



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0104283
(43) 공개일자 2022년07월26일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/14 (2006.01) A61B 18/00 (2022.01)
A61B 18/18 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 18/1492 (2013.01)
A61B 18/1815 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2022-7024243(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2017년05월30일
심사청구일자 없음
- (62) 원출원 특허 10-2018-7029704
원출원일자(국제) 2017년05월30일
심사청구일자 2020년05월25일
- (85) 번역문제출일자 2022년07월13일
- (86) 국제출원번호 PCT/EP2017/062975
- (87) 국제공개번호 WO 2017/207531
국제공개일자 2017년12월07일
- (30) 우선권주장
1609537.4 2016년05월31일 영국(GB)

- (71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
영국 첵스토 몬머스셔 (웨일스) 엔퍼 16 5유에이
치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스
유닛 2
- (72) 발명자
메도우크로프트 사이먼
영국 윌트셔 에스엔14 8이큐 몰러네 배스 로드 11
헨콕 크리스토퍼 폴
영국 소머셋 비에이1 4엘엔 배스 앤드 노쓰 이스
트 배스 네이피어 로드 37
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
리엔목특허법인

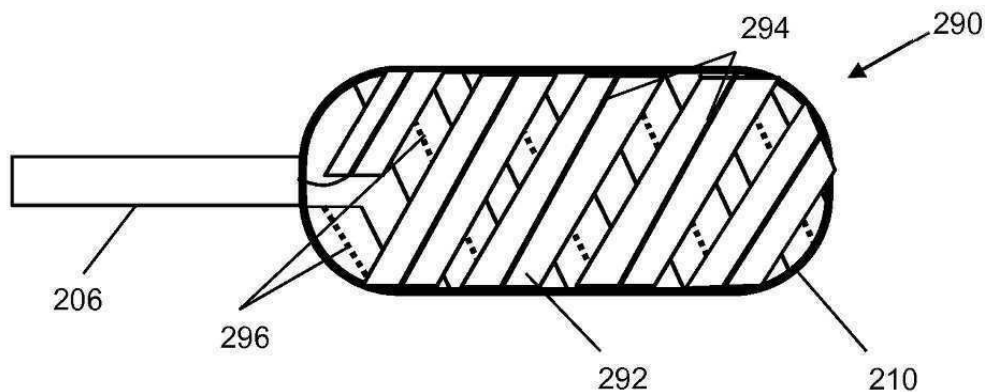
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 전기 수술 장치 및 방법

(57) 요약

예를 들어, 십이지장 점막 조직을 절제하기 위해 위장관에서 열 치료를 수행하기 위한 전기 수술 장치 및 방법이 제공된다. 장치는 가요성 케이블 및 위 내시경과 함께 사용하기에 적합한 어플리케이터를 갖는 기구를 포함하며, 이는 목표된 또는 이와 달리 제어 가능한 방식으로 에너지를 전달하기 위해 환자 내에 배치될 수 있다. 어플리케이터는 전자파 에너지를 방사에 의해 전달할 수 있다. 마이크로파 에너지의 직접적이고 깊이 제한적인 특성은 열 전도에 의존하는 치료보다 이를 더욱 효과적으로 할 수 있다. 어플리케이터는 마이크로파 에너지 전달 구조체를 치료 영역에서 십이지장 점막 조직과 접촉하도록 이동시키도록 구성된 반경 방향으로 연장 가능한 부분을 포함할 수 있다. 어플리케이터는 벌룬, 바이폴라 라디에이터, 이동 가능한 패들 및 회전 가능한 롤러 요소 중 임의의 것을 포함할 수 있다.

대표도 - 도6



(52) CPC특허분류

A61B 2018/00071 (2013.01)

A61B 2018/0022 (2013.01)

A61B 2018/00494 (2013.01)

A61B 2018/00577 (2013.01)

A61B 2018/183 (2013.01)

(72) 발명자

올리치 조지

영국 귀네드 엘엘57 4디비 뱅거 카나번 로드 2 펜

와이 본크 유더블유 디자인스 엘티디

웹 데이비드

영국 귀네드 엘엘57 4디비 뱅거 카나번 로드 2 펜

와이 본크 유더블유 디자인스 엘티디

터너 루이스

영국 몬머스셔 엔피16 5유에이치 첩스토 보포트 파
크 리버 사이드 코트 크리오 메디컬 리미티드

에버트 줄리안 마크

영국 로스-온-와이 히어 에이치알9 6비비 글루스톤
로워 다파루크 브램리 로드

명세서

청구범위

청구항 1

십이지장 점막 조직을 절제하도록 구성된 전기 수술 기구로서,

환자의 외부에 위치한 발생기로부터 환자의 십이지장 내측에 위치한 치료 부위로 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 가요성 동축 케이블; 및

상기 가요성 동축 케이블의 원위 단부에 위치되고, 상기 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수신하고 수신된 마이크로파 에너지를 상기 치료 부위에 있는 생체 조직으로 전달하도록 접속된 에너지 전달 구조체를 갖는 어플리케이터(applicator)를 포함하되,

상기 어플리케이터는 상기 에너지 전달 구조체를 치료 영역에서 십이지장 점막 조직과 접촉하도록 이동시키도록 구성된 반경 방향으로 연장 가능한 별론을 포함하고; 그리고

상기 에너지 전달 구조체는,

상기 별론에 의해 둘러싸인 체적 내부에 위치한 내부 도전성 요소로서, 상기 가요성 동축 케이블의 내부 도전체에 전기적으로 접속되어, 상기 마이크로파 에너지를 상기 치료 부위에 있는 생체 조직으로 론칭(launching)하는, 상기 내부 도전성 요소; 및

상기 별론의 외부면 상에 형성된 외부 도전성 구조체로서, 상기 가요성 동축 케이블의 외부 도전체에 전기적으로 접속되는, 상기 외부 도전성 구조체를 포함하는, 전기 수술 기구.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 가요성 동축 케이블은 상기 별론에 의해 둘러싸인 체적으로 팽창 매체를 전달하도록 구성된 팽창 채널을 포함하는, 전기 수술 기구.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 내부 도전성 요소는 상기 별론에 의해 둘러싸인 상기 체적 내로 돌출하여, 상기 마이크로파 에너지를 상기 치료 부위에 있는 생체 조직으로 론칭)하기 위한 모노폴 안테나(monopole antenna)를 형성하는 상기 가요성 동축 케이블의 내부 도전체의 일부를 포함하는, 전기 수술 기구.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 내부 도전성 요소는 상기 외부 도전성 구조체와 상기 내부 도전성 요소에 의해 형성된 바이폴라 방출 구조체 구조체(bipolar emitting structure)를 포함하는, 전기 수술 기구.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 외부 도전성 구조체는 내부에 형성된 복수의 방사 슬롯들을 갖는, 전기 수술 기구.

청구항 6

제4항에 있어서, 상기 내부 도전성 요소는 상기 별론의 원위 단부에서 상기 외부 도전성 구조체에 전기적으로 접속되는, 전기 수술 기구.

청구항 7

제4항에 있어서, 상기 내부 도전성 요소는 상기 별론의 내부면 상에 형성된 도전층인, 전기 수술 기구.

청구항 8

제4항에 있어서, 상기 내부 도전성 요소는 상기 별론에 의해 둘러싸인 상기 체적 내에 위치한 보조 팽창 가능

별론의 외부면 상에 형성된 도전층인, 전기 수술 기구.

청구항 9

십이지장 점막 조직을 절제하기 위한 전기 수술 장치로서,

환자의 십이지장 내측에 위치한 치료 부위로 환자에게 삽입하기 위한 기구 코드(instrument cord)를 갖는 수술 스코핑 디바이스(surgical scoping device);

마이크로파 에너지를 공급하기 위한 발생기;

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 따른 전기 수술 기구를 포함하되,

상기 가요성 동축 케이블은 그 근위 단부에서 상기 발생기에 접속되고,

상기 가요성 동축 케이블 및 어플리케이터는 상기 기구 코드와 함께 상기 치료 부위로 삽입 가능한, 전기 수술 기구.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 기구 코드는 관통하는 길이 방향 기구 채널을 가지며, 상기 가요성 동축 케이블 및 상기 어플리케이터는 상기 기구 채널에 슬라이딩 가능하게 장착되도록 치수가 정해지는, 전기 수술 기구.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 마이크로파 에너지로 생체 조직을 치료하기 위한 전기 수술 장치 및 방법에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 위장관, 특히 십이지장의 생체 조직에 마이크로파 에너지를 전달하는 것에 관한 것이다. 일 실시예에서, 본 발명은 마이크로파 에너지를 제어 가능하게 전달하여 십이지장의 벽을 절제 또는 재표면화하도록 구성된 전기 수술 기구를 제공한다.

배경 기술

[0002] 2형(T2) 당뇨병의 잠재적 치료에 많은 관심이 있다. 이것은 비만과 더 앉아있는 생활 방식 때문에 대부분의 선진국에서 급속하게 증가하고 있는 문제이다. 이는 또한 의료비 지출에 상당한 기여를 한다. NHS 예산의 거의 20%가 당뇨병과 그 합병증에 소비된다.

[0003] 현재 당뇨병은 통상적으로 단지 식별되고 관리된다. 주요 재건 위장 수술 외에는 치료법이 없다.

[0004] 그러나, 이 분야에 대한 더 최근의 연구는 열 에너지를 십이지장의 벽에 가하여 십이지장을 재표면화하는 것을 연구했다. 열 에너지는 위장관의 적절한 위치에 삽입된 별론(balloon)에 뜨거운 물을 전달하여 가해진다. 열 에너지는 십이지장의 점막을 제거하는 역할을 한다. 초기 결과는, 이러한 방식으로 점막의 재생을 트리거링하는 것이, 신진 대사 건강을 회복할 수 있고, 특히 인슐린[1]에 대한 저항성을 역전시킬 수 있는 방식으로 설탕에 대한 신체 반응을 변화시킬 수 있다는 것을 나타낸다. 이 기술은 T2 당뇨병에 대해 가능한 치료법이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 가장 일반적으로, 본 발명은 위장(GI)관에서 효과적이고 효율적인 열처리를 위한 전기 수술 장치 및 방법을 제공함을 목적으로 한다. 특히, 본 발명은 위 내시경 등과 함께 사용하기에 적합한 어플리케이터(applicator)를 갖는 전기 수술 장치를 제공하며, 이는 목표된 또는 달리 제어 가능한 방식으로 에너지를 전달하기 위해 환자의 내부에 배치될 수 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 일부 예에서, 어플리케이터는, 예를 들어, 생체 조직에 의해 직접 수신되는 방사에 의해, 마이크로파 에너지를 전달하도록 구성된다. 마이크로파 에너지를 사용하는 이점은 그것이 조직으로 침투하는 깊이가 얕다는 것이며, 이는 위장관의 표면만이 영향을 받을 수 있다는 것을 보장할 수 있다. 마이크로파 에너지의 직접적이고 깊이가

제한된 특성은 열전도에 의존하는 치료보다 더 효과적일 수 있다.

- [0007] 일 양태에 따르면, 본 발명은 십이지장 점막 조직을 절제하도록 구성된 전기 수술 기구를 제공할 수 있으며, 기구는: 환자의 외부에 위치된 발생기로부터 환자의 십이지장 내측에 위치된 치료 부위로 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 가요성 동축 케이블; 및 가요성 동축 케이블의 원위 단부에 위치되고, 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수신하고 수신된 마이크로파 에너지를 치료 부위에 있는 생체 조직으로 전달하도록 접속된 에너지 전달 구조체를 갖는 어플리케이터를 포함하고, 어플리케이터는 에너지 전달 구조체를 치료 영역에서 십이지장 점막 조직과 접촉하도록 이동시키도록 구성된 반경 방향으로 연장 가능한 부분을 포함한다. 예를 들어, 이러한 기구를 사용하여 마이크로파 에너지로 십이지장 점막 조직을 치료하는 방법이 본 발명의 독립적인 양태일 수 있다. 또한, 마이크로파 에너지의 인가는, 예를 들어, 하나 이상의 점막 하층에서의 조직 개질 또는 변성을 수행하기 위해, 표면 아래의 조직을 치료하는 데 또한 사용될 수 있다.
- [0008] 어플리케이터는 탄성적으로 변형 가능한(예를 들어, 신축적인) 유전체 재료로 형성된 벌룬(balloon)을 포함할 수 있다. 벌룬은 예를 들어, 가스 또는 액체일 수 있는 팽창 매체로 충전함으로써 팽창할 수 있다. 팽창 채널은 팽창 매체를 전달하기 위해 동축 케이블 내에서 또는 이와 나란히 진행될 수 있다. 팽창 매체의 특성(예를 들어, 비유전율 등)은 마이크로파 에너지의 전달을 용이하게 하도록 선택될 수 있다.
- [0009] 벌룬은 에너지 전달 구조체일 수도 있고 이를 전달할 수도 있다. 예를 들어, 에너지 전달 구조체는 처리 부위에서 생체 조직으로 마이크로파 에너지를 론칭(launching)하기 위한 모노폴 안테나(monopole antenna)를 형성하도록 벌룬에 의해 둘러싸인 체적 내로 돌출하는 가요성 동축 케이블의 내부 도전체의 일부를 포함할 수 있다. 모노폴 안테나에 의해 방출되는 필드는 벌룬의 표면 상에 도전성 재료를 제공함으로써 형성될 수 있다.
- [0010] 대안적으로, 벌룬은 바이폴라(bipolar)-유형의 마이크로파 에너지 전달 구조체의 일부를 형성하거나 이를 전달할 수도 있다. 예를 들어, 외부 도전성 구조체는 벌룬의 외부면 상에 형성될 수 있다. 외부 도전성 구조체는 예를 들어, 가요성 동축 케이블의 외부 도전체에 전기적으로 접속되어 접지될 수 있다.
- [0011] 에너지 전달 구조체는 외부 도전성 구조체에 의해 형성된 바이폴라 마이크로파 방출 구조체와, 벌룬에 의해 둘러싸인 체적 내측에 위치된 내부 도전성 요소를 포함할 수 있으며, 내부 도전성 요소는 동축 케이블의 내부 도전체에 전기적으로 접속된다. 내부 도전성 요소는 동축 케이블의 내부 도전체의 연장부일 수 있거나, 팽창된 구성일 때 벌룬의 형태와 정합하도록 구성된 도전성 루프일 수 있다. 대안적으로, 내부 도전성 요소는 벌룬의 내부면 상에 형성된 도전층일 수 있으며, 이에 의해, 벌룬 스킨은 바이폴라 방사 구조의 유전체 재료이다. 다른 예에서, 내부 도전성 요소는 벌룬에 의해 둘러싸인 체적 내에 위치된 보조 팽창 가능 벌룬의 외부면 상에 형성된 도전층일 수 있다. 유전체 재료, 예를 들면, 저밀도 PTFE 또는 다른 저손실 재료는 보조 벌룬의 외부면과(메인) 벌룬의 내부면 사이의 체적에 둘러싸일 수 있다.
- [0012] 바이폴라 마이크로파 방출 구조체는, 예를 들어, 외부 도전성 구조체에 복수의 방사 슬롯을 제공함으로써 슬롯형 방사기로서 동작할 수 있다.
- [0013] 도전성 구조체는 예를 들어, 벌룬 스킨 상에 형성된 Ag, Au, Pt, Cu 또는 Ag-도금된 Cu로 이루어진 금속화층일 수 있다.
- [0014] 일부 예에서, 벌룬의 재료는 바이폴라 마이크로파 방출 구조체의 일부를 형성하지만, 이는 필수적인 필요는 없다. 예를 들어, 벌룬은 그 위에 장착된 에너지 전달 구조체를 치료될 조직에 근접하거나 접촉하도록 이동시키기 위한 이송 메커니즘으로서 작용할 수 있다. 일 실시예에서, 가요성 유전체 재료(더욱 상세하게 후술됨)를 사용하여 제조된 방사 구조체가 벌룬의 외부면 상에 장착될 수 있다.
- [0015] 다른 예에서, 어플리케이터는 패들 및 패들을 반경 방향으로 이동시키도록 구성된 이동 메커니즘을 포함할 수 있으며, 에너지 전달 구조체는 패들 상에 장착된 바이폴라 안테나를 포함한다. 패들은 예를 들어, 위장관(그리고 특히 십이지장)의 벽과 접촉하여, 이를 따라 놓이도록 구성된 평평한 또는 가요성의 긴 구조체일 수 있다. 구조체는, 바이폴라 안테나가 반경 방향으로 외측으로 방사하는, 포셉(forcep)의 절반과 유사할 수 있다. 바이폴라 안테나는 WO 2015/097472호 또는 WO 2015/052502호에 설명된 전기 수술 포셉에서 사용되는 것과 유사한 구조를 가질 수 있다.
- [0016] 서로 각도가 오프셋된, 반경 방향으로 이동하도록 구성된 복수의 패들이 있을 수 있다. 예를 들어, 서로 90° 방향으로 이동하는 4개의 패들이 있을 수 있다. 복수의 패들 중 하나 이상은 비활성일 수 있으며, 즉, 그 위에 형성된 에너지 전달 구조체 또는 이와 연관된 에너지 전달 구조체를 갖지 않을 수 있다. 대안적으로, 복수의 패들 각각은 독립적으로 활성화될 수 있어, 방향성 치료가 가능하다. 십이지장의 조직 표면의 감겨진 특성은, 어

플리케이터가 치료 표면을 확장시키고 편평하게 하기 위해 횡방향 힘을 가하는 것을 바람직하게 할 수 있다. 비활성 패들이 이 목적을 위해 사용될 수 있다. 이는 담관(bile duct)의 주(major)/부(minor) 유두(papilla)와 같은 영역 및 그 주변의 치료에 특히 유용할 수 있다.

- [0017] 이동 메커니즘은 동축 케이블을 따라 연장되는 제어 로드 또는 풀 와이어(pull wire)에 의해 제어될 수 있다. 이동 메커니즘은 예를 들어, 패들(들)의 반경 방향 외측으로의 이동으로 길이 방향 견인력을 변환하는 팬티그래프(pantograph) 등의 형태의 힌지(hinge) 메커니즘을 포함할 수 있다.
- [0018] 에너지 전달 구조체는, 제1 표면 상에 형성되고 동축 케이블의 내부 도전체에 전기적으로 접속된 도전층 및 제2 표면 상에 형성된 복수의 도전성 요소들을 갖는 가요성 유전체 기관을 포함할 수 있으며, 복수의 도전성 요소들은 전기적으로 접지되고 에너지 전달 구조체에 의해 수신된 마이크로파 에너지에 대한 방사 요소 들로서 작용하도록 치수가 정해진다. 복수의 도전성 요소들은, 예를 들어, 누설 공급체 또는 방사 패치 안테나로서 구성, 예를 들어 치수가 정해질 수 있다.
- [0019] 가요성 유전체 기관은 시트의 형태일 수 있고, 복수의 도전성 요소는 시트 상에 2차원 어레이로 구성된다. 시트는 원통형으로 롤링(rolling)될 수 있다.
- [0020] 대안적으로, 가요성 유전체 기관은 하나 이상의 스트립의 형태일 수 있으며, 여기서 복수의 도전성 요소는 각 스트립을 따라 일렬로 구성된다. 어플리케이션은 이러한 스트립 중 하나 이상을 다른 방식으로 배치하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 스트립은 퇴피 가능한 루프 또는 나선형 코일의 형태를 취할 수 있다. 다른 예에서, 복수의 길이 방향으로 배열된 가요성 스트립이 배치력의 인가시 반경 방향 외측으로 구부러지도록 구성될 수 있다.
- [0021] 다른 양태에서, 본 발명은 십이지장 점막 조직을 절제하기 위한 전기 수술 장치를 제공할 수 있으며, 본 장치는: 환자의 십이지장 내측에 위치한 치료 부위로 환자에게 삽입하기 위한 기구 코드(instrument cord)를 갖는 수술 스코핑 디바이스(surgical scoping device)(예를 들어, 위 내시경); 마이크로파 에너지를 공급하기 위한 발생기; 및 위에서 논의된 바와 같은 전기 수술 기구를 포함하고, 가요성 동축 케이블은 그 근위 단부에서 발생기에 접속되고, 가요성 동축 케이블 및 어플리케이션은 기구 코드와 함께 치료 부위에 삽입될 수 있다. 기구 코드는 관통하는 길이 방향 기구 채널을 갖는다. 바람직한 구성에서, 가요성 동축 케이블 및 어플리케이션은 기구 채널 내에 슬라이딩 가능하게 장착되도록 치수가 정해질 수 있다. 그러나, 다른 예에서, 어플리케이션은 치료 전에 기구 채널을 통과할 수 없다. 캐리어는 어플리케이션을 유지하기 위해 기구 코드의 원위 단부 또는 이에 인접하게 제공될 수 있다. 유사하게, 가요성 동축 케이블 및 어플리케이션에 의해 요구되는 임의의 다른 공급체가 기구 채널을 통과할 수도 있고 통과하지 않을 수도 있다.
- [0022] 다른 양태에서, 본 발명은 환자의 위장관 내에서 생체 조직을 재표면화하기 위해 에너지를 전달하기 위한 전기 수술 기구를 제공할 수 있으며, 기구는: 환자의 외부에 위치한 발생기로부터 환자의 위장관 내측에 위치한 치료 부위로 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 가요성 동축 케이블; 및 가요성 동축 케이블의 원위 단부에 위치되고 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수신하고, 치료 부위에 있는 생체 조직으로 수신된 마이크로파 에너지를 전달하도록 접속된 에너지 전달 구조체를 갖는 어플리케이션을 포함하고, 어플리케이션은 치료 부위에 있는 생체 조직을 따라 롤링 가능한 회전 가능한 방사 구조체를 포함한다.
- [0023] 어플리케이션은 동축 케이블을 둘러싸는 프로브 하우징을 포함할 수 있으며, 방사 구조체는 프로브 하우징의 원위 단부에 회전 가능하게 장착된다. 방사 구조체는 횡방향으로 지향된 회전축을 갖는 원통 또는 볼(ball) 형태일 수 있다.
- [0024] 방사 구조체는: 동축 케이블의 내부 도전체에 전기적으로 접속된 내부 도전성 링, 방사 구조체의 주연을 둘러싸는 내부 도전성 링을 덮도록 장착된 유전체 환형 요소, 및 환형 요소의 외부면 상에 형성된 복수의 접지된 도전성 패치를 포함한다. 도전성 패치는 방사 안테나 또는 누설 공급체로서 작용할 수 있다.
- [0025] 다른 양태에서, 본 발명은 환자의 위장관이 생체 조직을 재표면화하기 위해 에너지를 전달하기 위한 전기 수술 기구를 제공할 수 있으며, 기구는: 환자의 위장관 내측에 위치한 치료 부위로 환자에 대해 외부에 위치한 발생기로부터 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 가요성 동축 케이블; 및 가요성 동축 케이블의 원위 단부에 위치되고 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수신하도록 접속되는 에너지 전달 구조체를 갖는 어플리케이션; 및 환자의 외부에 위치한 가스 공급기로부터 어플리케이션으로 가스를 전달하도록 구성된 가스 공급체를 포함하고, 어플리케이션은 어플리케이션에서 수용된 가스로 수신된 마이크로파 에너지를 전달하고 치료 부위에 있는 생체 조직으로의 전달을 위해 플라즈마를 충돌 또는 유지하도록 구성된다.

- [0026] 어플리케이션은 동축 케이블을 둘러싸고 가스 공급체와 연통하는 가스 유동 경로를 규정하는 프로브 하우징을 포함할 수 있으며, 프로브 하우징은 그 원위 단부에 하나 이상의 가스 방출 개구를 갖는다. 전기장이 프로브 하우징 내에 설정되어 가스 방출 개구에서 플라즈마에 충돌할 수 있다. 예를 들어, 프로브 하우징은 동축 케이블의 외부 도전체에 전기적으로 연결될 수 있으며, 에너지 전달 구조체는 프로브 하우징 내에서 동축 케이블의 원위 단부로부터 멀리 연장되고 동축 케이블의 내부 도전체에 전기적으로 접속되는 도전성 요소를 포함할 수 있다. 도전성 요소는 프로브 하우징의 원위 팁(tip)에 전기적으로 접속되어, 전기장이 원위 팁에서 접촉점으로부터 미리 결정된 거리에서 최대치를 나타내는 단락 회로 조건을 설정할 수 있다. 가스 방출 개구는 플라즈마가 충돌될 수 있도록 전기장 최대치에 위치될 수 있다.
- [0027] 본 발명의 다른 양태는 상이한 에너지원을 사용할 수 있다. 예를 들어, 일 양태에서, 본 발명은 환자의 위장관 표면에 에너지를 전달하기 위한 수술 기구를 제공할 수 있으며, 기구는: 환자의 외부에 위치하는 에너지원으로부터 치료 부위로 에너지를 전달하기 위한 가요성 에너지 공급 케이블; 및 가요성 에너지 공급 케이블의 원위 단부에 위치된 어플리케이션을 포함하고, 가요성 에너지 공급 케이블은 그래핀(graphene) 케이블의 번들을 포함하며, 어플리케이션은 열 에너지를 치료 부위에 있는 생체 조직으로 전달하기 위한 그래핀 케이블 종단들의 어레이를 포함한다.
- [0028] 다른 양태에서, 본 발명은 환자의 위장관 표면에 에너지를 전달하기 위한 수술 기구를 제공할 수 있으며, 기구는: 환자의 외부에 위치하는 에너지원으로부터 치료 부위로 에너지를 전달하는 가요성 에너지 공급 케이블; 및 가요성 에너지 공급 케이블의 원위 단에 위치된 어플리케이션을 포함하고, 어플리케이션은 치료 부위에서 열 구배를 도입하여, 열 에너지를 치료 부위에 있는 생체 조직으로 전달하도록 구성된 열전기 디바이스를 포함한다.
- [0029] 본 명세서의 개시는 또한 수술 스코핑 디바이스의 기구 코드의 원위 단부에 수술 디바이스(예를 들어, 본 명세서에서 논의된 바와 같은 어플리케이션)를 고정하는 캐리어 구조체를 설명한다. 담지 구조체는 기구 코드의 원위 단부에 고정되고, 이로부터 원위로 멀리 돌출하거나 그 주위에 놓이는, 예를 들어, 컵(cup) 형태 또는 오목한 하우징의 가요성 또는 변형 가능한 지지체를 포함할 수 있다. 캐리어 구조체는 예를 들어, 환형 링을 사용하여 기구 코드 상으로 클리핑될 수 있다. 다른 예에서, 캐리어 구조체는 기구 코드에 부착될 수 있거나, 기구 코드와 일체로 형성될 수 있다.
- [0030] 캐리어 구조체는 기구 코드의 길이를 따라 연장될 수 있다. 예를 들어, 이는 기구 코드의 전체 길이를 따라 나란히 연장되고 그 길이를 따라 간격을 두고 이에 고정(예를 들어, 클리핑)되는 슬리브(sleeve)일 수 있다. 대안적으로, 캐리어 구조체는 기구 코드를 둘러싸는(즉, 담지를 위한 내강을 규정하는) 슬리브일 수 있다.
- [0031] 본 명세서에서, "마이크로파"는 400MHz 내지 100GHz, 그러나 바람직하게는 1GHz 내지 60GHz의 주파수 범위를 나타내기 위해 광범위하게 사용될 수 있다. 고려된 특정 주파수는 915MHz, 2.45GHz, 3.3GHz, 5.8GHz, 10GHz, 14.5GHz 및 24GHz이다. 14.5GHz의 주파수가 위장관, 특히 십이지장의 벽의 생체 조직으로의 그 침투 깊이로 인해 바람직할 수 있다.
- [0032] 본 명세서에서 "도전성" 재료 또는 "도전체"에 대한 언급은 문맥상 달리 명시되지 않는 한 전기 도전성과 관련된다.

도면의 간단한 설명

- [0033] 본 발명의 실시예가 첨부 도면을 참조하여 이하에서 설명된다:
 - 도 1은 본 발명의 일 실시예에서 사용하기 위한 전기 수술 시스템을 나타내는 개략도;
 - 도 2A 및 도 2b는 각각 도 1에 나타낸 전기 수술 시스템에 대한 원위 단부 조립체의 퇴피 및 확장된 구성의 개략 단면도;
 - 도 3은 본 발명의 실시예인 전기 수술 기구에서 사용하기에 적합한 확장 가능한 벌룬 어플리케이션 구조를 나타낸 도면;
 - 도 4는 본 발명의 다른 실시예인 전기 수술 기구에 사용하기에 적합한 확장 가능한 벌룬 어플리케이션 구조를 나타낸 도면;
 - 도 5는 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 기구에서 사용하기에 적합한 다른 확장 가능한 벌룬 어플리케이션 구조의 개략도;

도 6은 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 기구에 사용하기에 적합한 다른 확장 가능한 벌룬 어플리케이터를 나타낸 도면;

도 7은 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 기구에서 사용하기에 적합한 다른 확장 가능한 벌룬 어플리케이터 구조를 나타낸 도면;

도 8A 및 도 8B는 본 발명의 다른 실시예인 전기 수술 기구에 대한 원위 단부 조립체의 개략 측면도를 나타낸 도면;

도 8C는 도 8A 및 도 8B에 나타난 원위 단부 조립체에 사용하기에 적합한 회전 가능 부재의 개략 측면도 및 정면도;

도 9A 및 도 9B는 본 발명의 다른 실시예인 반경 방향으로 연장 가능한 패들(paddle) 구조를 갖는 원위 단부 조립체의 개략도;

도 10A 및 도 10B는 방사상으로 연장 가능한 복수의 패들을 갖는 전기 수술 기구에 대한 원위 단부 조립체의 개략도;

도 11은 본 발명의 다른 실시예인 롤링(rolling) 가능한 가요성 기관을 포함하는 전기 수술 기구에 대한 원위 단부 조립체의 개략 측면도;

도 12A, 도 12B 및 도 12C는 본 발명의 다른 실시예인 전기 수술 기구에 사용하기에 적합한 가요성 기관을 갖는 원위 단부 조립체의 개략 측면도;

도 13A, 도 13B, 도 13C 및 도 13D는 본 발명의 실시예들인 전기 수술 기구들에 사용될 수 있는 가요성 기관 스트립(strip) 및 그 위에 형성된 방사 요소를 포함하는 원위 단부 어플리케이터의 개략 측면도;

도 14는 플라즈마가 생체 조직으로 에너지를 전달하는 데 사용되는 전기 수술 기구에 대한 원위 단부 조립체의 개략 측면도;

도 15는 복수의 그래핀(graphene) 케이블로 형성된 원위 단부 조립체의 개략 측면도;

도 16은 열전기 냉각 디바이스를 통합하는 전기 수술 기구에 대한 원위 단부 조립체의 개략도;

도 17은 본 발명과 함께 사용될 수 있는 원위 장착 조립체의 개략 측면도;

도 18은 본 발명과 함께 사용될 수 있는 다른 원위 장착 조립체의 개략 측면도;

도 19는 본 발명과 함께 사용될 수 있는 캐리어 슬리브(carrier sleeve)의 개략도; 및

도 20은 본 발명과 함께 사용될 수 있는 다른 캐리어 슬리브의 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 상세한 설명; 추가 옵션 및 참조

[0035] 도 1은 전자기 에너지(예를 들어, 마이크로파 에너지)를 전기 수술 기구의 원위 단부에 공급할 수 있는 완전한 전기 수술 시스템(100)의 개략도이다. 시스템(100)은 마이크로파 에너지, 열 에너지(예를 들어, 적외 방사선) 또는 전기 에너지(예를 들어, DC 전류) 중 임의의 하나 이상일 수 있는 에너지를 제어 가능하게 공급하기 위한 발생기(102)를 포함한다. 일례에서, 발생기(102)는 마이크로파 에너지를 전달하도록 구성된 WO 2012/076844호에 설명된 형태를 취할 수 있다. 발생기(102)는 기구로 전달될 적절한 신호를 결정하기 위해 전기 수술 기구로부터 다시 수신된 반사된 신호(즉, 반사된 전력)를 모니터링하도록 구성될 수 있다.

[0036] 발생기(102)는 인터페이스 케이블(104)에 의해 인터페이스 접합부(106)에 접속된다. 인터페이스 접합부(106)는 또한 후술하는 바와 같이, 액체 또는 가스(예를 들어, 공기)를 사용하여 확장 가능한 어플리케이터를 팽창시키기 위한 주사기와 같은 유체 전달 디바이스(108)로부터의 유체 공급부(107)를 수용하도록 접속된다. 필요한 경우, 인터페이스 접합부(106)는 예를 들어, 하나 이상의 제어 와이어 또는 푸시 로드(push rod)(미도시)의 길이 방향(전후) 이동을 제어하기 위해, 트리거(110)를 슬라이딩시킴으로써 동작 가능한 기구 제어 메커니즘을 수용할 수 있다. 복수의 제어 와이어가 있는 경우, 전체 제어를 제공하기 위해 인터페이스 접합부 상에 복수의 슬라이딩 트리거가 있을 수 있다. 인터페이스 접합부(106)의 기능은 발생기(102), 유체 전달 디바이스(108) 및 기구 제어 메커니즘으로부터의 입력을, 인터페이스 접합부(106)의 원위 단부로부터 연장되는 단일 가요성 샤프트

(112)에 결합시키는 것이다.

- [0037] 가요성 샤프트(112)는 내시경, 위 내시경, 복강경 등과 같은 수술 스코핑 디바이스(114)의 기구 (작업) 채널의 전체 길이에 걸쳐 삽입될 수 있다. 본 명세서에서 고려되는 십이지장의 치료를 위해, 위 내시경이 바람직할 수 있다.
- [0038] 수술 스코핑 디바이스(114)는 기구 코드(120)가 연장되는 다수의 입력 포트 및 출력 포트를 갖는 본체(116)를 포함한다. 기구 코드(120)는 복수의 내강(lumen)을 둘러싸는 외부 재킷을 포함한다. 복수의 내강은 본체(116)로부터 기구 코드(120)의 원위 단부로 다양한 것을 전달한다. 복수의 내강 중 하나는 위에서 논의된 기구 채널이다. 다른 내강은 예를 들어, 원위 단부에서 조명을 제공하거나 원위 단부로부터 이미지를 수집하기 위해 광 방사를 전달하기 위한 채널을 포함할 수 있다. 본체(116)는 원위 단부를 보기 위한 아이 피스(eye piece)(122)를 포함할 수 있다. 원위 단부에서 조명을 제공하기 위해, 광원(124)(예를 들어, LED 등)은 조명 입력 포트(126)에 의해 본체(116)에 접속될 수 있다.
- [0039] 가요성 샤프트(112)는 수술 스코핑 디바이스(114)의 기구 채널을 통과하여 그 원위 단부에서 (예를 들어, 환자 내부에서) 돌출하도록 형상화된 원위 조립체(118)(도 1에서 스케일대로 도시되지 않음)를 갖는다. 원위 단부 조립체는 에너지를 발생기(102)로부터 생체 조직으로 전달하기 위한 수단을 포함한다.
- [0040] 원위 조립체(118)의 구조는 기구 채널을 통과하는 데 적합한 최대 외경을 갖도록 구성될 수 있다. 통상적으로, 위 내시경에서 기구 채널의 직경은 4.0mm 미만, 예를 들어, 2.8mm, 3.2mm, 3.7mm, 3.8mm 중 임의의 하나이다. 가요성 샤프트의 길이는 1.2m 이상, 예를 들어 2m 이상일 수 있다. 다른 예에서, 원위 조립체(118)는, 샤프트가 기구 채널을 통해 삽입된 후에 (그리고, 기구 코드가 환자 내부로 도입되기 전에) 가요성 샤프트(112)의 원위 단부에 장착될 수 있다. 대안적으로, 가요성 샤프트(112)는 그의 근위(proximal) 연결을 만들기 전에 원위 단부로부터 기구 채널 내로 삽입될 수 있다. 이러한 구성에서, 원위 단부 조립체(118)는 수술 스코핑 디바이스(114)의 기구 채널보다 큰 치수를 갖도록 허용될 수 있다.
- [0041] 발생기(102)로부터의 에너지가 마이크로파 에너지인 경우, 본체(116)는 발생기(102)로부터 원위 조립체(118)로 무선 주파수 및 마이크로파 에너지를 전달할 수 있는 동축 케이블(예를 들어, 통상의 동축 케이블)을 포함하는, 가요성 샤프트에 접속하기 위한 전력 입력 포트(128)를 포함한다.
- [0042] 기구 코드(120)의 적어도 원위 단부의 부분을 제어하는 것이 바람직할 수 있다. 본체(116)는 기구 코드(120)를 통해 연장되는 하나 이상의 제어 와이어(미도시)에 의해 기구 코드(120)의 원위 단부에 기계적으로 커플링되는 제어 액츄에이터(130)를 포함할 수 있다. 제어 와이어는 기구 채널 내에서 또는 그 자신의 전용 채널 내에서 이동할 수 있다. 제어 액츄에이터(130)는 레버 또는 회전 가능한 노브(knob), 또는 임의의 다른 알려진 카테터(catheter) 조작 디바이스일 수 있다. 기구 코드(120)의 조작은 예를 들어, 컴퓨터 단층 촬영(CT: computer tomography) 이미지로부터 조립된 가상 3차원 맵을 사용하여, 소프트웨어-지원될 수 있다.
- [0043] 다음의 설명에서, 다수의 상이한 구성이 전술한 원위 조립체(118)에 대해 설명된다. 본 명세서에서, 원위 조립체(118)는 원위 조립체 또는 어플리케이션으로 칭해질 수 있다. 그 기능은 에너지, 예를 들어 마이크로파 에너지, 열 에너지 등을 생체 조직으로 전달하는 것이다.
- [0044] 이하 설명되는 실시예는 마이크로파 에너지를 전달하도록 구성된 어플리케이션과, 열 에너지(예를 들어, 적외선 방사)를 전달하거나 생체 조직에서 다른 열 효과를 여기하도록 구성된 어플리케이션으로 분리될 수 있다. 마이크로파 에너지를 이용하는 어플리케이션 구조에 대한 설명으로 시작하며, 이는 도 2 내지 도 14에 설명되어 있다.
- [0045] 도 2 내지 도 7은 기구 채널의 원위 단부에서 확장 가능한 별론을 이용하는 다수의 어플리케이션 구조를 나타낸다. 도 2A에 나타난 바와 같이, 이러한 유형의 어플리케이션 구조(200)는 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 있는 슬리브(202)를 포함할 수 있으며, 이 슬리브는, 어플리케이션의 다양한 구성 요소가 담지되는 내강(204)을 규정한다. 도 2A(및 후속 도면)는 슬리브(202)의 짧은 원위 섹션만을 나타낸다. 슬리브(202)는 기구 채널의 전체 길이에 대해 연장될 수 있다는 것을 이해할 수 있다. 도 2A에 나타난 예에서, 내강(204)은 동축 케이블(206) 및 팽창 튜브(208)를 담지한다. 팽창 튜브는 예를 들어, 동축 케이블(206)의 내부 커넥터의 중심을 통과하는 중공형(hollow) 통로로서, 동축 케이블(206)에 통합될 수 있다. 팽창 채널(208)의 근위 단부는 유체(액체 또는 가스) 공급기에 접속된다.
- [0046] 가요성 별론 구조체는 동축 케이블(206)의 원위 단부에 장착된다. 가요성 별론 구조체는 동축 케이블(206)의 원위 단부에서 밀폐 체적을 규정하는 변형 가능한(예를 들어, 탄성적인) 스킨(210)을 포함한다. 동축 케이블의 내부 도전체(212)는 스킨(210)에 의해 규정된 체적 내로 연장된다. 팽창 채널(208)은 폐쇄 체적에 유체 연통을 제

공하는 원위 단부에 개구를 갖는다. 유체는 팽창 채널(208)을 통해 전달되어 벌룬을 확장(팽창) 또는 퇴피(수축)시킬 수 있다. 어플리케이션(200)은, 동축 케이블(208) 및 벌룬이 슬리브(202)에 대해 이동 가능하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 슬리브(202)는 동축 케이블에 대해 퇴피 가능하여 벌룬을 노출시킬 수 있다.

[0047] 도 2b는 벌룬을 노출시키기 위해 슬리브(202)가 동축 케이블(206)에 대해 근접하게 이동된, 확장된 구성의 어플리케이션(200)을 나타낸다. 팽창 매체는 팽창 채널(208)을 통해 공급되어 벌룬을 확장시킨다. 이 예에서, 동축 케이블(206)은 마이크로파 에너지를 전달하도록 구성된다. 동축 케이블의 원위 단부에서 내부 도전체(212)의 노출된 부분은 모노폴(monopole) 안테나로서 작용한다. 팽창 매체(214)는 벌룬의 스킨(210)으로의 마이크로파 에너지의 효율적인 전달을 용이하게 하도록 구성된 저손실 재료일 수 있다.

[0048] 사용시, 어플리케이션(200)은 도 2A에 나타난 퇴피된 위치에 있을 때 위장관(예를 들어, 십이지장) 내에 위치될 수 있다. 일단 제 위치에 있으면, 어플리케이션(200)은 도 2b에 나타난 확장된 구성으로 변경될 수 있다. 확장된 구성으로 이동하면, 벌룬은 위장관의 벽과 접촉하도록 반경 방향 외측으로 연장될 수 있다. 스킨(210)은 신장될 수 있어, 벌룬과 생체 조직 사이에 양호한 접촉이 형성된다. 이러한 방식으로, 어플리케이션(200)은 벌룬을 둘러싸는 생체 조직을 절제 또는 재표면화하기 위해 벌룬의 둘레 주위에 균일한 양의 마이크로파 에너지를 전달할 수 있다.

[0049] 저손실 재료(214)는 공기 또는 저밀도 PTFE, 또는 발포체일 수 있다. 저손실 재료를 제공함으로써, 팽창 매체(214)로의 마이크로파 에너지의 손실이 팽창 매체의 원하지 않는 가열을 야기하지 않는다는 것을 보장한다.

[0050] 팽창 가능한 벌룬은 임의의 형태를 취할 수 있다. 선택된 형태는 원하는 치료 유형에 따라 다를 수 있다. 예를 들어, 벌룬은, 위장관의 섹션을 따라 주위의 치료가 필요한 경우, 긴 원통 형태를 가질 수 있다. 다른 실시예에서, 벌룬은 길이 방향의 치료 범위를 제한하기 위해 더 짧을 수 있다(예를 들어, 구형(spherical)).

[0051] 도 3은 팽창 가능한 벌룬을 포함하는 다른 어플리케이션(250)의 개략적인 부분 단면도이다. 도 2A 및 도 2b에 나타난 디바이스와 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받고 다시 설명하지 않는다. 슬리브 및 팽창 채널은 명료성을 위해 생략된다. 어플리케이션(250)은 "슬롯형(slotted)" 라디에이터로서 구성된다. 복수의 도전성 요소(252)가 벌룬의 스킨(210) 상에 제조된다. 예를 들어, 도전성 요소(252)는 벌룬 외측의 금속화된 영역 또는 패치(patch)일 수 있다. 도전성 요소(252)는 동축 케이블(206)의 외부 도전체에 전기적으로 접속될 수 있다. 도전성 요소(252)는 마이크로파 에너지의 전달을 제한하는 역할을 한다. 도 3에 나타난 실시예에서, 마이크로파 에너지는 도전성 요소(252) 사이의 갭(슬롯)으로부터 전달된다. 이러한 방식으로, 도전성 요소(252)의 형태 및 위치를 적절히 구성함으로써 원하는 치료 패턴이 얻어질 수 있다. 예를 들어, 벌룬의 일측은 금속화되어 마이크로파 에너지로부터 위장관 측에 차폐할 수 있다. 금속화된 부분은, 팽창함에 따라 벌룬과 함께 팽창할 수 있다. 예를 들어, 도전성 요소(252)는 금속화된 가요성 중합체 층으로부터 형성될 수 있다.

[0052] 본 명세서에 개시된 임의의 벌룬-기반 어플리케이션 구조에서, 팽창 가능한 벌룬의 형태 및 구성은 임피던스 변환기로서 작용하여 동축 케이블(206)로부터 생체 조직 내로의 마이크로파 에너지의 효율적인 결합을 돕도록 구성될 수 있다.

[0053] 정합된 조건에서, 임피던스는 다음 관계를 충족한다:

[0054]
$$Z_t = \frac{Z_0^2}{Z_a} \dots(1)$$

[0055] 여기서, Z_t 는 조직 임피던스이고, Z_0 는 동축 케이블의 특성 임피던스이고, Z_a 는 어플리케이션의 임피던스이다.

도 3에 나타난 어플리케이션 구조체에서, Z_a 는 이하와 같이 표현될 수 있다.

[0056]
$$Z_a = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{D_2}{D_1} \dots(2)$$

[0057] 여기서, ϵ_r 은 벌룬 내의 재료의 상대 유전율이고, D_1 은 내부 도전체의 외경이고, D_2 는 벌룬의 표면에 장착된 도전성 요소의 내부면의 직경 간격이다. 따라서, 벌룬 기하 형태 및 벌룬을 팽창시키는 재료의 적절한 선택에 의해, 어플리케이션 구조(250)는 마이크로파 에너지를 생체 조직으로 효율적으로 전달하도록 구성될 수 있다.

- [0058] 도 4는 본 발명에 사용될 수 있는 다른 어플리케이션(260)의 개략적인 부분 단면도이다. 제차, 위에서 논의된 어플리케이션과 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며, 다시 설명하지 않는다. 명료성을 위해 슬리브 및 팽창 채널이 또한 도 4에서 생략되었다.
- [0059] 도 4의 어플리케이션(260)은, 벌룬 스킨(210)의 표면 상에 도전성 구조체(262)가 제공된다는 점에서 도 3에 나타난 것과 유사한 구조를 갖는다. 그러나, 이 실시예에서, 동축 케이블(206)의 내부 도전체(212)는 벌룬 스킨(210)에 의해 규정된 체적으로 에너지를 론칭(launching)하지 않는다. 대신에, 이 예에서 와이어 루프(264)인 전기 도전성 커넥터가 동축 케이블(206)의 원위 단부를 넘어 연장되어, 내부 도전체를 도전성 구조체(262)의 원위 단부에 접속시키고, 이는 차례로 동축 케이블(206)의 외부 도전체에 접속되는 근위 단부를 갖는다. 이는 단락 회로 조건을 생성한다. 슬롯(266)은 단락 회로 조건의 결과로서 생성되는 전기장의 최대치에 대응하는 위치에서 도전성 구조체(262)에 제공된다. 따라서, 제1 슬롯은 와이어 루프(264)와 외부 도전성 구조체(262) 사이의 접속점으로부터 1/4 파장만큼 이격된다. 후속 슬롯(266)은 파장의 절반만큼 이격된다. 이 경우, 파장은 팽창 매체의 유전적 특성에 따른다. 따라서, 팽창 매체 및 슬롯 베이스(basing)의 적절한 선택에 의해, 도 4에 나타난 구조는 마이크로파 에너지를 효율적으로 방사할 수 있다.
- [0060] 도 5는 본 발명의 다른 실시예에서 사용될 수 있는 어플리케이션(280)의 개략 측면도를 나타낸다. 전술한 바와 같이, 이전의 예와 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며, 다시 설명하지 않는다. 어플리케이션(280)은 도 3에 나타난 예와 유사하다. 동축 케이블(206)의 내부 도전체(212)는 팽창 가능한 스킨(210)으로 형성된 팽창 가능한 벌룬의 내측으로 돌출한다. 벌룬을 팽창시키기 위한 팽창 채널은 명료성을 위해 생략된다.
- [0061] 이 예에서, 접을 수 있는 구조를 갖는 전기 도전성 구조체(282)가 팽창 가능한 스킨(210)의 외부면 상에 형성되거나 장착된다. 전기 도전성 구조체(282)는 벌룬의 둘레 주위에 권취된 두 세트의 도전성 밴드를 포함한다. 각각의 세트는 길이 방향으로 이격되어 있는 복수의 평행한 밴드를 포함한다. 첫 번째 세트의 밴드는 십자형 방식의 두 번째 세트의 밴드 위에 놓인다. 밴드의 폭은, 벌룬을 팽창시킬 때 갭(284)이 밴드가 교차하는 접합부에 인접하게 나타나도록 선택된다. 이 예에서, 갭(284)은 다이아몬드 형태를 갖는다. 확장 가능한 스킨(210)은 마이크로파 에너지가 전달될 수 있는 방사 구멍을 제공하는 갭에서 노출된다. 밴드의 십자형 특성은 수축된(퇴피된) 구성에서 기구 채널을 통한 인출 또는 슬리브(미도시)로 돌아가는 것을 돕기 위해 벌룬에 충분한 가요성을 제공한다.
- [0062] 도 5에 나타난 예에서, 도전성 재료(282)의 밴드는 동축 공급 케이블(206)의 외부 도전체에 접속될 수 있다. 도 5에 나타난 구조가 누설 공급체-유형의 에너지 전달 구조체로서 동작하기 위하여, 전기 도전성 밴드의 폭은 마이크로파 에너지의 파장의 절반으로 설정될 수 있는 반면, 갭(284)은 파장의 1/8 이하의 가장 큰 치수를 가질 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 마이크로파 에너지의 파장은 팽창 가능한 스킨(210) 내에 포함된 팽창 매체에 따른다. 따라서, 팽창될 때 벌룬의 표면 상에 나타나는 전기 도전성 밴드 및 갭의 크기와 연계하여 팽창 매체를 선택함으로써, 도 5에 나타난 바와 같은 구조체가 누설 공급체로서 동작하게 될 수 있다.
- [0063] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 전기 수술 기구에 사용될 수 있는 다른 어플리케이션(290)의 개략 측면도를 나타낸다. 전술한 바와 같이, 이전의 실시예와 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며, 다시 설명하지 않는다. 슬리브 및 팽창 채널은 명료성을 위해 생략된다.
- [0064] 도 6에 나타난 어플리케이션(290)은, 팽창 가능 스킨(210)의 외부면 상에 형성된 일련의 십자형 주위 밴드를 포함한다는 점에서 도 5의 어플리케이션(280)과 유사하다. 하지만, 이 실시예에서, 동축 케이블(206)의 내부 도전체(212)는 벌룬의 내부 체적으로 마이크로파 에너지를 론칭하도록 구성되지 않는다. 대신, 십자가형 밴드는 그 위에 형성된 얇은 도전성 스트립을 갖는 유전체(절연체) 재료(292)의 스트립으로부터 형성된다. 십자가형 스트립은 벌룬의 둘레 주위의 일 방향으로 권취된 상부 스트립과, 반대 방향으로 권취된 하부 스트립을 포함한다. 이러한 밴드 각각의 도전성 스트립은 동축 케이블(206)의 상이한 도전체에 접속된다. 따라서, 나타난 예에서, 상부 밴드 상의 도전성 스트립(294)은 내부 도전체에 접속되고, 하부 밴드 상의 도전성 스트립(296)은 외부 도전체에 접속된다. 이러한 구성에서, 방사 마이크로스트립(microstrip) 유형의 구조체가, 최상부 층이 최하부 층 위에 통과하는 접합부에서 형성된다. 따라서, 이러한 접합부는 주변 조직에 마이크로파 에너지를 방사할 수 있다.
- [0065] 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 전기 수술 기구에 사용될 수 있는 어플리케이션(300)의 개략적인 부분 단면도를 나타낸다. 전술한 바와 같이, 이전의 예와 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며, 다시 설명하지 않는다. 슬리브 및 팽창 채널은 명료성을 위해 생략된다. 이 예에서, 동축 케이블(206)의 내부 도전체(212)는 팽창 가능한 체적(303)을 규정하는 확장 가능한 내부면(304) 상의 도전성 커버링에 접속된다. 내부면(303)은

유전체 재료층(302)에 의해 외부면(305)과 분리된다. 외부층(305)은 그 위에 형성된 하나 이상의 도전성 요소(306)를 가질 수 있다. 이들 도전성 요소(306)는 방사 안테나, 예를 들어, 방사 패치 등으로서 작용하도록 치수가 정해질 수 있다.

[0066] 유전체 재료층(302)은 그 자체가 위에서 논의된 팽창 가능한 스킨(201)일 수 있으며, 즉, 내부면(304) 및 외부면(305)은 확장 가능한 재료의 동일 단편의 단순히 대향하는 면이다. 그러나, 다른 실시예에서, 내부면(304) 및 외부면(305)은 그 사이에 개재된 유전체(302)를 갖는 별개의 재료층 상에 제공될 수 있다. 이 예에서, 구조체는 별론 내의 별론(즉, 표면(305)에 의해 형성된 외부 별론 내부에 네스팅(nesting)된 표면(304)에 의해 형성된 팽창 가능한 별론)과 유사할 수 있다. 유전체 재료(302)는 유체(fluid)일 수 있다. 이는 고정된 체적을 가질 수 있거나, 예를 들어, 내부 도전성 표면(304)과 외부 도전성 요소(306) 사이의 거리를 제어하기 위해 별개로 팽창될 수 있다.

[0067] 위에서 논의된 예들은 모두, 확장 가능한 별론이 에너지 전달 구조체의 일부로서 사용되는 어플리케이션에 관한 것이다. 그러나, 본 발명은 팽창 가능한 별론의 사용에 한정될 필요는 없다. 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 대안적인 구조가 이하 도 8 내지 도 13을 참조하여 논의된다.

[0068] 도 8A 및 도 8B는 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 기구에서 사용하기에 적합한 어플리케이션(320)을 통한 개략적인 부분 단면도를 나타낸다. 팽창 가능한 별론을 사용하는 대신, 어플리케이션(320)은 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 장착된 슬리브(202)로부터 연장 및 퇴피될 수 있는 회전 가능한 방사 휠(324)을 갖는다. 도 8A는, 방사 휠이 슬리브(202)의 내측에 있는 퇴피된 구성의 어플리케이션(320)을 나타낸다. 도 8B는, 방사 휠(324)이 슬리브(202)의 외측에 있고, 인접한 생체 조직과 접촉할 수 있는 연장된 구성의 어플리케이션(320)을 나타낸다. 방사 휠(324)은 슬리브(202) 내에서 슬라이딩 가능한 하우징(322)에 회전 가능하게 장착된다. 하우징(322)은, 방사 휠(324)이 돌출하는 그 원위 단부에 개구(323)를 갖는다. 이 예에서, 개구(323)는 하우징(322)의 원위 단부의 일측에 있다. 그러나, 이는 다른 위치에 위치될 수 있다.

[0069] 방사 휠(324)은 임의의 적합한 형태를 가질 수 있다. 이는 구형, 원통형 또는 다른 회전 대칭 객체일 수 있다. 방사 휠(324)의 회전축은 에너지 전달 구조체의 부분일 수 있다. 예를 들어, 회전축은 하우징(322)을 통해 전달되는 동축 케이블(206)의 내부 도전체(212)에 접속될 수 있다. 대안적으로, 별도의 축이 하우징(322)에 장착될 수 있고, 동축 케이블에 접속하는 다른 수단이 사용될 수 있다.

[0070] 도 8C는 일례에서 방사 휠에 대한 적절한 구조를 개략적으로 나타낸다. 도 8C는 적절한 방사 휠 구조체(324)의 개략적인 측면도 및 정면도를 나타낸다. 이 예에서, 휠 구조체는, 허브(hub)가 하우징(322)에 대해 회전할 수 있도록, 차축(axle)을 수용하기 위한 보어(328)를 갖는 내부 허브(326)를 갖는 실린더 또는 디스크를 포함한다. 허브(326)의 외부면은 그 위에 형성된 도전성 재료층(330)을 가지며, 도전성 재료층은 전기 도전성 링(330)으로서 휠의 일측 또는 양측에 노출된다. 동축 케이블(206)의 내부 도전체(212)는 도전성 링(330)과 접촉하도록 형성된다. 휠(324)이 회전함에 따라, 휠이 동축 케이블에 대해 회전하더라도, 링(330)과 내부 도전체 사이의 접촉점은 유지된다. 환형 단편의 유전체 재료(332)가 도전성 링(330)의 상부에 제공된다. 유전체 환형 단편(332)의 외부면 상에는 접지될 수 있는 복수의 전기 도전성 패치(334)가 있다. 유전체층(332)의 두께 및 패치(334)의 치수는, 패치(334)가 동축 케이블을 통해 전달된 마이크로파 에너지를 방사하도록 선택된다.

[0071] 도 8A, 도 8B 및 도 8C에 나타난 디바이스는, 마이크로파 에너지가 동축 케이블을 통해 전달되는 동안 슬리브(202)에 대한 하우징(332)의 길이 방향 이동을 야기시킴으로써, 위장관의 생체 조직의 길이 방향 스트립을 절제하는 데 적합할 수 있다. 다른 예에서, 방사 휠의 회전축은 다를 수 있으며, 예를 들어, 주위 스트립의 조직을 치료를 허용한다.

[0072] 도 9A 및 도 9B는 본 발명의 실시예인 전기 수술 기구에 사용될 수 있는 어플리케이션(350)의 개략적인 측면도를 나타낸다. 이 예에서, 어플리케이션(350)은 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널(또는 슬리브(202))을 통해 길이 방향으로 이동될 수 있는 패들 구조체를 포함한다. 패들은 기구 채널 또는 슬리브(202) 내측에 끼울 수 있는 프로파일링을 갖는 편평한 구성(도 9A에 도시)과, 기구 코드의 원위 단부를 둘러싸는 생체 조직과 접촉될 수 있는 반경 방향으로 연장된 구성(도 9B에 도시) 사이에서 반경 방향으로 이동될 수 있다.

[0073] 도 9B에 나타난 바와 같이, 어플리케이션(350)은, 방사 구조체(354)가 장착 또는 제조되는 강성의 유전체 재료의 스트립일 수 있는 패들(352)을 포함한다. 방사 구조체(354)는 유전체 재료에 의해 분리된 한 쌍의 평행한 도전성 스트립을 갖는 바이폴라(bipolar) 구조체일 수 있다. 도전성 스트립은 적절한 도전성 트레이스(미도시)에 의해 슬리브(202) 내에 장착된 동축 케이블(206)의 내부 및 외부 도전체에 전기적으로 접속될 수 있다. 편평한

그리고 반경 방향으로 연장되는 구성들 사이에서 패들(352)을 이동시키기 위해, 팬터그래프(pantograph)-유형의 힌지(hinge) 메커니즘(356)이 동축 케이블과 패들(352) 사이에 제공된다. 팬터그래프 구조체는 (예를 들어, 스테인리스 강과 같은 적절한 강성 재료로 형성된 리빙 힌지일 수 있는) 한 쌍의 협력 힌지 요소로 형성될 수 있다. 구조체는 슬리브를 통해 연장되는 견인 로드(pull rod)(358)에 의해 동작될 수 있다.

[0074] 도 10A 및 도 10B는 도 9A 및 도 9B에 나타난 것과 동일한 원리로 동작하는 어플리케이터 구조체(360)를 나타낸다. 이 두 예들 간에 공통적인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며 다시 설명하지 않는다. 도 10A 및 도 10B에서, 도 10B에 도시된 디바이스의 정면도에 나타난 바와 같이, 서로 90° 각도로 이격되어 있는 방향으로 반경 방향으로 연장되도록 구성된 4개의 패들이 있다. 편평한 구성일 때의 어플리케이터(360)의 형태는 도 10A 및 도 10B의 점선(362)으로 나타내어진다.

[0075] 위에서 논의된 패들의 예는, 예를 들어, 패들(352) 상에 장착되고 이에 고정된 방사 구조체(354)를 갖는 팽창 가능한 벌룬을 포함하도록 구성될 수 있다. 벌룬의 팽창은 치료 영역에 추가적인 압력이 가해질 수 있도록 반경 방향 이동 메커니즘과 독립적으로 제어될 수 있다.

[0076] 도 11, 도 12 및 도 13은 가요성 기관 상에 제조된 하나 이상의 방사 요소로부터 마이크로파 에너지가 전달되는 어플리케이터 구조체에 관한 것이다. 예를 들어, 방사 요소는 패치 안테나일 수 있다. 일례에서, 가요성 기관은 일측 상의 동축 케이블의 내부 도전체에 접속된 (예를 들어, 금속화층으로 형성된) 도전층과, 대향측 상에 형성된 (접지되거나 전기적으로 플로팅 상태인) 하나 이상의 도전성 패치를 갖는 유전체층을 나타낸다. 도전성 패치는 (기관 표면 위 또는 아래의 접속 트레이스를 갖는) 가요성 기관 상에 형성된 금속화의 분리된 부분일 수 있다. 도전성 재료의 패치의 치수는 동축 케이블을 통해 전달된 마이크로파 에너지를 방사하도록 선택된다.

[0077] 가요성 기관은, 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널을 통한 삽입에 적합한 저장 구성과, 위장관의 벽을 형성하는 생체 조직으로 마이크로파 에너지를 전달하기에 적합한 배치된 위치 사이에서 이동할 수 있다.

[0078] 도 11은 가요성 기관을 사용하는 어플리케이터 구조체(380)의 일례를 나타낸다. 어플리케이터 구조체는 수술 스코핑 디바이스(예를 들어, 위 내시경)의 기구 채널 내에 길이 방향으로 슬라이딩 가능하게 장착된 카테터(382)를 포함한다. 카테터(382)는 기구 채널을 통해 연장하는 슬리브(202)에 슬라이딩 가능하게 장착될 수 있거나, 기구 채널에만 장착될 수 있다. 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 동축 케이블(206)은 카테터의 길이를 따라 연장된다. 동축 케이블의 원위 단부는 로저스 코퍼레이션(Rogers Corporation)에 의해 제조된 Rflex®과 같은 가요성의 유전체 재료(384)의 시트로 중단된다. 길이 방향 슬롯(385)은 카테터(382)의 측면에 형성된다. 슬롯은 가요성의 유전체 시트(384)가 통과할 수 있도록 치수가 정해져서, 카테터(382)의 외측에 노출된다. 가요성의 유전체 시트(384)는, 카테터(382) 내에 포함되어 있는 코일형 구성과, 슬롯(385)을 통과하고 카테터(382)의 주연의 일부 또는 전부 둘레에 위치되어 있는 배치된(또는 펼쳐진(unfurled)) 구성 사이에서 카테터의 축을 중심으로 회전할 수 있다.

[0079] 가요성의 유전체 시트(384)는, 감기지 않은 구성일 때 카테터(382)의 본체 주위에 우선적으로 코일링하도록 굴곡된 방식으로 수행될 수 있다.

[0080] 가요성 유전체 시트(384)의 일 표면은 그 위에 규칙적으로 이격된 어레이로 형성된 복수의 전기 도전성 패치(386)를 갖는다. 패치는 유전체 표면의 금속화된 영역일 수 있다. 가요성 유전체 시트(384)의 반대측(도 11에 미도시) 상에서 도전성 재료(예를 들어, 금속화)의 파손되지 않은 층이 도전성 요소(306)의 어레이 뒤에 형성된다. 파손되지 않은 도전층은 동축 케이블(206)의 내부 도전체에 전기적으로 접속된다. 전기 도전성 패치(386)는 동축 케이블을 통해 공급된 마이크로파 에너지에 대한 방사 요소로서 작용하도록 치수가 정해진다. 방사 요소는, 충전되지 않은 구성일 때, 가요성 유전체 시트(384)의 외향면 상에 위치된다.

[0081] 도 12A는 가요성 기관(384)에 대한 상이한 배치 메커니즘을 갖는 어플리케이터(400)의 개략도를 나타낸다. 이 예에서, 가요성 기관(384)은 동축 케이블의 원위 단부에 부착된다. 슬리브(402)는 동축 케이블(206) 주위에 장착된다. 슬리브(402) 및 동축 케이블(206)은, 가요성 기관(384)이 슬리브(402)의 원위 입구(406)를 통과하도록 서로에 대해 슬라이딩 가능하다. 가요성 시트(384)는, 도 12C에 나타난 바와 같이 가요성 시트가 롤링된 구성을 채용하게 하는 방식으로, 입구(406)와 결합하는 한 쌍의 근접 대향하는 굴곡면(404)을 갖는다. 롤링된 부분의 직경은, 가요성 시트가 슬리브(402) 내에 어느 정도 위치되는지에 따라 다를 수 있다.

[0082] 도 12B는 가요성 시트(304)에 대한 대안적인 형태를 나타낸다. 이 예에서, 가요성 시트는 하나의 편평한 길이 방향으로 연장하는 예지와, 도 12C에 나타난 바와 같이 가요성 시트가 롤링된 구성을 채용하게 하도록 슬리브(402)의 입구(406)와 결합하도록 구성된 하나의 구록된 근접 대향 예지(408)를 갖는다.

- [0083] 위에서 논의된 가요성 어플리케이션에 있어서, 치료될 조직에 대항하는 것과 같이, 예를 들어, 가요성 시트가 특정 위치를 채용하게 하도록 가요성 시트의 형태 또는 위치를 제어하기 위한 수단을 또한 포함하는 것이 바람직할 수 있다. 따라서, 이러한 어플리케이션은 시트 형태 제어 메커니즘을 포함할 수 있다. 이는 임의의 적절한 형태를 취할 수 있다. 예를 들어, 가요성 시트를 바깥쪽으로 가압하도록 구성된 방사형으로 코일링된 스프링을 포함할 수 있다. 예를 들어, 슬리브를 통해 삽입하는 동안, 스프링이 파괴될 수 있도록 제어 로드(rod)가 제공될 수 있다. 다른 예에서, 시트 형태 제어 메커니즘은, 예를 들면, 가요성 시트의 후면에 도포된 하나 이상의 바이메탈(bimetal) 요소이다. 세 번째 예에서, 시트 형태 제어 메커니즘은 팽창시 펼치도록(unfurl) 구성되는 코일링된 벌룬을 포함할 수 있다. 가요성 시트는 벌룬에 고정되어, 벌룬의 팽창시 요구되는 위치를 채용할 수 있다.
- [0084] 상기 예에서, 방사 요소는 가요성 유전체 재료의 시트의 표면 위의 어레이로 제조되었다. 다른 예에서, 가요성 기관 재료는 그곳에 형성되는 방사 요소의 라인을 갖는 하나 이상의 스트립으로서 제공될 수 있다. 도 13A는 이 아이디어의 개략적인 표현을 나타낸다. 도 13A에서, 가요성 유전체 재료로 형성된 3개의 스트립(410)이 있다. 각각의 스트립은 적절한 배선 또는 트레이스(414)에 의해 동축 케이블(206)의 내부 도전체에 접속되는 그 후면(미도시) 상에 형성된 전기 도전성 재료의 라인을 갖는다. 각각의 스트립(410)의 전면 상에 전기 도전성 패치(412)의 라인이 형성된다. 전기 도전성 패치(412)는 위에서 논의된 것과 유사한 방식으로 방사 요소로서 작용하도록 구성된다.
- [0085] 본 발명에 따른 전기 수술 기구에 사용하기에 적합한 어플리케이션 구조에서, 후술하는 바와 같이 하나 이상의 이러한 가요성 스트립이 사용될 수 있다.
- [0086] 도 13B는 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 기구에서 사용하기에 적합한 어플리케이션 구조체(420)를 나타낸다. 어플리케이션 구조체(420)는 도 13A에 대해 위에서 논의된 바와 같이 가요성 기관 스트립(410)을 사용한다. 이 예에서, 어플리케이션 구조체(420)는 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 슬라이딩 가능하게 장착되는 긴 프로브 하우징(422)을 포함한다. 프로브 하우징(422)은, 제 위치에 삽입될 때 손상이 발생하는 것을 방지하기 위해 둥근 원위 팁(tip)을 가질 수 있다. 프로브 하우징(422)은 기구 채널 내에 존재하는 슬리브(202) 내에 장착될 수 있고 슬리브에 대해 슬라이딩될 수 있거나, 어떠한 주위 지지체 없이 기구 채널에 직접 삽입될 수 있다.
- [0087] 도 13B에 나타난 예에서, 복수의 길이 방향 슬롯(424)이 프로브 하우징(422)의 원위 부분에 형성된다. 길이 방향 슬롯(424)은 그 위에 형성된 복수의 방사 요소(412)를 갖는 가요성 스트립(410)이 통과하고 그로부터 반경 방향으로 돌출할 수 있도록 크기가 정해진다.
- [0088] 가요성 스트립(410)은 프로브 하우징(422)의 본체 내에 위치되는 편평한 구성과, 예를 들어, 생체 조직과 접촉하고 마이크로파 에너지를 이로 전달하기 위해, 길이 방향 슬롯(424)의 외측으로 돌출하는 배치된 구성(도 13B에 나타냄) 사이에서 이동 가능하다. 이들 2개의 위치 사이를 이동하기 위해, 가요성 스트립(410)은 그 근위 단부에서 프로브 하우징 내에 장착 가능한 슬라이드 가능한 제어 로드(rod)에 부착된다. 일례에서, 슬라이딩 가능한 제어 로드는 마이크로파 에너지를 방사 구조체에 공급하는 동축 케이블(206)이다.
- [0089] 도 13C는 본 발명의 실시예인 전기 수술 기구에서 사용하기에 적합한 어플리케이션 구조체(430)의 개략 측면도이다. 어플리케이션 구조체(430)는 디바이스의 길이 방향 축 주위로 나선형 코일의 구성으로 권취된 위에서 논의된 바와 같은 가요성 스트립(410)을 사용한다. 방사 요소(도 13C에 미도시)는 나선형 코일로부터 반경 방향으로 외측을 향하도록 구성된다. 이 예에서, 가요성 기관에 사용되는 재료는, 나선형 코일이 사용시 그 형태를 유지하기에 충분한 강성을 갖는 것을 보장하도록 선택될 수 있다. 코일 구조는 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널을 통해 연장되는 슬리브(202)에 슬라이딩 가능하게 장착될 수 있다. 일례에서, 코일 구조체의 직경은, 예를 들어, 코일 구조체의 원위 단부(434)와 코일 구조체의 근위 단부(436) 사이의 거리를 제어함으로써 가변적일 수 있다. 근위 단부(436)는 코일 구조체가 동축 케이블(206)의 원위 단부를 만나는(예를 들어, 부착되는) 곳에 있을 수 있다. 코일 구조체의 원위 단부(434)는 근위 단부(436)에 대해 슬라이딩 가능한 제어 로드(432)에 부착될 수 있다. 코일 구조체의 단부를 함께 가깝게 이동시키면, 코일에서의 턴(turn)이 직경을 증가시키게 할 수 있다. 따라서, 코일 구조체가 배치된 위치, 즉, 기구 채널 및/또는 슬리브(202)의 외측에서, 제어 로드(432)는 방사 구조체를 치료될 생체 조직에 보다 가깝게 가져오는 데 사용될 수 있다.
- [0090] 도 13D는 본 발명의 실시예인 전기 수술 기구에 사용될 수 있는 어플리케이션 구조체(440)를 나타낸다. 어플리케이션 구조체(440)는 위에서 논의된 바와 같이 가요성 스트립(410)을 사용한다. 이 예에서, 가요성 스트립(410)은 프로브 하우징(442)으로부터 연장되고 파괴될 수 있는 루프를 형성한다. 프로브 하우징(442)은 위에서

논의된 예와 유사한 방식으로 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널에 슬라이딩 가능하게 장착될 수 있다. 프로브 하우스는, 루프의 2개의 단부가 통과하는 그 원위 표면에서 한 쌍의 개구를 가질 수 있다. 가요성 스트립(410)은 프로브 하우스(412) 내측에 장착된 슬라이딩 가능한 제어 로드의 동작을 통해 이들 개구를 통해 하우스로 견인될 수 있다. 일례에서, 제어 로드는 동축 케이블(206)일 수 있다.

[0091] 도 14는 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 기구에 사용될 수 있는 어플리케이션(460)의 개략 측면도를 나타낸다. 이 예에서, 에너지는 기구의 원위 단부에서 충돌될 수 있는 플라즈마를 통해 생체 조직으로 전달된다. 어플리케이션은, 예를 들어, 단독으로 또는 가이드 슬리브(202)와 함께 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 슬라이딩 가능하게 장착되는 프로브 하우스(442)를 포함한다. 프로브 하우스는 동축 케이블(206)을 담지하고 가스 유동 경로(445)를 형성하는 내부 내강을 규정한다. 프로브 하우스(442)의 근위 단부는 예를 들어, 아르곤 등의 가스의 공급기에 접속된다. 프로브 하우스(442)의 원위 단부에서, 하나 이상의 슬롯(444) 또는 개구는 가스가 빠져나갈 수 있도록 그 측면에 형성될 수 있다. 동축 케이블(206)은 마이크로파 에너지를 프로브 하우스(442)의 원위 부분에 전달하도록 구성된다. 동축 케이블의 외부 도전체는 하나 이상의 커넥터(446)에 의해 프로브 하우스(446)에 전기적으로 접속된다. 동축 케이블의 내부 도전체(212)는 외부 도전체의 원위 단부를 넘어 돌출하여, 프로브 하우스(442)의 원위 팁에 전기적으로 접속된다. 이러한 구성은 프로브 하우스(442) 내에 전기장을 설정하는 단락 회로 조건을 야기한다. 슬롯(444)은, 플라즈마가 가스 유동 경로(445)를 따라 공급되는 가스로부터 충돌될 수 있도록, 전기장의 예측되는 최대치에 위치된다.

[0092] 위에서 논의된 어플리케이션 구조체는 마이크로파 에너지를 조직으로 전달하는 방법에 관한 것이다. 도 15 및 도 16은 상이한 형태의 에너지를 사용할 수 있는 어플리케이션 구조체를 나타낸다.

[0093] 도 15는 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 어플리케이션(500)의 개략 측면도이다. 어플리케이션(500)은 그래핀(graphene) 케이블의 번들(502)을 포함한다. 케이블 번들(502)은 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널을 통과하기에 적합한 길이를 가질 수 있다. 예를 들어, 길이가 2m 이상일 수 있다. 그래핀 케이블은 열 에너지를 매우 효율적으로 전달하는 것으로 알려져 있다. 따라서, 케이블 번들(502)의 근위 단부는 열원(미도시)과 열적으로 연통한다. 열원으로부터의 열 에너지는 매우 적은 손실로 기구 채널을 통해 케이블 번들에 의해 전달될 수 있어, 원하지 않는 내강 내 가열의 위험을 제한하거나 최소화할 수 있다.

[0094] 케이블 번들(502)의 원위 단부에서, 개별적인 그래핀 케이블(504)은 케이블(502)을 통해 전달된 열을 생체 조직으로 향하도록 조작될 수 있는 브러시 구조체로 분리된다.

[0095] 도 16은 본 발명에 사용될 수 있는 어플리케이션 구조체(510)의 개략 측면도를 나타낸다. 어플리케이션(510)은 열전기 냉각 효과를 이용하여 원위 팁의 대향 측들 사이에서 열을 전달하여 생체 조직에서 냉각 및/또는 가열 효과를 유도한다. 어플리케이션(510)은 수술 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 슬라이딩 가능하게 장착된 프로브(512)를 포함한다. 프로브(512)는 기구 채널에 직접 장착될 수 있거나, 적절한 슬리브(202) 내에 유지될 수 있다. 프로브(512)는, 프로브가 제 위치로 이동될 때 조직 손상을 방지하기 위해 둥근 원위 팁(514)을 갖는다. 열전기 디바이스(516)는 프로브(512)의 원위 단부에 장착된다. 열전기 디바이스(516)는 프로브(512)의 대향 측들 상에 배치된 한 쌍의 열 전도판(518, 520)을 갖는다. 열 전도판(518, 520)은 이에 대한 전류의 인가에 판들(518, 520) 사이의 열 플럭스를 생성하기 위해 펠티에 효과(Peltier effect)를 사용하도록 구성되는 반도체 구조체에 의해 분리된다. 전류는 케이블(522)을 통해 디바이스의 근위 단부에서 적절한 DC 소스로부터 제공된다.

[0096] 내시경에서 기구 채널을 통한 삽입에 적합한 크기로 위에서 개시된 어플리케이션 구조체를 제조하는 것이 가능할 수도 있지만, 어떤 경우에는 어플리케이션 구조체가 더 커지는 것이 바람직할 수 있다. 실제로 레이-업 구성, 복잡성 및 일부 구조체의 후속하는 많은 양을 감안하면, 그 근위 단부로부터 통상적인 위장의 가요성 비디오 내시경의 기구 채널을 통해 이들을 공급하는 것이 가능하지 않을 수 있다. 본 명세서의 개시는 이러한 어플리케이션 구조체에 대한 도입 및 제어의 다수의 대안적인 수단을 고려한다. 이러한 구조의 예가 도 17 내지 도 20을 참조하여 아래에서 논의된다. 이러한 아이디어는, 가요성 내시경 및 시각화가 필요하고, 가요성 위장 내시경의 기구(또는 작업) 채널을 통해 그 도입을 방해하는 원위 어플리케이션 구성인 임의의 위장 경구 또는 직장 시술에서 적용 가능성을 찾을 수 있다는 것이 이해되어야 한다.

[0097] 도 17 및 도 18은 환자 내로 삽입되기 전에 기구 코드의 원위 단부에 장착될 수 있는 어플리케이션(예를 들어, 상술된 어플리케이션 중 임의의 것)에 대한 캐리어 구조체에 관한 것이다.

[0098] 도 17은 수술 스코핑 디바이스(예를 들어, 내시경 또는 위 내시경)의 기구 코드(600)의 원위 단부를 통한 개략

단면도이다. 기구 코드는 치료 영역으로 및 치료 영역으로부터 광학 신호를 전달하기 위한 하나 이상의 시각화 내강(602) 및 치료 영역으로 프로브(606)를 전달하기 위한 기구 채널(604)(또한, 본 명세서에서 작업 채널이라고도 함)을 포함한다.

- [0099] 도 17에서, 어플리케이션(612)용 캐리어(608)는 기구 코드(600)의 원위 단부 상에 또는 그 주위에 장착될 수 있는 컨포멀(conformal) 클립-온(clip-on) 부착물의 형태를 취한다. 캐리어(608)는 (접힌 별분 및 본 명세서에서 논의된 임의의 다른 원위 어플리케이션 조립체일 수 있는) 어플리케이션(612)이 네스팅되는 리세스를 형성하기 위해 전방으로 돌출하는 컵(cup) 부분(610)을 갖는다. 컵 부분은 도입을 위해 환자에게 부드러운 외부의 굴곡된 컨포멀 프로파일을 제공한다. 폴딩된/접힌 어플리케이션(612)은 도입 도중 양호한 가시성을 보장하기 위해 시각화 내강(들)(602)을 모호하게 하는 것을 피하는 방식으로 컵 부분(610)의 내부면에 대해 위치될 수 있고 및/또는 클리핑될 수 있다.
- [0100] 컵 부분(610)은 클립(614)에 의해 기구 코드(600)의 원위 단부에 고정된다. 프로브(606)는, 기구 코드(600)가 환자에게 삽입되기 전에 작업 채널(604)을 통해 삽입된다. 이는 원위 단부로부터 작업 채널(604)을 백업하는 (위에서 논의된 바와 같이 다중-내강 샤프트를 포함할 수 있는) 프로브(606)를 공급함으로써 행해질 수 있다. 그 후, 프로브의 근위 접촉이 이루어질 수 있고, 기구 코드(600) 전에 기구 코드(600)의 원위 단부에 부착된 캐리어(608)가 환자 내로 도입된다. 대안적인 설정에서, 어플리케이션(612)은 예를 들어, 캐리어(608)를 부착하는 것과 동시에, 프로브(606)의 원위 단부에 부착될 수 있다.
- [0101] 일단 치료 부위에서 어플리케이션(612)은 컵 부분(610)의 바로 전방 위치로 배치되어 사용될 수 있거나, 컵 부분이 치료를 위한 차폐물로서 작용할 수 있는 컵 부분 위로 다시 견인될 수 있다.
- [0102] 환자로부터 디바이스를 인출하는 것은 기구 코드(600)와 제 위치의 어플리케이션(612)을 환자로부터 동시에 견인하기 전에 (예를 들어, 별분을 수축시킴으로써) 어플리케이션(612)을 퇴피 또는 감소된 체적 구성으로 전환시킴으로써 수행된다.
- [0103] 도 18은 수술 스코핑 디바이스(예를 들어, 내시경 또는 위 내시경)의 기구 코드(600)의 원위 단부를 통한 개략 단면도이다. 도 17과 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며, 다시 설명하지 않는다.
- [0104] 도 18에서, 캐리어(616)는 기구 코드(600)의 원위 단부 상 또는 그 주위에 제공되어, 그 가장 원위 단부가 기구 코드의 단부와 실질적으로 동일 높이가 되도록 한다. 캐리어(616)는 어플리케이션(612)을 유지하기 위한 포켓(618)을 규정하기 위해 기구 코드(600)의 외측에 장착된 벽이다. 포켓(618)은 기구 코드(600)의 주연의 전부 또는 일부 주위로 연장될 수 있다. 도입을 돕기 위해 포켓의 외부 프로파일은 부드럽고 컨포멀할 수 있다. 어플리케이션(612)은 포켓(616) 내에 자리하고, 근위 접촉을 위해 작업 채널(604)을 통해 피드백되는 프로브(606)에 접촉된다. 어플리케이션의 동작 및 인출은 도 17을 참조하여 위에서 논의된 바와 동일하다.
- [0105] 도 19는 본 발명에 사용하기에 적합한 캐리어 시스템(650)의 개략적인 부분 단면도이다. 시스템은 그로부터 연장되는 가요성 기구 코드(654)를 갖는 본체(652)를 갖는 수술 스코핑 디바이스를 포함한다. 이 예의 캐리어 시스템(650)은 동심 또는 편심으로 기구 코드의 전체 길이에 걸쳐 끼워지는 가요성 슬리브(656)를 제공한다.
- [0106] 슬리브(656)는 하나 이상의 요구되는 공급체, 예를 들어, 팽창 매체, 동축 케이블, 제어 와이어 등을 원위 어플리케이션(660)로 전달하기 위한 맞춤형 외부 도관을 제공한다. 어플리케이션(660)은 도 17 또는 도 18을 참조하여 상술된 캐리어 구조체 중 하나를 사용하여 슬리브(656)의 원위 단부에 장착될 수 있다. 슬리브(656)는 어플리케이션(660)의 일체형 부품 또는 별도의 구성 요소일 수 있다.
- [0107] 사용시, 예를 들어, 장착된 캐리어 내의 접힌 어플리케이션(660)을 갖는 슬리브(656)는 환자 내로 삽입되기 전에 우선 가요성 기구 코드(654) 위로 공급된다.
- [0108] 이러한 구성으로, 어플리케이션용 공급체는 기구 코드의 작업 채널 내에 놓이도록 제한되지 않는다. 이는 디바이스가 훨씬 더 작은 직경의 가요성 비디오 스코프와 함께 사용될 수 있게 한다. 예를 들어, 슬리브는 작업 채널을 갖지 않는 스코핑 디바이스와 함께 사용될 수 있다. 대안적으로, 작업 채널을 갖는 스코핑 디바이스와 함께 사용되는 경우, 작업 채널은 별도의 (추가) 기구의 도입을 위해 사용될 수 있다.
- [0109] 도 20은 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 캐리어 시스템(670)의 개략적인 부분 단면도이다. 도 19와 공통인 특징은 동일한 참조 번호를 부여받으며, 다시 설명하지 않는다.
- [0110] 이 예에서, 어플리케이션(660)에 대한 공급체를 전달하기 위한 캐리어 슬리브(672)는 수술 스코핑 디바이스의 기구 코드(654)에 고정(예를 들어, 클리핑)된다. 캐리어 슬리브(672)는 이상적으로 로우(low) 프로파일 레이어

옷의 다중-내강 샤프트 튜브를 포함할 수 있다. 이는 그 길이를 따라 간격을 두고 복수의 클립(674)에 의해 기구 코드에 고정될 수 있다. 도 17 및 도 18을 참조하여 위에서 논의된 것과 유사한 캐리어(미도시)가 캐리어 슬리브(672)의 원위 단부에 장착되고, 기구 코드(654)의 원위 단부에 클리핑될 수 있다.

[0111] 위에서 논의된 바와 같이, 캐리어 및 캐리어 슬리브(672)는 도입 중에 양호한 작업자 가시성을 보장하면서, 환자 내부로의 결합된 기구 코드(654) 및 어플리케이션(660)의 도입을 위한 컴팩트한 위치를 제공할 수 있다.로우 프로파일 및 부드러운 컨포멀 외부 형태를 제공함으로써, 캐리어 조립체 및 클립은 도입 중에 환자에게 최소의 불편함을 보장할 수 있다.

[0112] 도 19에 나타난 시스템과 유사하게, 캐리어 시스템(670)은 스코프 작업 채널을 사용하지 않으며, 이는 (작업 채널 없이) 보다 작은 직경의 스코프가 사용될 수 있거나, 별도의 기구 또는 예를 들어, 유체와 같은 다른 유형의 공급체와 같은 다른 목적을 위해 작업 채널이 사용될 수 있다는 것을 의미한다.

[0113] 다른 예에서, 본 발명의 장치는 어플리케이션을 치료 부위로 전달하기 위해 환자 내부로의 삽입을 위한 가요성 도입기를 포함할 수 있다. 가요성 도입기는 별도의 가요성 내시경에 대한 요건을 제거할 수 있다. 가요성 도입기는 동축 케이블을 둘러쌀 수 있는 슬리브를 포함할 수 있다. 대안적으로, 가요성 도입기는, 어플리케이션과 연관된 공급 라인이 부착될 수 있는 가요성 로드 또는 스파인(spine)을 포함할 수 있다. 가요성 도입기는 조종 가능할 수 있으며, 예를 들어, 그 길이를 따라 연장되는 하나 이상의 제어 와이어를 가질 수 있다. 도입기는 어플리케이션과 별도로 또는 일체로 형성될 수 있다.

[0114] 도입기는 광 방사를 치료 부위로/로부터 전달하기 위한 내부 광학 채널을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도입기 또는 어플리케이션은 장치의 원위 단부에 장착된 카메라를 포함할 수 있다. 광학 채널은 카메라로부터 조명 신호 및 이미지 신호를 전달하기 위한 광섬유를 포함할 수 있다.

[0115] 어플리케이션용 맞춤형 도입기를 제공함으로써, 어플리케이션 및 관련 공급 라인을 전달하기 위해 더 큰 직경의 작업 채널이 제공될 수 있다. 도입기는 일회용 또는 저용량의 재사용 가능할 수 있다.

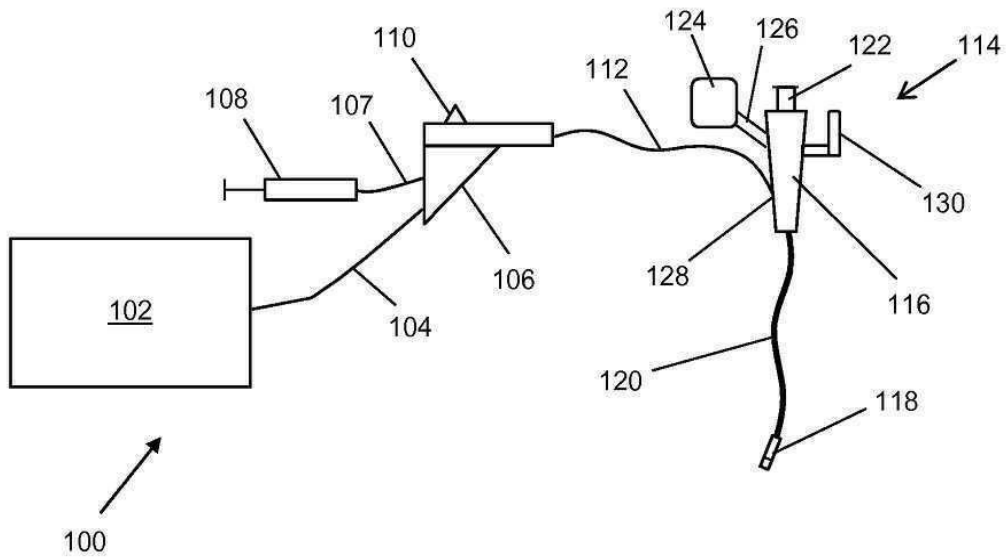
[0116] 장치는 치료 영역의 직접적인 가시화를 제공하는 스코핑 디바이스와 함께 사용될 필요는 없다. 예를 들어, 장치는 초음파 스캐너 또는 유사한 유형의 외부 시각화 수단과 함께 사용될 수 있다. 이러한 예에서 사용되는 가요성 도입기 또는 캐놀라(cannula)는 그 근위 및 원위 영역에서 그 길이를 따라 마커 눈금을 포함할 수 있다. 원위 마킹은 스캔된 이미지의 가시성을 높이기 위해 방사선 불투과성일 수 있다. 따라서 마킹이 치료를 위한 위치 기준으로서 사용될 수 있다.

[0117] 참고 문헌

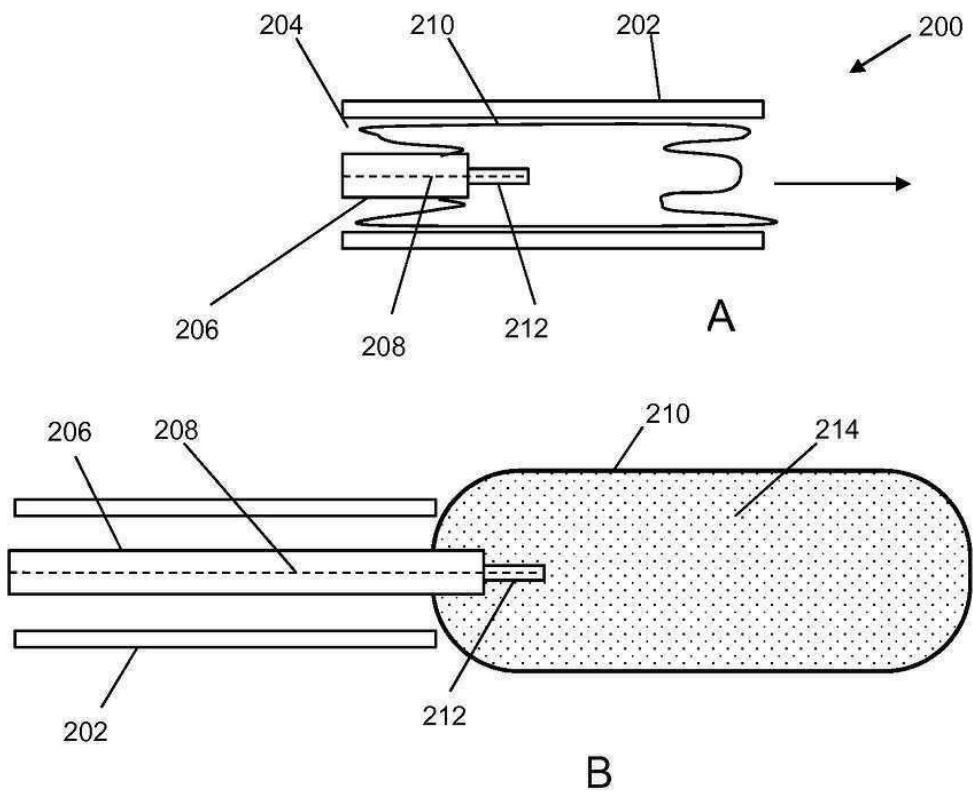
[0118] [1] Cherrington, et al. 13th World Congress on Insulin Resistance, Diabetes & Cardiovascular Disease. Los Angeles, Calif., USA, December 2015.

도면

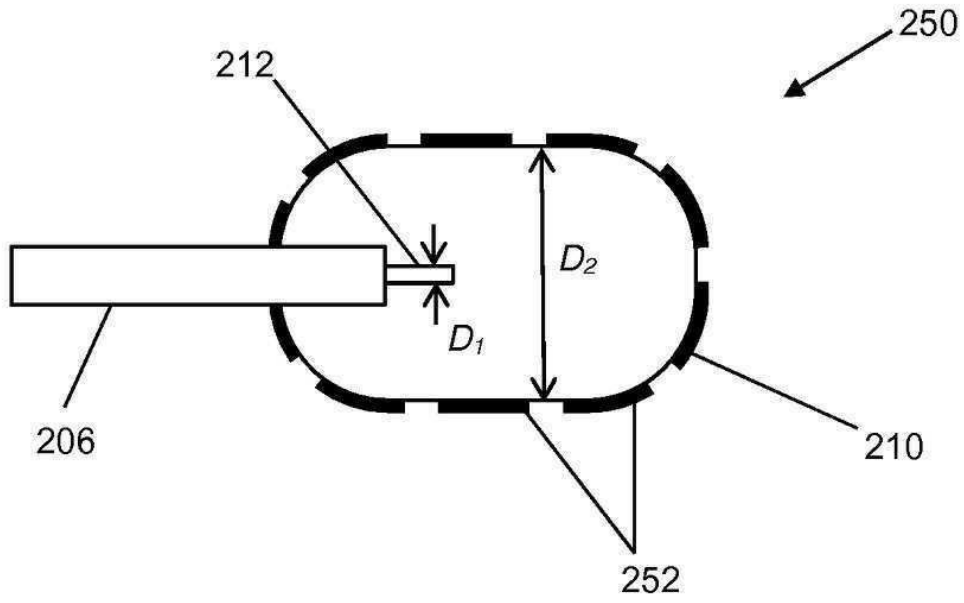
도면1



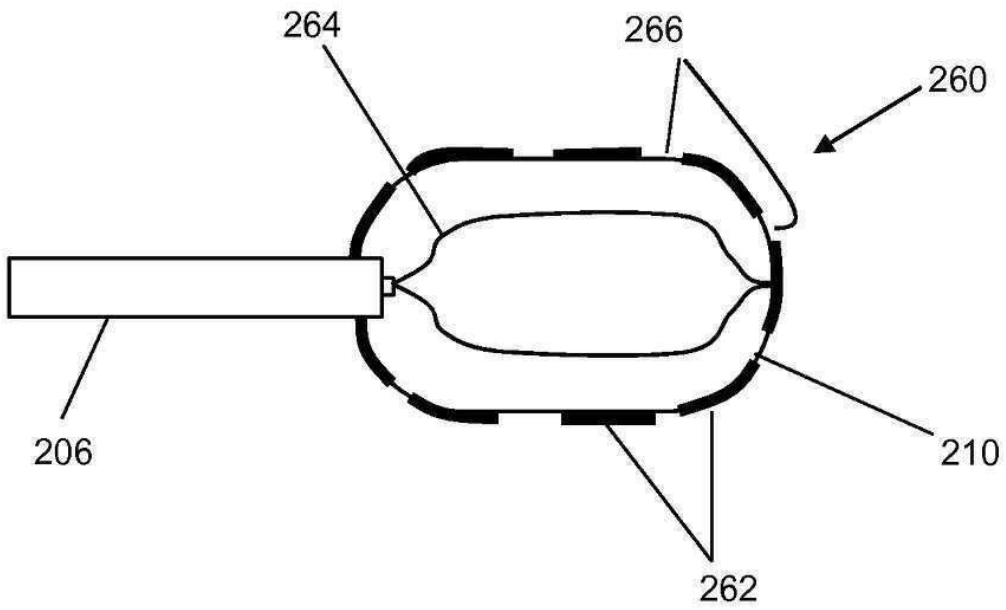
도면2



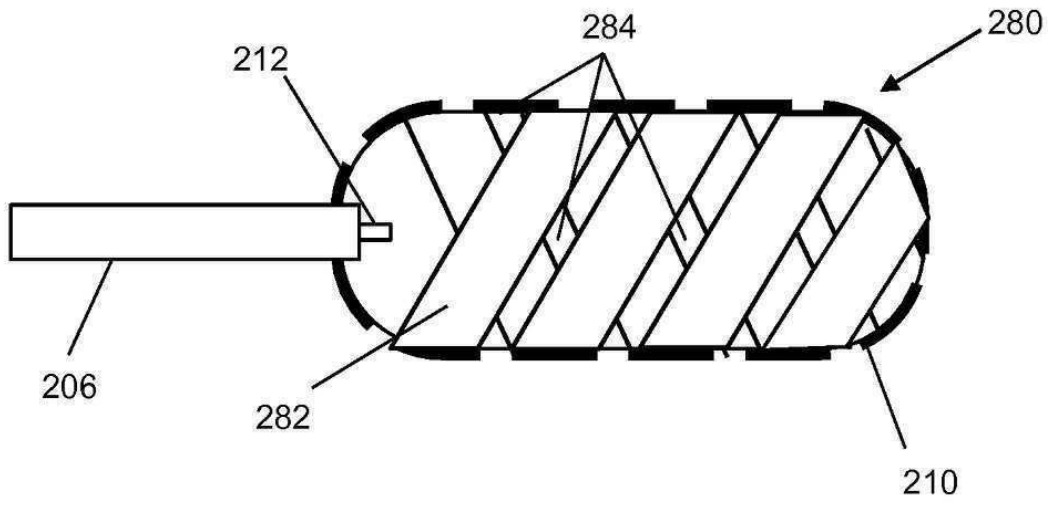
도면3



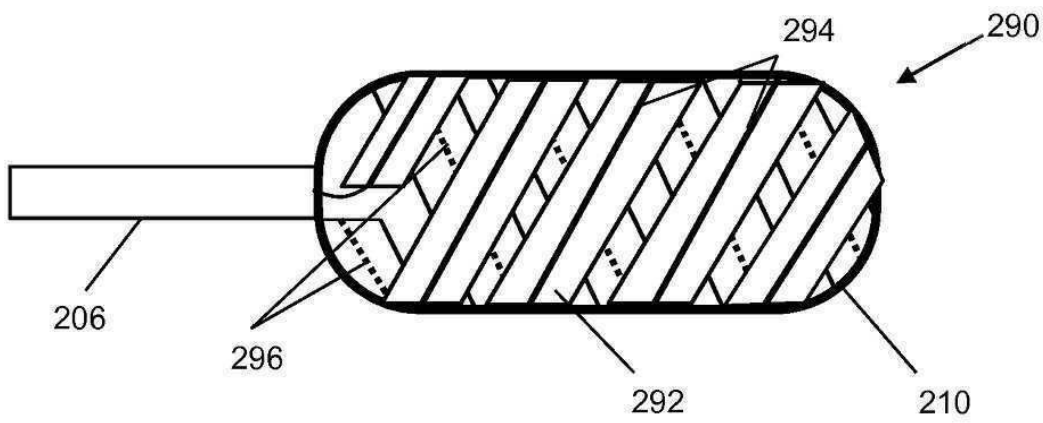
도면4



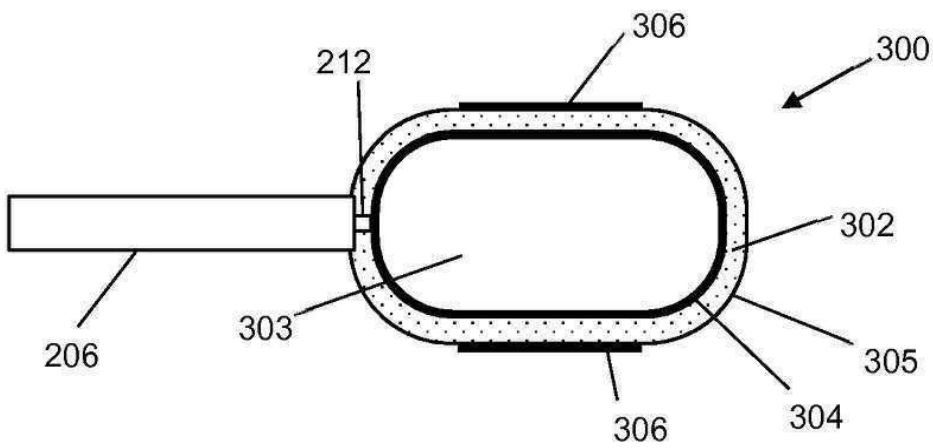
도면5



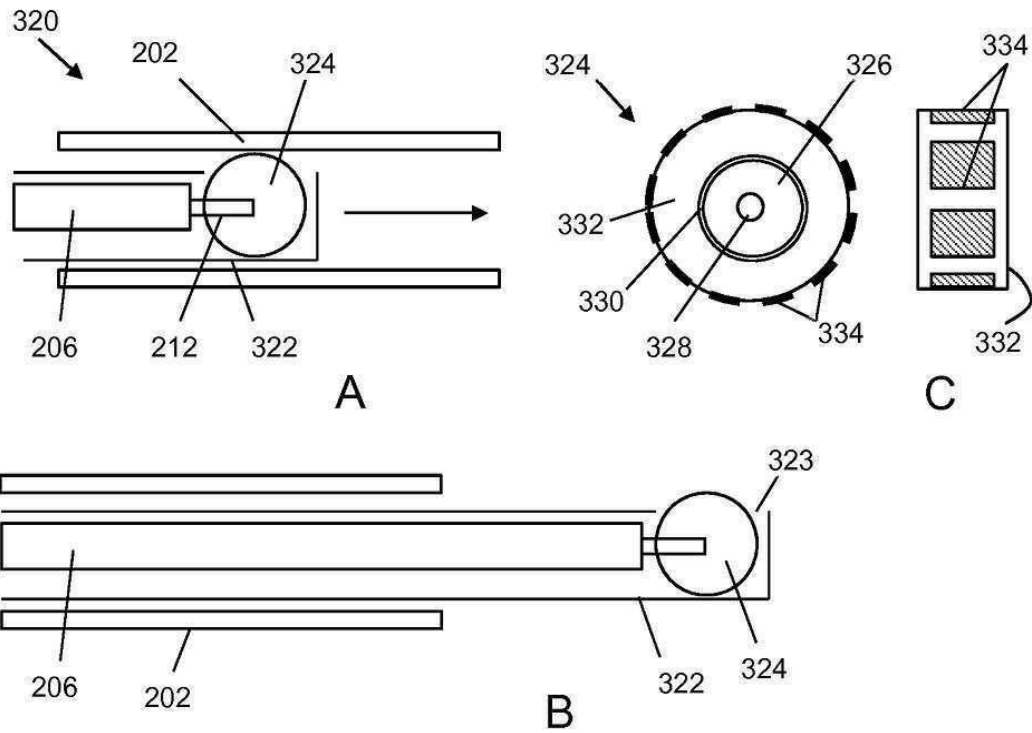
도면6



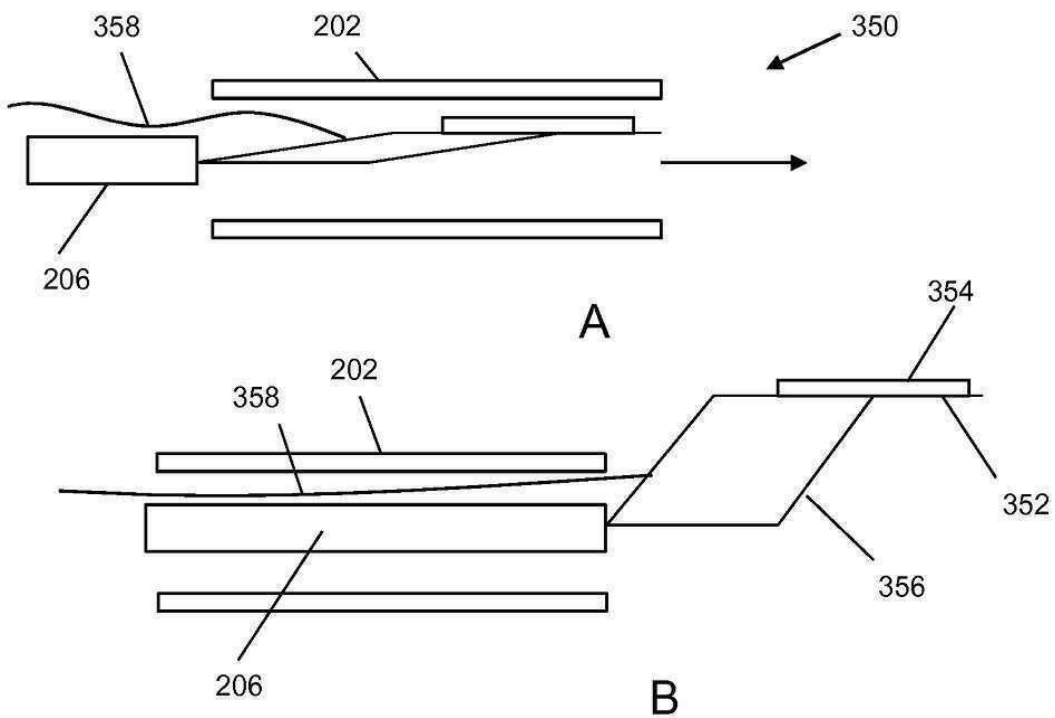
도면7



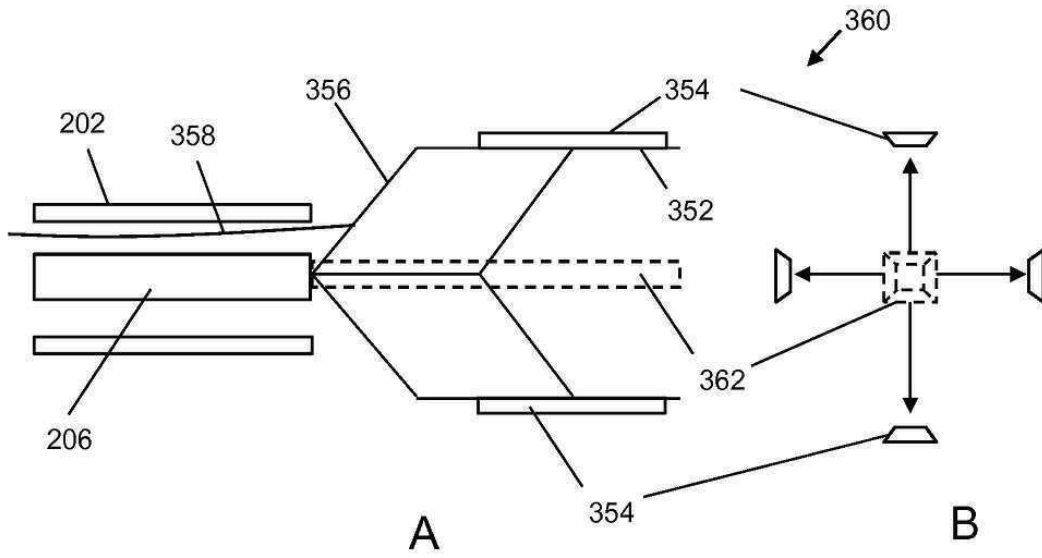
도면8



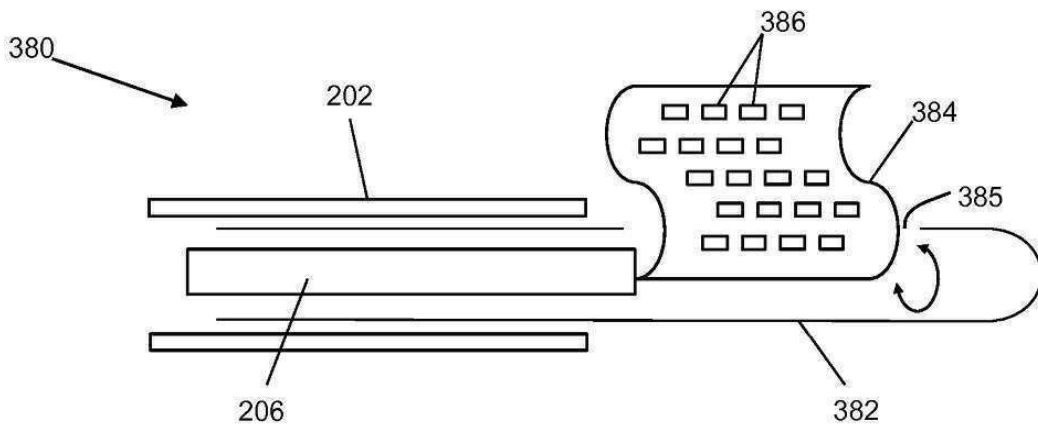
도면9



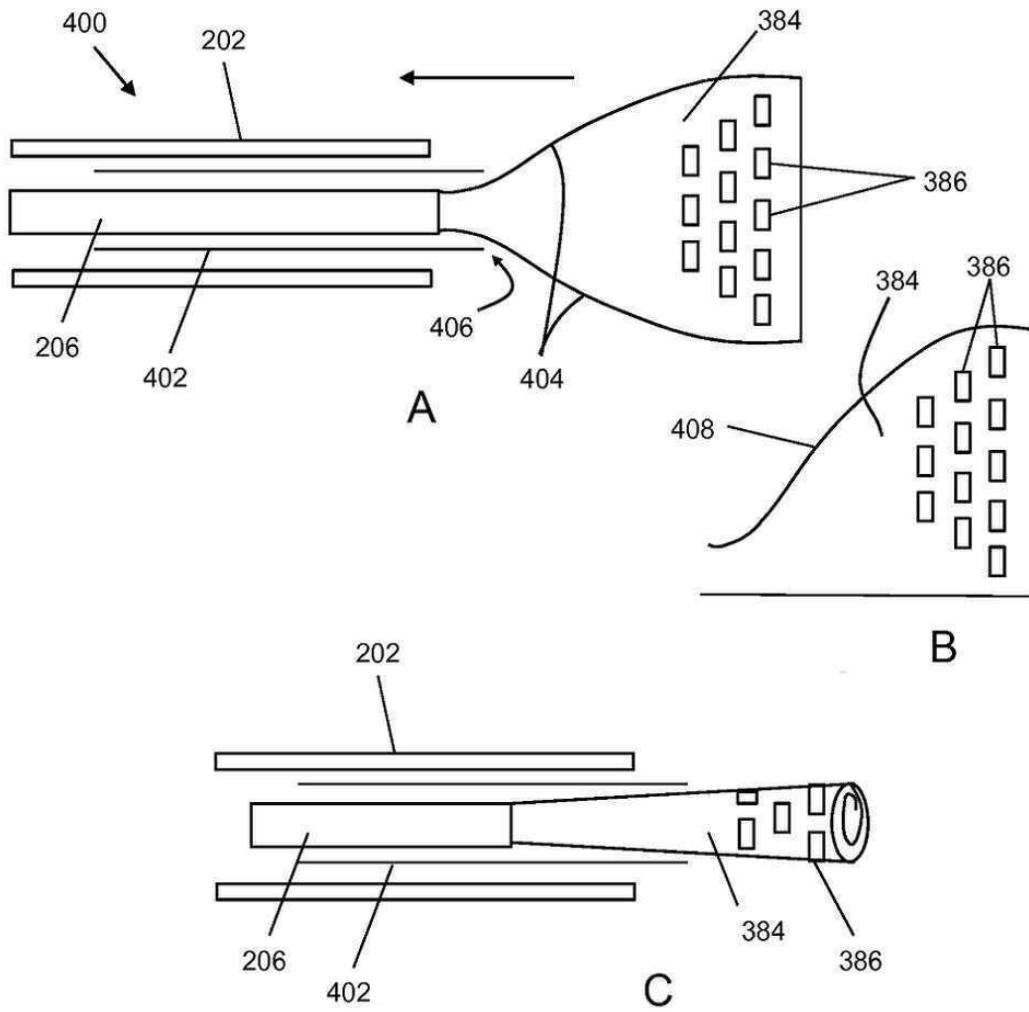
도면10



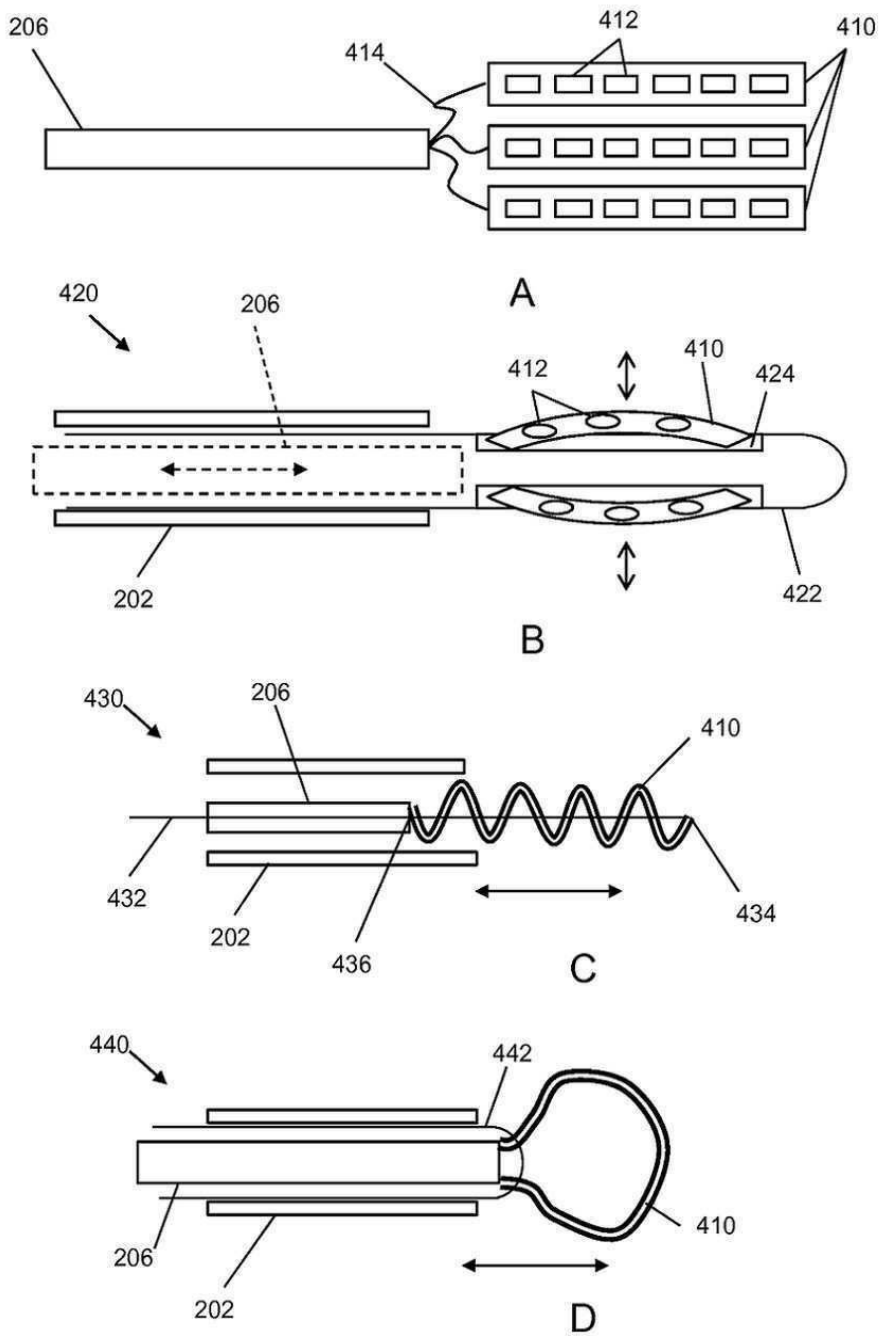
도면11



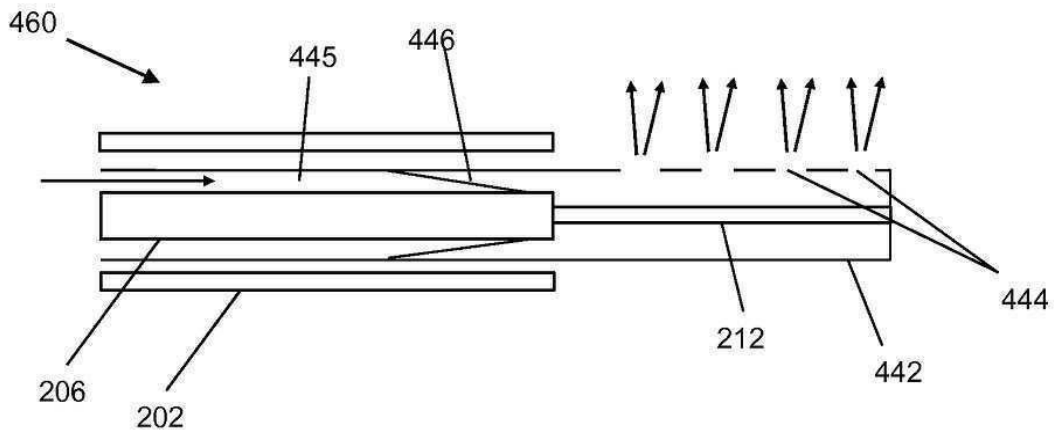
도면12



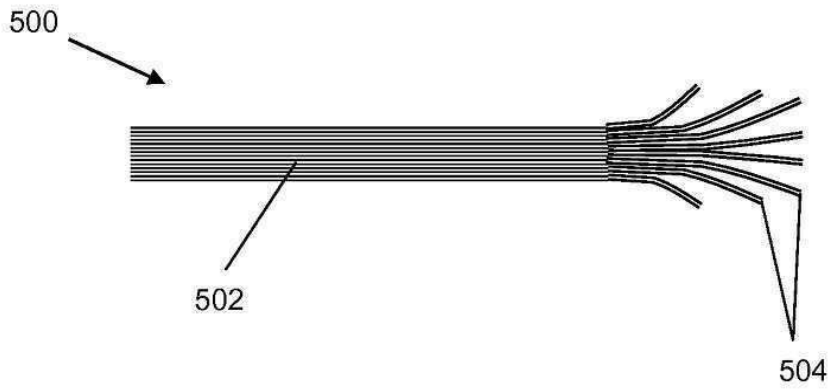
도면13



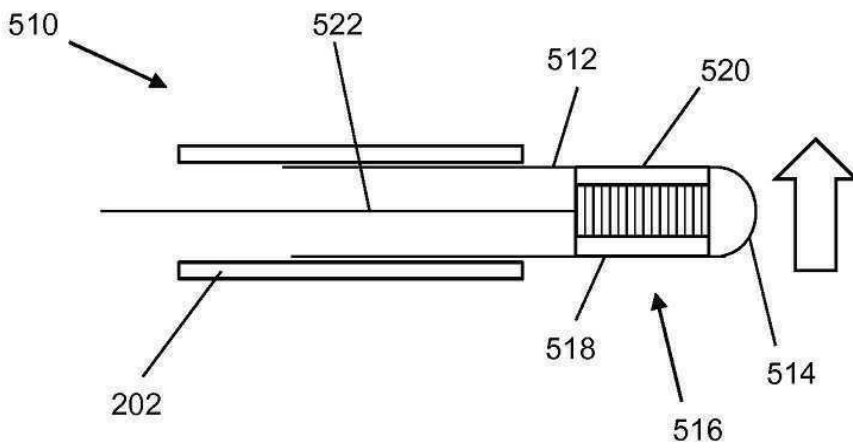
도면14



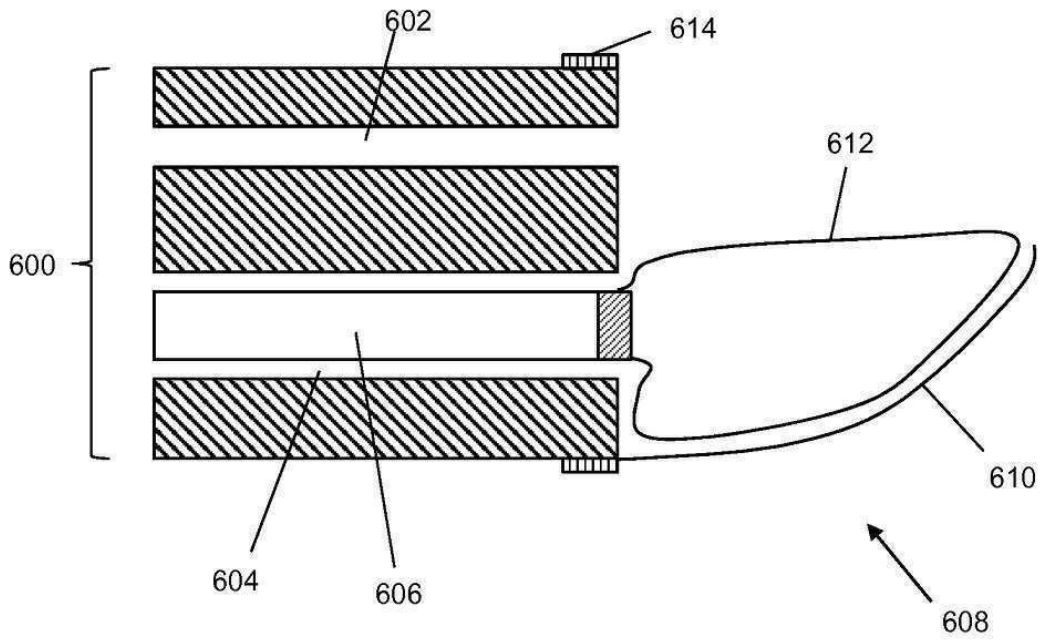
도면15



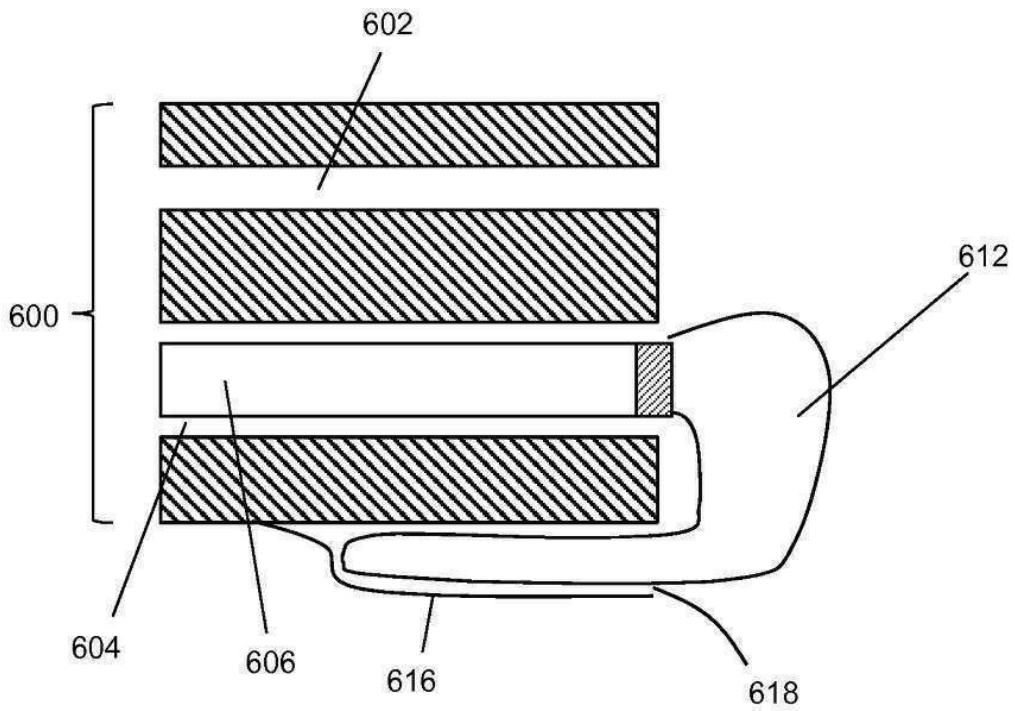
도면16



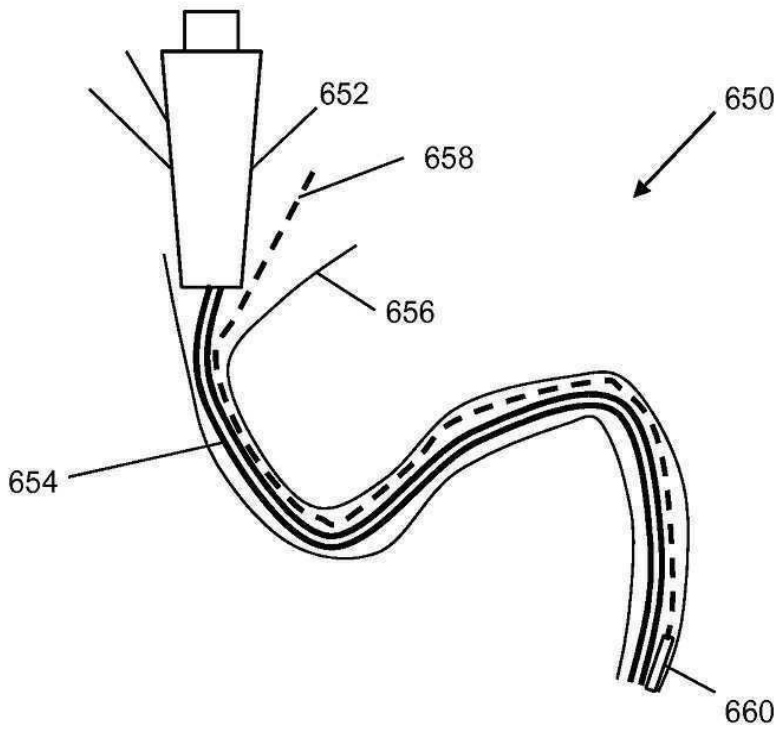
도면17



도면18



도면19



도면20

