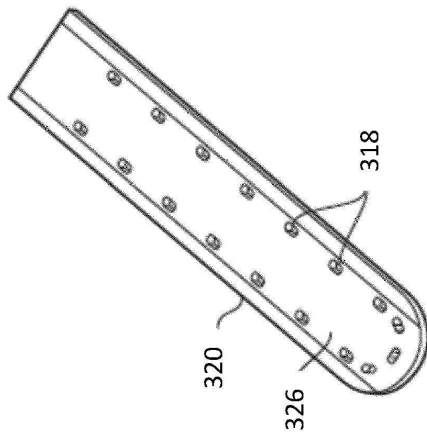
도면11



도면12a



도면12b



도면13

