



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0070090
(43) 공개일자 2017년06월21일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/18 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)
A61B 18/12 (2006.01) A61B 18/14 (2006.01)
H01R 24/58 (2011.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 18/1815 (2013.01)
A61B 18/1492 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-7011798
- (22) 출원일자(국제) 2015년10월16일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2017년04월28일
- (86) 국제출원번호 PCT/EP2015/074001
- (87) 국제공개번호 WO 2016/059209
국제공개일자 2016년04월21일
- (30) 우선권주장
1418474.1 2014년10월17일 영국(GB)

- (71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보포트
파크 리버사이드 코트
- (72) 발명자
헨콕 크리스토퍼 폴
영국 배스 배스 앤드 노스 이스트 서머셋 비에이1
4엘엔 네이피어 로드 37
- 화이트 말콤
영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보포트
파크 리버사이드 코트 크리오 메디컬 리미티드
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
리엔목특허법인

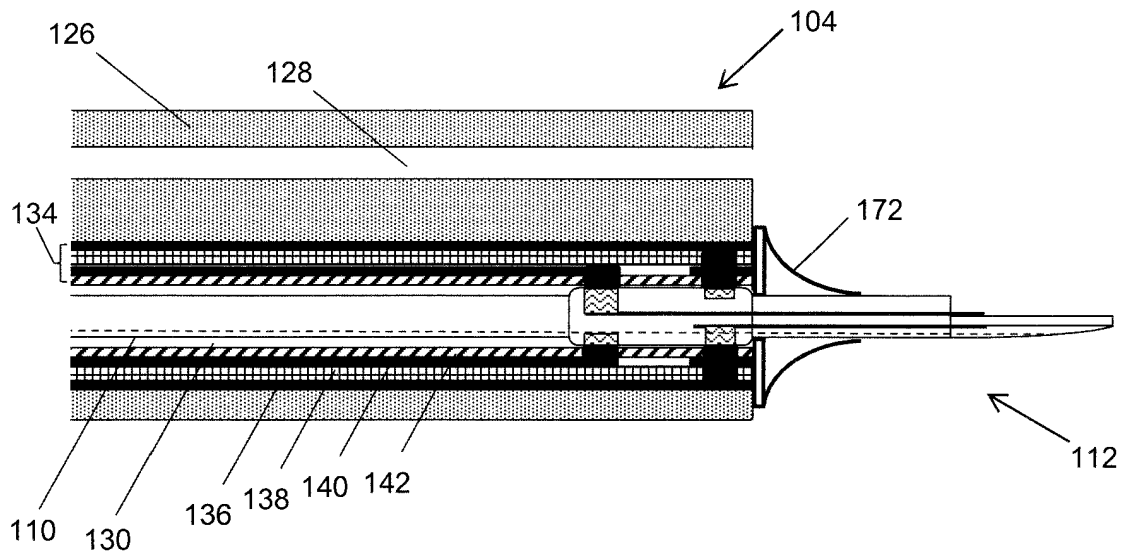
전체 청구항 수 : 총 22 항

(54) 발명의 명칭 RF 및/또는 마이크로파 에너지 운반 구조, 및 이를 통합한 침습성 전기 수술 스코핑 디바이스

(57) 요약

본 발명의 실시예들은 전기수술 기구에 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 에너지 운반 구조를 제공하며, 에너지 운반 구조는 수술 스코핑 디바이스(예로서, 내시경, 복강경 등)의 삽입 튜브내에 통합된다. 삽입 튜브는 침습성 절차 동안 환자의 몸으로 도입되는 가요성 도관이며, 기구 채널 및 광학 채널을 포함할 수 있다. 에너지 운반 구조는 스코핑 디바이스 내에, 예로서 기구 채널에 맞는 라이너를 형성한 계층화된 동축 구조일 수 있다. 대안적으로, 에너지 운반 구조는 가요성 도관의 부분으로서 일체형으로 형성된 동축 구조일 수 있다.

대표도 - 도3a



(52) CPC특허분류

H01R 24/58 (2013.01)
A61B 2017/00929 (2013.01)
A61B 2018/00178 (2013.01)
A61B 2018/00196 (2013.01)
A61B 2018/126 (2013.01)
A61B 2018/1838 (2013.01)
A61B 2018/1861 (2013.01)
A61B 2018/1892 (2013.01)
H01R 2201/12 (2013.01)

(72) 발명자

울리히 조지 크리스천

영국 뱅거 귀네드 엘엘57 4디비 카나번 로드 펜 와
이 봉크 2 유더블유 디자인 리미티드

웹 데이비드 에드워드

영국 뱅거 귀네드 엘엘57 4디비 카나번 로드 펜 와
이 봉크 2 유더블유 디자인 리미티드

프레스턴 손

영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보퍼트 파
크 리버사이드 코트 크리오 메디컬 리미티드

모리스 스티븐

영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보퍼트 파
크 리버사이드 코트 크리오 메디컬 리미티드

명세서

청구범위

청구항 1

침습성 전기수술을 위한 에너지 운반 구조에 있어서,

상기 에너지 운반 구조는 동축 계층화 구조(coaxial layered structure)를 포함하며, 상기 동축 계층화 구조는:
 최내(innermost) 절연 층;

상기 최내 절연 층 상에 형성된 내부(inner) 전도성 층;

상기 내부 전도성 층과 동축으로 형성된 외부(outer) 전도성 층; 및

상기 내부 전도성 층 및 상기 외부 전도성 층을 분리하는 유전체 층을 가지되,

상기 내부 전도성 층, 상기 외부 전도성 층 및 상기 유전체 층은 라디오주파수(RF) 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 전송 라인(transmission line)을 형성하고,

상기 동축 계층화 구조는 침습성 수술 스코핑 디바이스의 가요성 삽입 튜브에 삽입 가능하며, 및

상기 최내 절연 층은 상기 침습성 수술 스코핑 디바이스를 위한 기구 채널을 형성하기 위해 중공(hollow)인, 침습성 전기수술을 위한 에너지 운반 구조.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 기구 채널은 1 mm 내지 5 mm 사이에서의 직경을 갖는, 침습성 전기수술을 위한 에너지 운반 구조.

청구항 3

청구항 1 또는 청구항 2에 있어서,

상기 내부 전도성 층에 전기적으로 연결되며 상기 기구 채널로 상기 최내 절연 층을 통과하여 연장되는 제 1 단자; 및

상기 외부 전도성 층에 전기적으로 연결되며 상기 기구 채널로 상기 유전체 층 및 최내 절연 층을 통과하여 연장되는 제 2 단자를 포함하는, 침습성 전기수술을 위한 에너지 운반 구조.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 제 1 단자는 상기 제 2 단자로부터 근위에 위치되는, 침습성 전기수술을 위한 에너지 운반 구조.

청구항 5

전기수술 디바이스에 있어서,

청구항 1 내지 청구항 4 중 어느 한 항에 따른 에너지 운반 구조; 및

상기 에너지 운반 구조의 기구 채널에 장착된 전기수술 기구로서,

상기 제 1 단자에 전기적으로 연결 가능한 제 1 접촉부(contact);

상기 제 2 단자에 전기적으로 연결되는 제 2 접촉부;

상기 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 생물학적 조직으로 전달하기 위해 상기 제 1 접촉부 및 상기 제 2 접촉부에 전기적으로 연결된 원위 양극성 전송 구조(distal bipolar transmission structure)를 포함하는, 상기 전기수술 기구를 포함하는, 전기수술 디바이스.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 원위 양극성 전송 구조는 상기 제 1 접촉부에 전기적으로 연결되는 제 1 전도성 요소 및 상기 제 1 접촉부에 전기적으로 연결되는 제 2 전도성 요소를 포함하는, 전기수술 디바이스.

청구항 7

청구항 6에 있어서,

상기 제 1 접촉부 및 상기 제 2 접촉부는 상기 양극성 전송 구조에 근위에 위치한 연결 칼라(connection collar) 상에 형성되는, 전기수술 디바이스.

청구항 8

청구항 5 내지 청구항 7 중 어느 한 항에 있어서,

제어 와이어 및/또는 유체 피드를 상기 전기수술 기구로 운반하기 위한 카테터를 포함하되, 상기 카테터는 상기 기구 채널에 슬라이딩 가능하게 장착되는, 전기수술 디바이스.

청구항 9

청구항 7에 있어서,

제어 와이어 및/또는 유체 피드를 상기 전기수술 기구로 운반하기 위한 카테터를 포함하며, 상기 카테터는 상기 기구 채널에 슬라이딩 가능하게 장착되며, 상기 연결 칼라는 상기 카테터의 외부 표면에 장착되는, 전기수술 디바이스.

청구항 10

청구항 7에 있어서,

상기 연결 칼라는 상기 기구 채널의 원위 단부에서의 돌출부에 접하는 솔더를 포함하는, 전기수술 디바이스.

청구항 11

청구항 7에 있어서,

상기 전기수술 기구의 원위 단부에서 상기 양극성 전송 구조를 향해 상기 연결 칼라로부터 축방향으로 연장되는 연장 슬리브를 포함하는, 전기수술 디바이스.

청구항 12

청구항 11에 있어서,

상기 연장 슬리브는 유전체 재료의 튜브를 포함하며, 상기 제 1 접촉부와 제 1 전도성 요소 사이에 및 상기 제 2 접촉부와 제 2 전도성 요소 사이에 개별적으로 전기적 연결을 제공하는 전도성 구조를 운반하는, 전기수술 디바이스.

청구항 13

청구항 5 내지 청구항 12 중 어느 한 항에 있어서,

상기 전기수술 기구와 상기 에너지 운반 구조 사이에서의 상호 연결의 기하학적 구조는 상기 에너지 운반 구조에 의해 운반되는 마이크로파 에너지의 주파수에서 상기 전기수술 기구와 상기 에너지 운반 구조 사이에 임피던스 매칭을 생성하도록 구성되는, 전기수술 디바이스.

청구항 14

청구항 5 내지 청구항 12 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 운반 구조는 RF 에너지만을 운반하도록 구성되며, 상기 유전체 재료는 폴리이미드로 형성되는, 전

기수술 디바이스.

청구항 15

청구항 5 내지 청구항 12 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 운반 구조는 RF-운반 양극성 전송 라인의 제 1 극을 형성하는 부가적인 도체를 포함하며, 상기 내부 전도성 층 및 상기 외부 전도성 층은 상기 RF-운반 양극성 전송 라인의 제 2 극을 형성하는, 전기수술 디바이스.

청구항 16

청구항 15에 있어서,

상기 부가적인 도체는 상기 기구 채널 내에서 운반된 전도성 와이어인, 전기수술 디바이스.

청구항 17

침습성 전기수술 스코핑 디바이스에 있어서,

가요성 튜브로서, 거기를 통과하여 형성된 종방향 보어(bore)를 갖는, 상기 가요성 삽입 튜브;

상기 종방향 보어에 삽입된 청구항 5 내지 청구항 16 중 어느 한 항에 따른 전기수술 디바이스를 포함하는, 침습성 전기수술 스코핑 디바이스.

청구항 18

청구항 17에 있어서,

상기 가요성 삽입 튜브는 그것의 원위 단부에서 정지 플랜지(stop flange)를 포함하며, 상기 정지 플랜지는 상기 기구 채널에 입구에 돌출하는 돌출부를 갖는, 침습성 전기수술 스코핑 디바이스.

청구항 19

청구항 17 또는 청구항 18에 있어서,

상기 가요성 삽입 튜브는 상기 기구 채널에 입구상에 장착된 탄성 밀봉부(resilient seal)를 포함하는, 침습성 전기수술 스코핑 디바이스.

청구항 20

침습성 수술 스코핑 디바이스에 있어서, 거기로부터 연장되는 가요성 삽입 튜브를 가진 본체를 포함하고, 상기 가요성 삽입 튜브는:

거기를 통과하여 형성된 종방향 보어, 및

상기 종방향 보어의 벽에 에너지 운반 구조로서, 상기 에너지 운반 구조는 동축 계층화 구조를 포함하며, 상기 동축 계층화 구조는:

최내 절연 층;

상기 최내 절연 층 상에 형성된 내부 전도성 층;

상기 내부 전도성 층과 동축으로 형성된 외부 전도성 층; 및

상기 내부 전도성 층 및 상기 외부 전도성 층을 분리하는 유전체 층을 가지되,

상기 내부 전도성 층, 상기 외부 전도성 층 및 상기 유전체 층은 라디오주파수(RF) 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 전송 라인을 형성하며, 및

상기 최내 절연 층은 상기 침습성 수술 스코핑 디바이스를 위한 기구 채널을 형성하기 위해 중공인, 상기 에너지 운반 구조를 포함하는, 침습성 수술 스코핑 디바이스.

청구항 21

청구항 20에 있어서,

상기 에너지 운반 구조는 상기 종방향 보어의 벽에 일체형으로(integrally) 형성되는, 침습성 수술 스코핑 디바이스.

청구항 22

청구항 20에 있어서,

상기 유전체 층의 제 1 부분 및 상기 외부 전도성 층은 상기 종방향 보어의 벽에 일체형으로 형성되며, 상기 유전체 층의 제 2 부분 및 상기 최내 절연 층, 상기 내부 전도성 층은 상기 종방향 보어에 탈착 가능하게 장착될 수 있는 라이너(liner)를 형성하는, 침습성 수술 스코핑 디바이스.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 전기수술 발생기로부터 전기수술 기구로 라디오주파수(RF) 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 에너지 운반 구조(예로서, 도파관 또는 케이블)에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 침습성 절차들에서 사용되는, 예로서 내시경, 복강경 등의 기구 채널을 통해 도입된, 전기수술 기구들에 관한 것이다. 예를 들면, 본 발명은 천연 오리피스 내시경 수술(natural orifice transluminal endoscopic surgery; NOTES)에서 특별한 사용을 찾을 수 있다.

배경 기술

[0002] 전기수술 기구들은 생물학적 조직을 절단하거나 또는 혈액을 응고시키는 것과 같은 목적들을 위해, 생물학적 조직으로 라디오주파수 및/또는 마이크로파 주파수 에너지를 전달하기 위해 사용되는 기구들이다. 라디오주파수 및/또는 마이크로파 주파수 에너지는 통상적으로 케이블을 사용하여 전기수술 기구에 공급된다. 이러한 목적을 위해 사용된 종래의 케이블들은 단선(solid) 또는 다중-와이어 원통형 내부 도체, 내부 도체 주위에서의 유전체 재료의 관형 층, 및 유전체 재료 주위에서의 관형 외부 도체를 포함한 동축 전송 라인 구조를 가진다.

[0003] 많은 전기수술 기구들을 동작시킬 때, 액체 또는 가스 피드, 액체들 또는 가스들, 또는 전기수술 기구의 부분(들)을 조작(예를 들면, 개방/폐쇄, 회전 또는 펴기/접기)하기 위한 가이드- 또는 풀-와이어들과 같은, 전기수술 기구에 부가적인 공급장치들 또는 구성요소들(예로서, 제어 수단들)을 제공하도록 요구하는 것이 일반적이다.

[0004] 이들 부가적인 공급장치들 또는 구성요소들을 전기수술 기구에 제공하기 위해, 부가적인 구조들이 종래의 케이블에 인접한 부가적인 튜브들과 같은, 종래의 케이블과 함께 제공되어왔다. 예를 들면, 종래의 케이블과 함께 전기수술 기구를 위해 풀-와이어를 하우징하는 부가적인 튜브를 제공하며, 단일 보호성 재킷/케이싱 내에 풀-와이어를 하우징하는 튜브 및 종래의 케이블을 하우징하는 것이 알려져 있다.

[0005] 통상적으로, 스코핑 디바이스(예로서, 내시경 또는 복강경)의 기구 채널의 직경은 3 mm 미만, 예로서 2.8 mm이다. 가요성을 유지하고 수용 가능한(즉, 안전한) 레벨들로 전력 손실을 제한하면서 충분한 전력 및 기구 채널 내에 맞도록 충분히 작은 형태로 상기 언급된 부가적인 공급장치들 또는 구성요소들 양쪽 모두를 제공하는 것이 진행 중인 도전이다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0006] 가장 일반적으로, 본 발명은 수술 스코핑 디바이스(예로서, 내시경, 복강경 등)의 삽입 튜브내에 전기수술 기구를 위한 에너지 운반 구조를 통합하는 것을 제안한다. 삽입 튜브는 침습성 절차 동안 환자의 몸으로 도입되는 가요성 도관이다. 통상적으로 그것은 기구 채널 및 광학 채널(삽입 튜브의 원위 단부에서 치료 부위의 이미지들을 조명하고 및/또는 캡처하기 위해 광을 투과시키기 위한)을 포함한다. 상기 기구 채널은 침습성 수술 튜브를 수용하기에 적합한 직경을 가질 수 있다. 상기 직경은 종래의 수술 스코핑 디바이스들에서 발견된 것과 동일할 수 있으며, 예로서 1 mm 이상, 바람직하게는 1.4 mm 이상, 바람직하게는 2.8 mm 이상, 바람직하게는 3.2 mm 이상일 수 있다. 직경은 바람직하게는 단지 5 mm이며, 예로서 1 내지 5 mm, 또는 1.4 내지 5 mm, 또는 2.8 내지 5

mm, 또는 3.2 mm 내지 5 mm의 범위에 있다.

- [0007] 본 발명에서, 상기 에너지는 따라서 기구 채널을 통해 전기수술 기구로 움직이는 임의의 제어 라인 또는 공급 라인에 관계없이 삽입 튜브를 통해 전기수술 기구로 운반될 수 있다. 따라서, 본 발명은 전기수술 기구와 함께 사용될 추가적인 공급장치들(예로서, 유체 피드들) 또는 구성요소들(예로서, 제어 와이어들)을 위해 이용 가능한 공간을 증가시킬 수 있다. 게다가, 본 발명은 이러한 추가적인 공급장치들 또는 구성요소들이 운반된 에너지에 대해 갖는 효과를 감소시키거나 또는 제거할 수 있다.
- [0008] 본 발명은 삽입 튜브 자체의 벽 내에서, 기구 채널을 위한 라이너(예로서, 탈착 가능한 커버)로서, 또는 둘의 조합으로서 기구 채널 주위에서 에너지 운반 구조를 제공할 수 있다.
- [0009] 기구 채널 밖에서 에너지 운반 구조를 제공함으로써, 본 발명은 보다 큰 직경의 전도성(예로서, 동축) 구조들이 사용되도록 허용한다. 이들 구조들은 종래의 보다 작은 직경 케이블들보다 낮은 손실을 가질 수 있으며, 이것은 결과적으로 보다 많은 전력이 전기수술 기구로 안전하게 전달될 수 있게 할 것이다.
- [0010] 본 발명의 양상에 따르면, 침습성 전기수술을 위한 에너지 운반 구조가 제공되고 있으며, 상기 에너지 운반 구조는: 최내 절연 층; 상기 최내 절연 층 상에 형성된 내부 전도성 층; 상기 내부 전도성 층과 동축으로 형성된 외부 전도성 층; 및 상기 내부 전도성 층 및 상기 외부 전도성 층을 분리하는 유전체 층을 가진 동축 계층화 구조를 포함하며, 여기에서 상기 내부 전도성 층, 상기 외부 전도성 층 및 상기 유전체 층은 라디오주파수(RF) 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 전송 라인을 형성하고, 상기 동축 계층화 구조는 침습성 수술 스코핑 디바이스(예로서, 내시경, 복강경 등)의 가요성 삽입 튜브에 삽입 가능하며, 상기 최내 절연 층은 상기 침습성 수술 스코핑 디바이스를 위한 기구 채널을 형성하기 위해 중공이다.
- [0011] 상기 최내 절연 층에 형성된 기구 채널의 직경은 바람직하게는 3 mm 이하, 예로서 2.8 mm이다.
- [0012] 상기 에너지 운반 구조는 예로서, 그것의 원위 단부에서, 상기 내부 전도성 층에 전기적으로 연결되며 상기 최내 절연 층을 통해 상기 기구 채널로 연장되는 제 1 단자, 및 상기 외부 전도성 층에 전기적으로 연결되며 상기 유전체 층 및 최내 절연 층을 통해 상기 기구 채널로 연장되는 제 2 단자를 포함할 수 있다. 상기 제 1 단자 및 상기 제 2 단자는 상기 기구 채널에 또는 그것을 통해 삽입 가능한 전기수술 기구 상에 형성된 접촉부들에 대응하는 전기적 연결(예로서, 물리적으로 맞물리는)을 형성하도록 배열될 수 있다. 상기 제 1 단자 및 상기 제 2 단자는 각각 상기 내부 전도성 층 및 외부 전도성 층의 원위 단부에 형성될 수 있다. 상기 외부 전도성 층은 상기 내부 전도성 층보다 원위 방향으로 더 멀리 종방향으로 연장될 수 있으며, 그에 의해 상기 제 1 단자는 상기 제 2 단자로부터 근위에 위치된다.
- [0013] 여기에서, 용어("내부(inner)")는 기구 채널의 중심(예로서, 축)에 방사상으로 더 가까움을 의미한다. 용어("외부(outer)")는 기구 채널의 중심(축)으로부터 방사상 더 멀리 있음을 의미한다.
- [0014] 용어("전도성(conductive)")는 맥락이 달리 서술되지 않는다면, 본 출원에서 전기적으로 전도성임을 의미하기 위해 사용된다.
- [0015] 본 출원에서, 용어들("근위(proximal)" 및 "원위(distal)")은 각각 치료 부위로부터 더 먼 및 그것에 더 가까운 에너지 운반 구조의 단부들을 나타낸다. 따라서, 사용 시 근위 단부는 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 발생기에 더 가까운 반면, 원위 단부는 치료 부위, 즉 환자에 더 가깝다.
- [0016] 전기수술 기구는 임의의 기구, 또는 틀일 수 있으며, 이것은 수술 동안 사용되며 RF 또는 마이크로파 에너지를 이용한다. 여기에서, 라디오주파수(RF)는 10 kHz 내지 300 MHz의 범위에서의 안정된 고정 주파수를 의미할 수 있으며 마이크로파 에너지는 300 MHz 내지 100 GHz의 범위에서의 안정된 고정 주파수를 가진 전자기 에너지를 의미할 수 있다. 상기 RF 에너지는 에너지가 신경 자극을 야기하는 것을 방지하도록 충분히 높으며 에너지가 조직 블렌칭 또는 조직 구조에 대한 불필요한 열 마진 또는 손상을 야기하는 것을 방지하도록 충분히 낮은 주파수를 가져야 한다. RF 에너지에 대한 바람직한 스팟 주파수들은: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz 중 임의의 하나 이상을 포함한다. 마이크로파 에너지를 위한 바람직한 스팟 주파수들은 915 MHz, 2.45 GHz, 5.8 GHz 14.5 GHz, 24 GHz를 포함한다.
- [0017] 최내 절연 층에 의해 형성된 기구 채널은 예로서, 전기수술 기구를 그것의 원위 단부로 운반하는 카테터를 수용하기 위해, 종래의 기구 채널로서 동작할 수 있다. 상기 카테터는 가스 또는 액체 피드와 같은, 전기수술 기구의 사용 시 요구된 다른 구성요소들을 운반하기 위한 중공 튜브일 수 있거나, 또는 폴-와이어 또는 다른 제어 수단들이 카테터의 내부를 통해 공급될 수 있다. 기구 채널의 벽에서 에너지 운반 구조를 제공함으로써, 본 발

명은 이들 구성요소들을 위해 이용 가능한 공간을 최대화할 수 있다.

- [0018] 동축 계층화 구조는 수술 스코핑 디바이스의 가요성 삽입 튜브에서 수용 가능한 라이너를 형성할 수 있다. 일 실시예에서, 외부 전도성 층 및 유전체 층의 일 부분은 가요성 삽입 튜브를 통해 종방향 보어의 내부 표면상에 바로 형성될 수 있다(예로서, 영구적으로). 이 경우에, 상기 라이너는 최내 층, 상기 내부 전도성 층 및 상기 유전체 층의 또 다른 부분을 포함한 동축 구조를 포함할 수 있다. 상기 라이너는 그 안에 형성된 유전체 층의 부분에 대해 꼭 끼워 맞추도록 상기 종방향 보어로 삽입 가능할 것이다. 열 효과들은 공기 갭들 없이 꼭 끼워 맞춤을 생성하기 위해 라이너를 수축시키며 팽창시키기 위해 사용될 수 있다.
- [0019] 상기 논의된 라이너들은 단일 또는 다중-사용일 수 있다. 부분적으로 가요성 삽입 튜브에서 및 부분적으로 라이너로서 에너지 운반 구조를 형성하는 이점은, 특히 양쪽 전도성 층들 모두가 조립 동안 커버되는(보호되는) 경우들에서, 제작 및 조립을 용이하게 한다는 것이다.
- [0020] 본 발명의 또 다른 양상에서, 상기 에너지 운반 구조는 상기 가요성 삽입 튜브의 통합 부분, 즉 수술 스코핑 디바이스의 영구적 구성요소로서 제작될 수 있다.
- [0021] 상기 가요성 삽입 튜브는 그것의 원위 단부에 정지 플랜지를 포함할 수 있으며, 상기 정지 플랜지는 전기수술 기구가 원위 단부 밖으로 밀릴 수 있는 정도를 제한하기 위해 기구 채널에 입구에 돌출한 돌출부를 갖는다. 상기 가요성 삽입 튜브는 또한 상기 기구 채널에 입구에 장착된 탄성 밀봉부를 가질 수 있다. 상기 탄성 밀봉부는 상기 전기수술 기구가 기구 채널 밖으로 지나가지만 치료 부위로부터 다시 기구 채널로의 물질의 유입을 방지하도록 허용하기 위해 변형 가능한 환상형 막을 포함할 수 있다.
- [0022] 상기 전기수술 기구는 그것의 원위 단부에 제 1 전도성 요소 및 제 2 전도성 요소를 포함할 수 있으며, 이것은 함께 치료 부위에서 생물학적 조직으로 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 양극성 전송 구조를 위한 것이다. 상기 논의된 바와 같이, 양극성 전송 구조로 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기 위해 전기수술 기구에 에너지 운반 구조를 연결하는 것이 바람직할 수 있다. 이러한 연결을 달성하기 위해, 상기 전기수술 기구는 상기 제 1 단자에 연결하기 위한 제 1 접촉부 및 상기 제 2 단자에 연결하기 위한 제 2 접촉부를 가진 연결 칼라를 포함할 수 있다. 상기 제 1 접촉부 및 상기 제 2 접촉부는 각각 제 1 전도성 요소 및 제 2 전도성 요소에 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0023] 상기 전기수술 기구는 기구 채널을 통해 공급되는 카테터를 통해 상기 기구 채널의 원위 단부로 도입될 수 있다. 상기 연결 칼라는 카테터 상에 장착될 수 있으며, 상기 카테터의 직경보다 큰 직경을 가진 원통형 본체를 포함할 수 있다. 상기 원통형 본체의 외부 표면은 상기 제 1 접촉부와 제 1 단자 사이에서 및 상기 제 2 접촉부와 제 2 단자 사이에서의 안전한 맞물림을 보장하기 위해, 상기 에너지 운반 구조의 최내 층에 가까이 있을 수 있다(예로서, 접촉할 수 있다). 상기 제 1 단자 및 상기 제 2 단자는 상기 최내 층으로부터 안쪽으로 약간 돌출될 수 있다. 상기 연결 칼라는 상기 칼라를 제자리에 단단히 위치시키기 위해 정지 플랜지에 접하는 솔더를 포함할 수 있다.
- [0024] 상기 전기수술 기구는 상기 전기수술 기구의 원위 단부에서 상기 양극성 전송 구조를 향해 상기 연결 칼라로부터 축방향으로 연장되는 연장 슬리브를 포함할 수 있다. 사용 시, 상기 연장 슬리브는 따라서 상기 기구 채널의 단부 밖으로 돌출될 수 있다. 상기 연장 슬리브는 유전체 재료의 튜브를 포함할 수 있으며, 각각 상기 제 1 접촉부와 제 1 전도성 요소 사이에서 및 상기 제 2 접촉부와 제 2 전도성 요소 사이에서 전기적 연결을 제공하는 전도성 구조들(예로서, 전도성 로드들 등)을 운반할 수 있다. 상기 전도성 구조는 짧은 길이의 종래의 동축 케이블을 포함할 수 있다.
- [0025] 상기 전기수술 기구가 상기 에너지 운반 구조로부터 마이크로파 에너지를 수신하도록 배열된다면, 상기 전기수술 기구가 마이크로파 에너지의 주파수에서 상기 전기수술 기구의 임피던스와 상기 에너지 운반 구조의 임피던스를 매칭시키도록 구성되는 것이 바람직할 수 있다. 이것은 예로서, 마이크로파 필드(field) 시뮬레이션들, 실험 측정들 등에 기초하여, 제 1 및 제 2 단자들의 기하학적 구조(예로서, 크기들 및/또는 형태들), 상기 연결 칼라 및 상기 연장 슬리브의 전도성 구조 및 상기 양극성 전송 구조 사이의 연결을 선택함으로써 달성될 수 있다. 임피던스 매칭을 제공하는 것은 에너지 운반 경로에서 상이한 기하학적 구조들 사이의 전이 포인트들에서 전력 반사들을 감소시키거나 또는 제거하며, 따라서 전력이 전기수술 기구로 보다 효율적으로 전달될 수 있게 할 것이다. 상기 연장 슬리브에서의 전도성 구조는 그것을 임의의 임피던스 매칭 기하학적 구조에서 효과적으로 비가시적하게 하기 위해 마이크로파 에너지의 파장의 1/2의 배수의 전기적 길이를 가질 수 있다.
- [0026] 상기 전기수술 기구가 에너지 운반 구조로부터 RF 에너지를 수신하도록 배열된다면, 상기 내부 전도성 층과 외

부 전도성 층 사이에서 전압 절연 항복(breakdown)이 발생하는 것을 방지하는 것이 바람직할 수 있다. 이것은 유전체 층으로서 높은 절연 항복 임계치를 가진 재료(예로서, 캡톤(Kapton)® 폴리이미드 테이프)를 사용함으로써 달성될 수 있다. 대안적으로, 전기수술 기구가 에너지 운반 구조로부터 RF 에너지 및 마이크로파 에너지 양쪽 모두를 수신하도록 배열된다면, 마이크로파 에너지 전파를 지원하기에 적합한 저 손실 유전체 재료가 RF 에너지를 운반하는 도체들을 안전하게 절연시키기 위해 충분히 높은 절연 항복 임계치를 갖지 않을 수 있기 때문에, RF 에너지 및 마이크로파 에너지를 위한 별개의 경로들을 생성하는 것이 바람직할 수 있다. 따라서, 에너지 운반 구조는 RF-운반 양극성 전송 라인의 제 1 극을 형성하는 부가적인 도체를 포함할 수 있으며, 상기 내부 전도성 층 및 상기 외부 전도성 층은 상기 RF-운반 양극성 전송 라인의 제 2 극을 형성한다. 예를 들면, 부가적인 도체는 기구 채널 내에서 운반된 전도성 와이어일 수 있다. 이러한 배열에서, 상기 최대 절연 층은 요구된 절연 항복 속성들을 가진 재료(예로서, 폴리이미드)로 구성될 수 있다. 부가적인 도체가 RF 에너지를 운반하기 위해 제공되는 경우에, 상기 에너지 운반 구조의 내부 전도성 층 및 외부 전도성 층은 그것의 근위 단부에서 전기적으로 연결(단락)될 수 있다.

[0027] 상기 기구 채널에 배치된 부가적인 도체는 구체적으로 이러한 목적을 위해 사용된 전도성 로드 또는 튜브일 수 있다. 대안적으로, 상기 기구 채널을 통해 통과되는 부가적인 구성요소는 부가적인 도체로서 기능할 수 있다. 예를 들면, 전기 수술 기구로 액체 또는 가스를 공급하기 위해 사용된 튜브, 또는 가이드- 또는 풀-와이어를 위한 하우징은 전도성 재료로 형성되거나, 또는 그것으로 코팅될 수 있으며 부가적인 도체로서 동작할 수 있다. 발생기는 그 후 내부 전도성 층 및 외부 전도성 층으로 입력되는, 마이크로파 주파수 신호로부터 별개로 외부 전도성 층(또는 내부 전도성 층) 및 부가적인 도체를 사용하여 케이블로 라디오주파수 신호를 입력하기 위해 사용될 수 있다. 상기 전기수술 기구는 부가적인 도체에 전기적으로 연결하기 위한 전용 접촉부 또는 포트를 포함할 수 있다.

[0028] 이와 같은 배열을 갖고, 보다 높은 전압 라디오주파수 신호가 내부 전도성 층 및 외부 전도성 층을 따라 뒤로 이동하는 것을 방지하기 위해, 및/또는 마이크로파 신호가 부가적인 도체를 따라 뒤로 이동하는 것을 방지하기 위해 에너지 운반 구조의 원위 단부에서, 다이플렉서와 같은, 구성을 제공하는 것이 필요할 수 있다.

[0029] 상기 유전체 층은 유전체 재료의 솔리드 튜브(solid tube) 또는 다공성 구조를 가진 유전체 재료의 튜브를 포함할 수 있다. 유전체 재료의 솔리드 튜브는 유전체 재료가 실질적으로 균질임을 의미할 수 있다. 다공성 구조를 갖는 것은 유전체 재료가 상당한 수 또는 양의 에어 포켓들 또는 보이드들을 갖고, 실질적으로 비균질임을 의미할 수 있다. 예를 들면, 다공성 구조는 허니콤 구조, 메시 구조, 또는 폼 구조를 의미할 수 있다. 상기 유전체 재료는 PTFE, 또는 또 다른 저-손실 마이크로파 유전체를 포함할 수 있다. 상기 유전체 재료는 예로서, 0.3 및 0.6 mm 사이에서, 적어도 0.2 mm, 바람직하게는 적어도 0.3 mm, 보다 바람직하게는 적어도 0.4 mm의 벽 두께를 가진 튜브를 포함할 수 있다.

[0030] 상기 내부 전도성 층 및/또는 상기 외부 전도성 층은: 재료의 튜브의 안쪽 또는 바깥쪽 상에서의 금속 코팅; 재료의 튜브의 안쪽 또는 바깥쪽에 맞닿아 배치된 금속의 솔리드 튜브; 또는 재료의 튜브에 내장된 편조 전도성 재료의 층을 포함할 수 있다. 상기 내부 전도성 층 및/또는 상기 외부 전도성 층은 은 코팅을 포함할 수 있다. 상기 내부 전도성 층 및/또는 상기 외부 전도성 층은 대략 0.01 mm의 두께를 가질 수 있다.

[0031] 돌출부들인 대신에, 제 1 단자 및 제 2 단자 중 하나 또는 양쪽 모두가 예로서, 최대 절연 층에 형성된, 리세스(recess)를 포함할 수 있다. 연결 칼라(상기 논의된)는 예를 들면 전기수술 기구의 단부 면 상에서의 대응하는 전도성 돌출부를 수용하기 위해, 케이블의 단부 면에 형성되었다.

[0032] 일 구성에서, 상기 에너지 운반 구조는 복수의 층들, 예로서 중공 내부 관형 층(상기 최대 층); 상기 중공 내부 관형 층의 외부 표면상에서의 전도성 재료의 층(내부 전도성 층); 상기 전도성 재료의 외부 표면상에서의 유전체 재료의 튜브(유전체 층); 및 상기 유전체 재료의 튜브의 외부 표면상에서의 전도성 재료의 층(외부 전도성 층)으로서 제작될 수 있다. 상기 구조는 이들 층들 중 일부 또는 모두 사이에 공기 갭들을 포함하거나 또는 포함하지 않을 수 있다. 공기 갭들을 회피하는 이점은 케이블에서의 손실들이 최소화될 수 있다는 것이다. 일 예에서, 이러한 구조는 앞선(내부) 층 위에서 각각의 후속 층을 순차적으로 코팅함으로써 제조될 수 있다. 대안적으로, 이 구조는 제 1 부분으로서 상기 층들 중 하나 이상 및 제 2 부분으로서 상기 층들 중 하나 이상을 형성하며, 그 후 하나의 부분을 다른 것의 안쪽에서 슬라이딩하게 함으로써 만들어질 수 있다. 중공 내부 관형 층은 바람직하게는 폴리이미드를 포함하지만, PTFE 또는 다른 적절한 절연 재료일 수 있다. 상기 중공 내부 관형 층은 0.1 mm의 두께를 가질 수 있다.

[0033] 침습성 수술 스코핑 장치의 기구 채널의 벽들 내에 에너지 운반 구조를 제공함으로써, 본 발명은 전기수술 및

비-전기수술 기구들 양쪽 모두를 허용할 수 있다. 다시 말해서, 상기 침습성 수술 스코핑 디바이스는 종래의 (비-전기수술) 방식으로 동작 가능할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0034]

본 발명의 예들은 첨부한 도면들을 참조하여 이하에서 상세히 논의된다:

도 1은 본 발명에 따른 에너지 운반 구조가 사용될 수 있는 침습성 절차를 위한 전기수술 시스템의 개략도이다;

도 2는 본 발명의 실시예인 내시경의 삽입 튜브를 통한 단면도이다;

도 3a는 전기수술 기구의 기구 채널에 전기수술 기구를 갖는 본 발명의 실시예인 내시경의 원위 팁 부분을 통한 단면도이다;

도 3b는 단지 도 3a에 도시된 전기수술 기구만의 단면도이다;

도 3c는 단지 도 3a에 도시된 내시경의 원위 팁 부분만의 단면도이다;

도 4a는 본 발명의 실시예인 내시경을 위한 에너지 운반 라이너를 도시하는 개략도이다;

도 4b는 본 발명의 실시예인 내시경을 위한 또 다른 에너지 운반 라이너를 도시한 개략도이다;

도 5는 튜브 안에 일체형으로 형성된 동축 에너지 운반 구조를 가진 내시경 삽입 튜브의 개략적인 단면도이다;

도 6은 동축 에너지 운반 구조를 따라 미터당 손실이 어떻게 동축 내부 및 외부 도체들을 분리하는 유전체 벽의 두께에 따라 변하는지를 도시하는 그래프이다;

도 7은 중공 동축 에너지 운반 구조 내에서의 사용 가능한 면적이 어떻게 상이한 값들의 미터 당 손실에 대한 외부 직경의 함수를 변경시키는지를 도시하는 그래프이다; 및

도 8a, 도 8b, 및 도 8c는 본 발명에 따른 3개의 에너지 운반 라이너 기하학적 구조들의 개략적인 단면도를 도시하며, 그 각각은 내시경의 기구 채널에 장착하기에 적합하다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0035]

도 1은 본 발명이 사용될 수 있는 침습성 전기수술 시스템(100)의 개략도이다. 시스템(100)은 본체(102) 및 본체(102)로부터 연장된 가요성 삽입 튜브(104)를 가진 내시경을 포함하며, 이것은 치료 부위를 액세스하기 위해 본체로의 삽입에 적합하다. 삽입 튜브(104)는 다양한 채널들, 예로서 기구 채널 및 관찰 채널을 하우징한다. 관찰 채널은 치료 부위의 이미지를 관찰 포트(106)로 전달하기에 적합한 광학 장비를 운반할 수 있다. 기구 채널(104)은 라디오파수(RF) 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 수단들을 포함할 수 있다. 전기수술 발생기(118)는 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 본체(102)로 운반하는 케이블(120)을 통해 본체(102)에 연결되며 기구 채널에서의 에너지 운반 수단에 전기적으로 연결된다. 이러한 전기적 연결은 발생기로부터의 동축 케이블 및 에너지 운반 구조의 전송 라인 사이에서 "T" 연결에 의해 제공될 수 있다. 바람직하게는 기구 포트의 마이크로파 누출을 방지하기 위해 "T" 접합 및 발생기 상에서의 기구 포트 사이에 필터 또는 초크가 있다. 이것은 "T" 접합이 높은 복귀 손실을 갖도록, 즉 상당한 비율의 마이크로파 에너지가 다시 발생기로 반사하지 않도록 "T" 접합으로부터 마이크로파 주파수에서의 파장의 절반에 위치되어야 한다. 에너지 운반 구조에서 전송 라인의 근위 단부는 RF 에너지가 RF 전압 밖에서 단락하지 않도록 전송된다면 개방 회로이다. 그것은 또한 그것이 RF 전압들에 대해 고장나지 않거나 또는 고 RF 전압들로 조작자를 노출시키지 않도록 절연되며 보호된다.

[0036]

본체(102)는 기구 채널로 전기수술 기구를 수용하기 위한 기구 포트(108)를 포함한다. 전기수술 기구는 그것의 원위 단부에서 가요성 삽입 튜브(104)에서의 에너지 운반 수단으로부터 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 수신하도록 배열되는 기구 팁(112)을 갖는 가요성 카테터(110)를 포함한다. 기구 팁(112)은 예로서, 치료, 예로서 절단 또는 응고를 돕기 위해, 수신한 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 생물학적 조직으로 전달하기 위한 에너지 전달 부분을 포함한다.

[0037]

카테터(110)는 그것의 근위 단부에서 기구 채널에 대해 카테터(및 그러므로 기구 팁(112))를 회전시키도록 동작하는, 회전기(114)에 연결된다. 카테터(110)는 하나 이상의 제어 와이어들, 예로서 풀/푸시 로드들 등을 포함할 수 있다. 제어 와이어들은 슬라이더(116)에 맞물리도록 카테터의 근위 단부 밖으로 지나갈 수 있으며, 이것은 기구 팁에서 동작을 실시하기 위해 제어 와이어들을 펴고 접도록 동작한다.

- [0038] 이 실시예에서, 카테터(110)는 유체 전달 메커니즘(124)(예로서, 수동으로 또는 자동으로 동작될 수 있는, 주사기 또는 펌프)에 연결되는 가요성 유체 공급 파이프(122)를 수용하기 위해 추가로 배열된다. 가요성 유체 공급 파이프(122)는, 가요성 삽입 튜브(104)의 기구 채널을 통해, 예로서, 카테터(110) 내에서 또는 그것과 함께 연장될 수 있다. 기구 팁(112)은 가요성 유체 공급 파이프(122)와 유체 통신하는 유체 전달 포트(도시되지 않음), 예로서 접이식 바늘을 포함할 수 있다. 유체 전달 포트는 치료 부위로 유체(예로서, 식염수)를 전달하도록, 예로서 면적을 플러싱하거나 또는 세척하도록, 또는 조직으로 주입되도록, 예로서 용종절제술 절차에서 예비 단계로서 무경성 용종을 탱탱하게 하도록 동작 가능할 수 있다.
- [0039] 유체 공급 파이프(122)는 카테터(110)의 근위 단부에서의 밀봉된 접합에서 종단할 수 있다. 이러한 배열에서, 카테터(110) 자체는 근위 단부 및 기구 팁(112) 사이에서의 유체를 위한 유체 흐름 경로를 제공할 수 있다. 이러한 배열에서, 기구 팁은 카테터(110)의 원위 단부에서 밀봉된 접합을 제공할 수 있으며, 유체 전달 포트는 치료 부위로의 유체 흐름 경로를 생성하기 위해 카테터(110)의 안쪽과 유체 통신하는 근위 유입구(조작자에 의해 개방되며 폐쇄될 수 있는)를 포함할 수 있다.
- [0040] 본 발명에 따르면, RF 및/또는 마이크로파 에너지를 기구 팁(112)으로 운반하기 위해, 가요성 삽입 튜브(104)에, 예로서 기구 채널의 벽들에 에너지 운반 구조가 있다. 이러한 배열은 두 개의 이점들을 가진다. 첫 번째로, 그것은 카테터(110)가 케이블 또는 다른 에너지 운반 수단을 운반하도록 요구하지 않음을 의미한다. 그 결과, 기구 팁(112)으로 제어 와이어들, 유체 등을 운반하기 위해 보다 많은 공간이 있으며, 더욱이 제어 와이어들, 유체의 존재는 RF 및/또는 마이크로파 에너지에 대한 어떤 효과도 없다. 두 번째로, 이러한 배열은 에너지 운반 구조로 하여금 그것이 카테터 내에 맞다면 필요할 보다 큰 크기를 가질 수 있게 한다. 그 결과 에너지 운반 구조는 종래의 전기수술 시스템들에서보다 낮은 손실을 가질 수 있으며, 이것은 결과적으로 보다 많은 전력이 기구 팁(112)으로 안전하게 전달될 수 있게 한다.
- [0041] 도 2는 도 1에 도시된 가요성 삽입 튜브(104)의 짧은 부분을 통한 개략적인 단면도이다. 도면에서 몇몇 피처들의 스케일은 명료함을 위해 과장되었다. 가요성 삽입 튜브(104)는 그것을 통해 형성된 적어도 두 개의 종방향 통로들을 갖는 탄력있게 변형 가능한 원통형 부재(126)로 형성된다. 제 1 통로는 관찰 채널(128)을 형성하며, 그것을 통해 광 파이버 번들이 광을 전달하고 및/또는 캡처된 이미지들을 리턴하기 위해 넘어갈 수 있다. 제 2 통로는 기구 채널(130)을 형성하며, 그것을 통해 상기 논의된 카테터(110)가 지나간다. 기구 채널(130)은 3 mm 이하, 예로서 2.8 mm의 직경(132)을 가질 수 있다.
- [0042] 종래의 스코핑 디바이스들에서, 기구 채널의 내부 표면은 탄력 있게 변형 가능한 원통형 부재(126)에 의해 형성되었다. 그러나, 본 발명에 따르면, 가요성 삽입 튜브(104)는, 이 예에서 동축 에너지 운반 구조인, 에너지 운반 구조로서 동작하는 복수의 층들로 형성되는 기구 채널(130) 주위에 벽(134)을 포함한다.
- [0043] 벽(134)은 예로서 은 또는 은-도금 구리로 형성된 외부 전도성 층(136), 외부 전도성 층(136)의 내부 표면과 접촉하는 유전체 층(138)(예로서, PTFE 또는 다른 적절한 가요성 저 손실 재료로 형성된), 유전체 층(138)의 내부 표면과 접촉하는, 예로서 은 또는 은-도금 구리로 형성된, 내부 전도성 층(140), 및 내부 전도성 층(140)의 내부 표면과 접촉하는, 예로서 폴리이미드 또는 PEEK로 형성된, 절연 최내 층(142)을 포함한다.
- [0044] 외부 전도성 층(136) 및 내부 전도성 층(140)은 그것들이 운반할 마이크로파 에너지의 피부 깊이보다 크지만, 삽입 튜브(104)가 구부러지도록 허용하기 위해 여전히 충분히 얇은 두께를 가진다. 예를 들면, 외부 전도성 층(136) 및 내부 전도성 층(140)은 포일 또는 편조 재료로 형성될 수 있다.
- [0045] 외부 전도성 층(136), 내부 전도성 층(140) 및 그것들을 함께 분리하는 유전체 층(138)은 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 운반하기에 적합한 동축 구조를 형성한다. 몇몇 실시예들에서, 에너지 운반 구조는 RF 에너지를 운반하기 위해서만 사용될 수 있다. 이러한 배열들에서, 외부 전도성 층(136)과 내부 전도성 층(140) 사이의 전압 절연 항복을 방지하는 것이 바람직하다. 이러한 RF-전용 예들에서, 유전체 층(138)은 바람직하게는 높은 절연 항복 강도를 가진 유전체로 형성될 수 있다. 예를 들면, 캡톤® 폴리이미드 막이 사용될 수 있으며, 이것은 서브-mm 두께 범위에서 118 kVmm⁻¹의 절연 항복 강도를 가진다.
- [0046] 마이크로파 에너지가 전달될 경우에, 유전체 층(138)이 마이크로파 에너지의 주파수에서 낮은 손실을 보이는 것이 바람직하다. 예를 들면, 5.8 GHz에서 PTFE는 적합한 저 손실 유전체이다.
- [0047] 도 3a는 도 2에 도시된 가요성 삽입 튜브(104)의 원위 단부의 개략도이며, 이제 카테터(110) 및 기구 팁(112)은 기구 채널(130)에 삽입된다.

- [0048] 도 3b에서 단독으로 도시되는, 기구 텀(112)은 카테터(110)의 원위 단부에 부착된 연결 칼라(152), 연결 칼라(152)로부터 원위로 연장되는 연장 슬리브(154), 및 연장 슬리브(154)의 원위 단부에서 연결된 절체 기구를 포함한다. 절체 기구는 그것의 상부 표면(146) 및 하부 표면(148) 상에서의 전도성 코팅(도시되지 않음)을 가진 경성 유전체(144)의 조각 및 하부 표면(148) 아래에 형성된 평활한 테이퍼링 유전체(150)로 형성된다.
- [0049] 연결 칼라(152)는 그것의 외부 표면이 기구 채널(130)을 정의하는 표면(즉, 벽(134)의 내부 표면)과 물리적으로 접촉하도록 기구 채널에 꼭 끼워 맞추기 위해 선택된 직경을 가진 짧은 경성 원통형 부분을 포함한다. 연결 칼라(152)는 카테터(110)보다 큰 직경을 가질 수 있다.
- [0050] 한 쌍의 접촉부들(156, 158)이 연결 칼라(152)의 외부 표면에 형성된다. 접촉부들(156, 158)은 외부 표면의 모두 또는 부분 주위에서 연장될 수 있다. 이 실시예에서, 후방(즉, 근위) 접촉부(156)는 기구 채널(130)의 벽(134)에서 에너지 운반 구조의 내부 전도성 층(140)에 전기적으로 연결되도록 배열되며, 전방(즉, 원위) 환상형 접촉부(158)는 기구 채널(130)의 벽(134)에서 에너지 운반 구조의 외부 전도성 층(136)에 전기적으로 연결되도록 배열된다.
- [0051] 이들 전기적 연결들을 달성하기 위해, 벽(134)은 도 3c에 도시된 바와 같이, 기구 채널(130)의 원위 단부에서 최내 층(142)을 통해 돌출되는 한 쌍의 종방향으로 이격된 단자들(160, 162)을 가진다. 단자들(160, 162)은 기구 채널(130)의 내부 표면의 모두 또는 부분 주위에서 연장될 수 있다. 이 실시예에서, 후방(즉, 근위) 단자(160)는 내부 전도성 층(140)의 원위 단부로부터 최내 층(142)을 통과하여 연장되며, 전방(즉, 원위) 단자(162)는 외부 전도성 층(136)의 원위 단부로부터 최내 층(142) 및 유전체 층(138) 양쪽 모두를 통과하여 연장된다.
- [0052] 외부 전도성 층(136)은 내부 전도성 층(140)의 원위 단부를 넘어 종방향으로 연장된다. 내부 전도성 층(140)은 따라서 후방 단자(160)에서 종단하며, 즉 전방 단자(162) 전에 내부 전도성 층(140)의 원위 단부를 넘어 위치한 갭(164)(예로서, 공기 갭 또는 다른 절연 재료)이 있다.
- [0053] 전도성 로드(166)는 경성 유전체(144)의 조각의 상부 표면(146) 상에서 전도성 코팅을 위한 전기적 연결을 제공하기 위해 연장 슬리브(154)를 통해 후방 접촉부(156)로부터 연장된다. 상부 표면(146)은 그러므로 기구 채널(130)의 벽(134)에서 에너지 운반 구조의 내부 전도성 층(140)에 전기적으로 연결된다. 유사하게, 전도성 로드(168)는 경성 유전체(144)의 조각의 하부 표면(148) 상에서 전도성 코팅을 위한 전기적 연결을 제공하기 위해 연장 슬리브(154)를 통해 전방 접촉부(158)로부터 연장된다. 하부 표면(148)은 그러므로 기구 채널(130)의 벽(134)에서 에너지 운반 구조의 외부 전도성 층(136)에 전기적으로 연결된다.
- [0054] 연장 슬리브(154)는 전도성 로드들(166, 168)을 보호하며 전기적으로 절연시키는 것 양쪽 모두를 위한 유전체 재료의 경성 튜브일 수 있다. 연장 슬리브(154)의 길이는 기구로 하여금 기구 채널(130)의 원위 단부로부터 유용한 거리를 돌출시킬 수 있게 하기 위해 선택될 수 있다. 연장 슬리브(154)는 연장 슬리브(154)에 의해 운반되는 마이크로파 에너지의 파장의 절반에 대응하는 전기적 길이를 가질 수 있다. 전도성 로드들(166, 168)은 특히 그것들이 서로 가까운 경우, 절연 항복을 방지하기 위해, 유전체, 예로서 접착제, 플라스틱 또는 몇몇 다른 절연체에 의해 개별적으로 밀폐될(예로서, 코팅되거나 또는 그 외 커버될) 수 있다.
- [0055] 연결 칼라(152)의 원위 단부는 기구 채널(130)의 원위 단부에 형성된 정지 플랜지(170)에 접해 있을 수 있다. 기구 텀(112)은 그러므로 예로서, 카테터(110) 상에 미는 힘을 유지함으로써, 접촉부들(156, 158) 및 단자들(160, 162) 사이에 전기적 연결을 갖고 제자리에 고정될 수 있다. 이 실시예에서, 연결 칼라(152)가 전기적 연결 및 물리적 정지의 이중 기능을 수행하지만, 이들 기능들이 별개의 피쳐들에 의해 수행되는 것이 가능하며, 이 경우에 연결 칼라(152)는 기구 채널(130)에서 뒤로 더 멀리 위치될 수 있으며 연장 슬리브(154)는 더 길 수 있다.
- [0056] 치료 부위로부터의 재료가 기구 채널 뒤쪽으로 빠져나가는 것을 방지하기 위해, 밀봉부(172)가 기구 채널(130)로의 입구 위에 형성될 수 있다. 밀봉부(172)는 기구가 푸싱될 수 있지만 기구가 제거될 때(도 3c에 도시된 바와 같이) 유체 밀착 커버를 형성하기 위해 폐쇄하는 탄성 플랩을 포함할 수 있다.
- [0057] 카테터(110)는 제어 라인들 또는 유체 피드(178)를 기구로 운반하기 위한 중공 튜브일 수 있다. 이 실시예에서, 유체 라인은 예로서, 식염수를 치료 부위로 전달하기 위해, 기구의 원위 단부에 이르기까지 연장된다.
- [0058] 실제로, 예로서 별개의 조립 단계에서 가요성 삽입 튜브(104)로 도입될 수 있는 삽입 가능한 단일- 또는 다중-사용 라이너로서, 가요성 삽입 튜브(104)로부터 별개로 벽(134)을 형성하는 것이 바람직할 수 있다.

- [0059] 도 4a는 이러한 라이너(174)의 제 1 예가 가요성 삽입 튜브(104)로 삽입됨을 도시하는 개략적인 단면도이다. 이 예에서, 라이너(174)는 상기 설명된 벽(134)과 동일한 구조를 가진다. 특히, 라이너(174)를 통한 내부 채널은 기구 채널의 요구된 치수들(예로서, 2.8 mm의 직경)을 가진다. 라이너는 최내 층(142)을 압출하고, 내부 전도성 층(140)을 형성하기 위해 전도성 재료로 그것의 외부 표면을 코팅하고, 내부 전도성 층(140)의 외부 표면상에서 유전체 층(138)을 압출하거나 또는 그 외 형성하며, 마지막으로 외부 전도성 층(136)을 형성하기 위해 전도성 재료로 그것의 외부 표면을 코팅함으로써 형성될 수 있다. 라이너(174)는 억지 끼워맞춤에 의해, 예로서, 라이너(174)가 이용 가능한 공간 내에서 팽창하며 꼭 맞게 하기 위해 열 효과들을 사용함으로써, 가요성 삽입 튜브에 고정될 수 있다.
- [0060] 도 4b는 라이너(176)의 제 2 예가 가요성 삽입 튜브(104)로 삽입됨을 도시하는 개략적인 단면도이다. 이 예에서, 벽(134)의 부분은 삽입 튜브(104)에 형성되며(예로서, 영구적으로) 부분은 라이너(176)로서 삽입된다. 따라서, 가요성 삽입 튜브(104)에서 종방향 통로의 내부 표면은 외부 전도성 층(136)을 형성하기 위해 전도성 재료로 코팅될 수 있다. 유전체(137)의 층은 외부 전도성 층(136)의 내부 표면 상에 형성되며, 예로서 압출될 수 있다. 별도로, 라이너(176)는 최내 층(142)을 압출하고, 내부 전도성 층(140)을 형성하기 위해 전도성 재료로 그것의 외부 표면을 코팅하며, 내부 전도성 층(140)의 외부 표면상에 유전체 층(139)을 압출하거나 또는 그 외 형성함으로써 형성될 수 있다. 라이너(176)가 가요성 삽입 튜브(104)로 삽입될 때, 유전체 층들(136, 137)은 상기 논의된 유전체 층(138)과 동일한 기능을 수행하는 단일 유전체 층을 형성하기 위해 서로 물리적으로 맞물린다. 이 예는 그것이 조립 동안 전도성 층들을 노출시키는 것을 회피하였기 때문에 바람직할 수 있으며, 이것은 그러므로 손상의 위험을 감소시킬 수 있다.
- [0061] 도 5는 본 발명의 또 다른 실시예를 도시하며, 여기에서 동축 에너지 운반 구조, 예로서 동축 전송 구조는 내시경의 삽입 튜브의 외부 층들에 통합된다. 도 5는 내시경 삽입 튜브(200)의 단면도이다. 주 관형 본체(202)를 포함한 삽입 튜브(200)는 기구 채널(204), 두 개의 조명 채널들(206), 광학 채널(208) 및 유체 채널(210)로 형성된다. 동축 전송 라인은 주 관형 본체(202) 밖에 형성된다. 동축 전송 라인은 주 관형 본체(202)의 외부 표면상에 형성된 내부 도체(212), 내부 도체(212) 상에서의 유전체 재료의 층(214), 및 유전체 재료(214) 상에서의 외부 도체(216)를 포함한다. 이러한 정보는 본 출원에서의 사용에 적합한 보다 큰 직경 수퍼 케이블의 설계 및 개발에 관한 것이다. 외부 도체(216)는 그것 상에 형성된 보호성 층을 가질 수 있다.
- [0062] 이 실시예에서 동축 전송 라인의 외부 직경은 따라서 삽입 튜브의 통상적인 외부 직경에 대응할 수 있다. 상이한 유형들의 스킵핑 디바이스는 상이한 외부 직경들을 가질 수 있다. 스킵핑 디바이스의 유형에 의존하여, 동축 전송 라인의 외부 직경은 5 mm 내지 20 mm의 범위에 있을 수 있다. 이하에서 논의되는 바와 같이, 유전체 재료의 두께는 최적의(즉, 최소) 손실을 달성하기 위해 외부 직경에 기초하여 결정될 수 있다. 삽입 튜브는 2.35 m까지의 길이를 가질 수 있다.
- [0063] 도 5는 동축 전송 라인이 어떻게 기구 채널(204)에 장착된 틀에 전기적으로 연결될 수 있는지를 개략적으로 도시한다. 내부 도체(212) 및 외부 도체(216) 양쪽 모두는 기구 채널(204)에서 노출되는 제 1 패드(222)(내부 도체를 위한) 및 제 2 패드(224)(외부 도체를 위한)에 전기적으로 부착하기 위해 디바이스로 이동하는 각각의 방사상 커넥터 부분들(218, 220)을 가질 것이다.
- [0064] 틀은 그 후 기구 채널(204)에 부착될 수 있으며 에너지는 제 1 패드(222) 및 제 2 패드(224)를 통해 제공된다. 기구 채널은 틀이 전기 전력을 요구하지 않는다면 여전히 일반 내시경에서처럼 사용될 수 있다. 도체들을 단락시키는 것을 회피하기 위해, 제 1 패드 및 제 2 패드는, 상기 논의된 바와 같이, 기구 채널을 따라 상이한 축방향 위치들에 있을 수 있다. 바람직하게는 그것들은, 예로서 제 1 및 제 2 패드들 사이의 기구 채널의 내부 표면상에 절연 재료를 제공함으로써, 서로로부터 전기적으로 절연된다. 기하학적 구조에 의존하여, 절연 재료는 유전체 재료(214)와 동일할 수 있다. 보다 높은 강도 재료가 요구된다면, 캡톤® 재료가 사용될 수 있다.
- [0065] 도 6은 유전체 재료(214)의 두께의 함수로서 도 5를 참조하여 논의된 동축 전송 라인 구조에서 미터당 손실의 그래프를 도시한다. 이것은 주어진 외부 직경에 대해, 처음에는 두께가 증가함에 따라 도체 손실이 줄지만 결국 한계로 평평해진다는 것을 도시한다. 이러한 데이터를 위해, 0.5 mm 두께 도체 및 1 mm 두께 보호용 재킷을 포함할 때 대략 10.3 mm 직경의 디바이스를 제공하면 외부 도체의 내부 직경은 10 mm라는 가정이 이루어졌다. 유전체 재료는 2.1의 유전 상수 및 5.8 GHz에서 0.0002의 유전 정접(tan delta)을 가진 저 밀도 PTFE라는 것이 또한 가정되었다.
- [0066] 일반적으로 총 손실은 전송 라인의 기하학적 구조에 기초하여 결정될 수 있다. 도체가 커짐에 따라, 삽입 손실은 저항으로 인해 감소해야 한다. 유사하게 보다 많은 유전체 재료가 사용됨에 따라 손실들은 감소한다. 도체들

사이에서의 거리가 클수록, 임피던스는 더 높다. 유전체 두께가 증가함에 따라, 도체 기하학적 구조 및 보다 큰 유전체 강도로 인해 보다 적은 손실, 보다 높은 임피던스가 있다(즉, 구조는 절연 항복 전에 보다 높은 전압을 견딜 수 있다).

[0067] 도 7은 특정한 레벨의 손실 성능을 달성하면서 삽입 튜브의 다른 구성요소들 또는 채널들을 위해 이용 가능한 상기 논의된 유형의 동축 전송 라인 내에서의 단면적을 도시하는 그래프이다. 그것은 손실들의 기하학적 구조의 효과의 중요한 결과를 보여준다. 그것은 주어진 외부 직경에 대해, 동축 전송 라인의 내부 볼륨의 상당한 부분이 매우 낮은 손실들에 대해서조차 이용 가능하다는 것이다. 특히, 도 6 및 도 7은 전송 라인을 위한 유전체 층을 너무 얇게 만들지 않는 것의 중요성을 도시한다. 이것은 이 층을, 다른 층들을 위한 볼륨을 남기기 위해 충분히 얇으면서 손실들을 제한하기 위해 충분히 두껍게 만드는 것 또는 요구된 레벨의 가요성을 제공하는 것 사이에서 균형이 유지될 필요가 있을 수 있음을 의미한다.

[0068] 손실에 관한 유사한 원칙들은 스코핑 디바이스의 기구 채널에서 장착될 수 있는 라이너-형 구조에 적용한다. 도 8a, 도 8b 및 도 8c는 3개의 가능한 기하학적 구조들을 예시한다. 도 8a는 전기수술 기구(도시되지 않음)를 수용하기 위해 그것을 통해 움직이는 중공 통로(302)를 가진 제 1 라이너-형 동축 전송 라인(300)을 통한 단면도를 도시한다. 동축 전송 라인은 유전체 재료(308)의 층에 의해 외부 도체(310)로부터 분리된 내부 도체(306)를 포함한다. 내부 보호성 층(302)은 내부 도체(306)의 내부 표면에 형성되며 그에 의해 중공 통로의 표면을 제공한다. 외부 보호성 층(312)은 외부 도체(310)의 외부 표면에 형성되며 기구 채널의 내부 표면에 맞물린다.

[0069] 도 8b는 제 2 라이너-형 동축 전송 라인(314)을 통한 단면도를 도시한다. 그것은 도 8a와 동일한 구조를 가지며, 따라서 동일한 참조 번호들이 사용된다.

[0070] 도 8c는 제 3 라이너-형 동축 전송 라인(316)을 통한 단면도를 도시한다. 그것은 또한 도 8a와 동일한 구조를 가지며, 따라서 동일한 참조 번호들이 사용된다.

[0071] 이하의 표는 도 8a, 도 8b 및 도 8c에 도시된 구조들의 기하학적 구조를 기술하며 미터 당 손실, 임피던스, 2.35 m의 통상적인 케이블 길이에 걸친 손실 및 이러한 케이블을 통해 전달된 전력에 대한 대응하는 값들을 나열한다(60 W CW 입력 전력을 가정할 때).

표 1

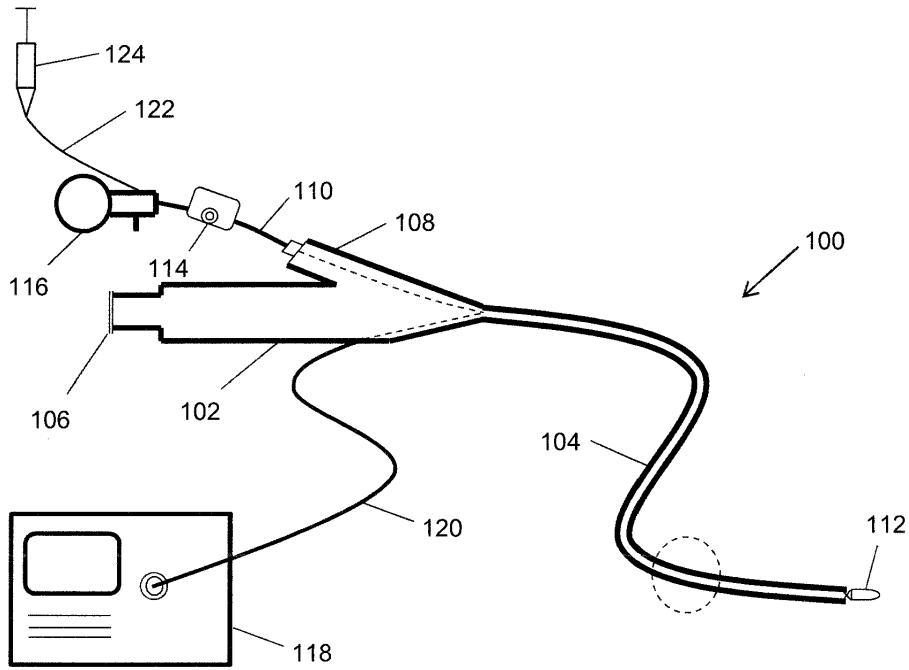
[0072]

층	도 8a		도 8b		도 8c	
	두께 (mm)	직경 (mm)	두께 (mm)	직경 (mm)	두께 (mm)	직경 (mm)
302	-	4	-	6	-	7.8
304	1	6	1	8	1	9.8
306	0.5	7	0.5	9	0.5	10.8
308	2	11	4	17	0.6	12
310	0.5	12	0.5	18	0.5	13
312	1	14	1	20	1	15
임피던스 (Ω)	18.714		26.332		4.362	
미터당 손실 (dB/m)	0.436		0.280		1.156	
손실* (dB)	1.025		0.658		2.717	
전력 (W)	47.390		51.565		32.099	

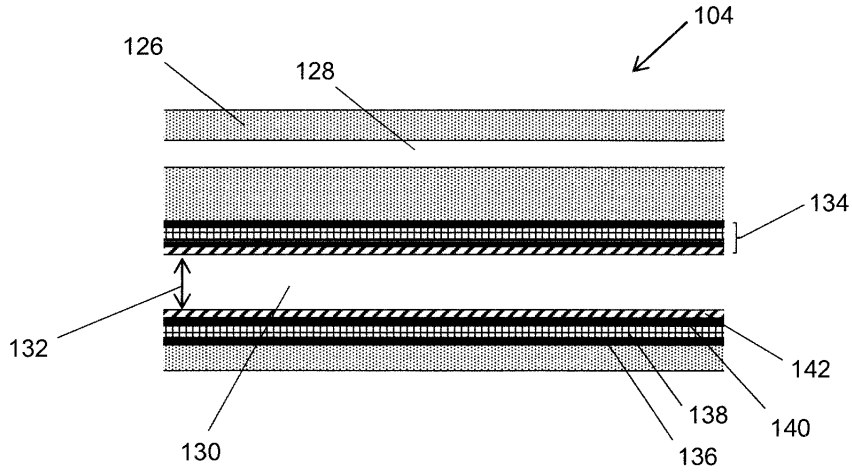
[0073] 표 1: 라이너-형 동축 전송 라인 구조들의 속성들

도면

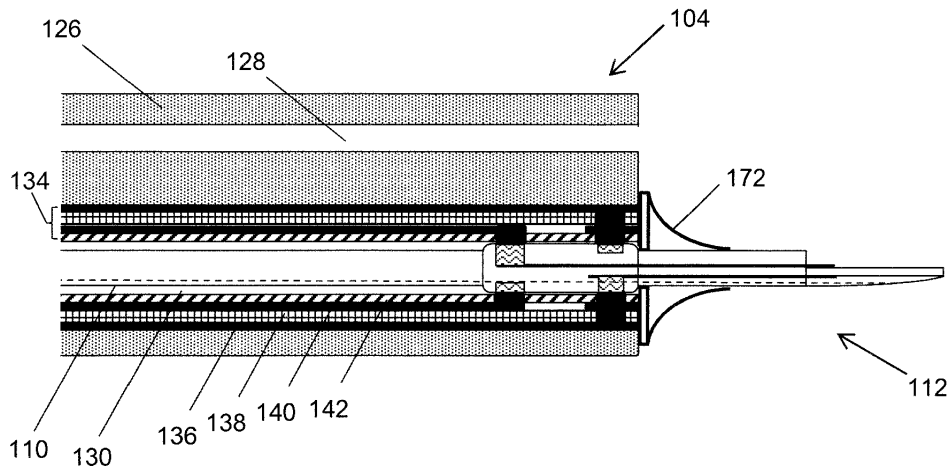
도면1



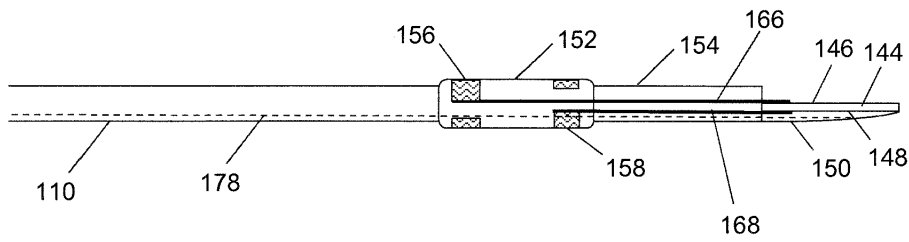
도면2



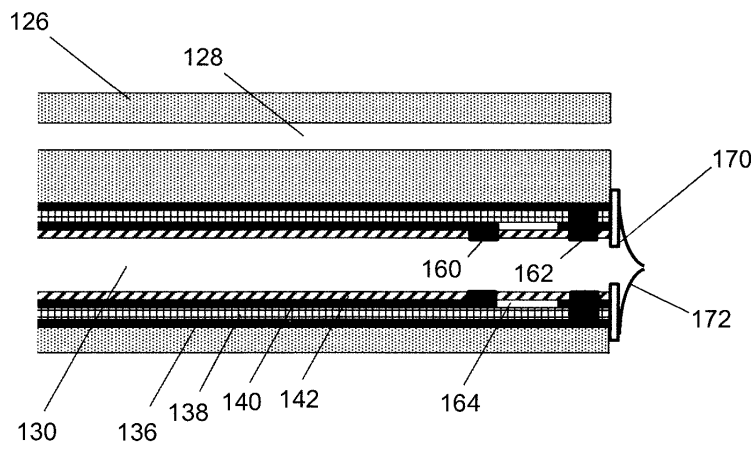
도면3a



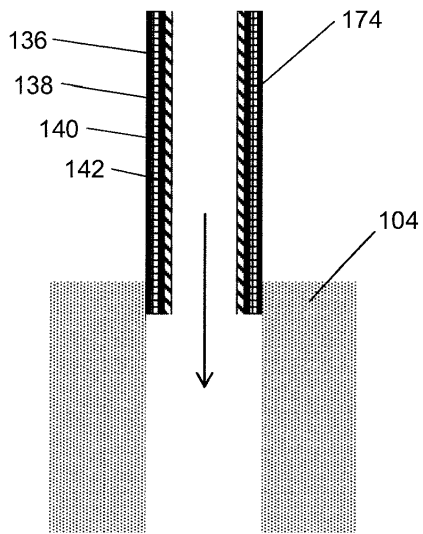
도면3b



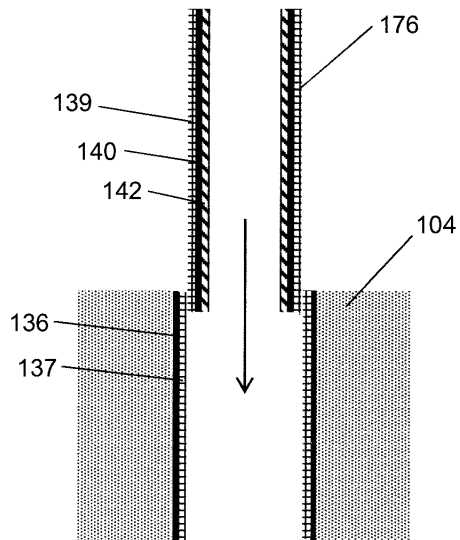
도면3c



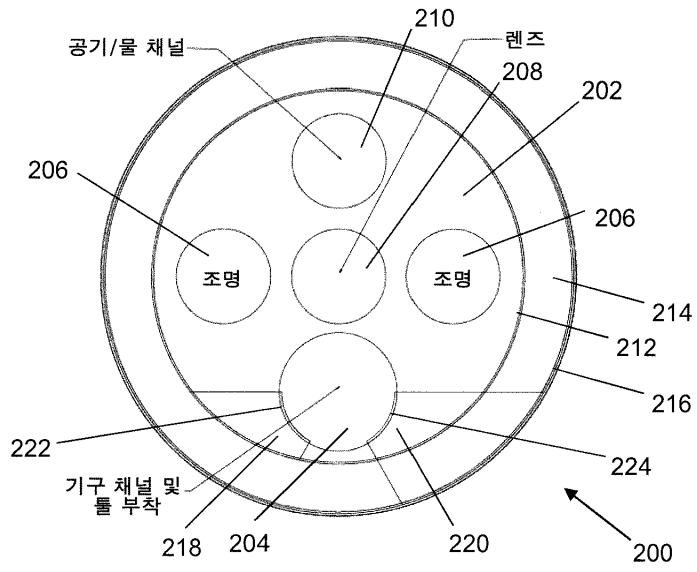
도면4a



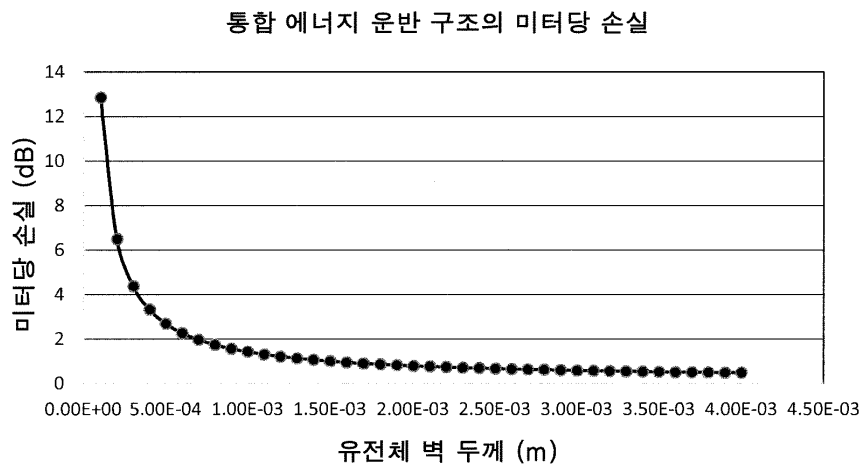
도면4b



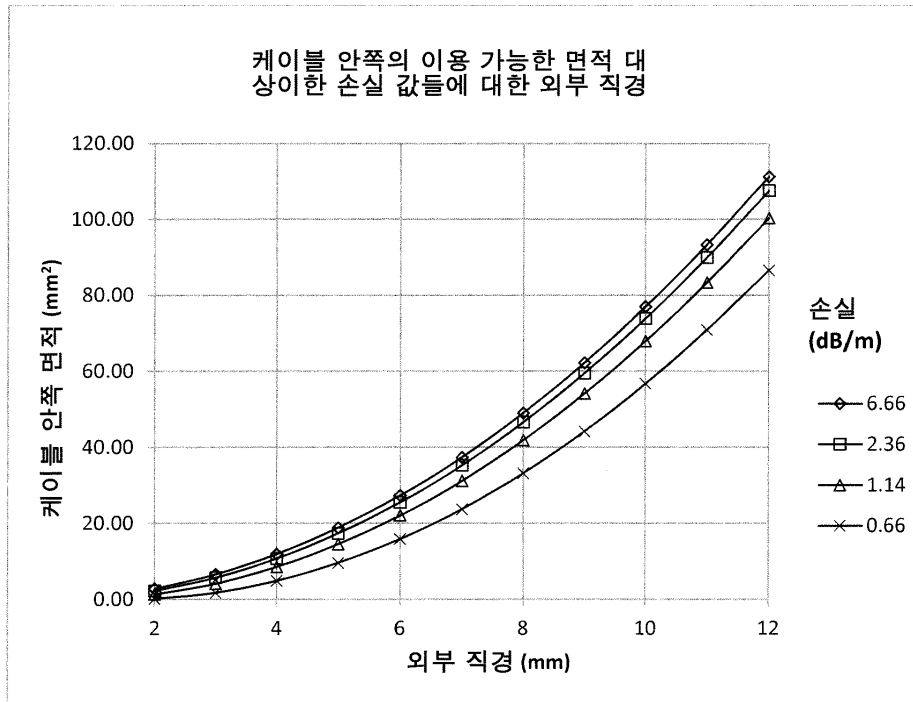
도면5



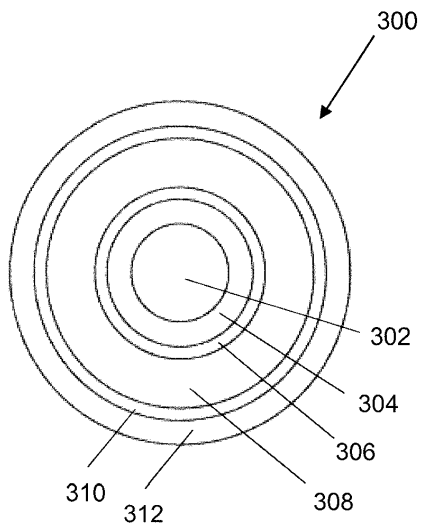
도면6



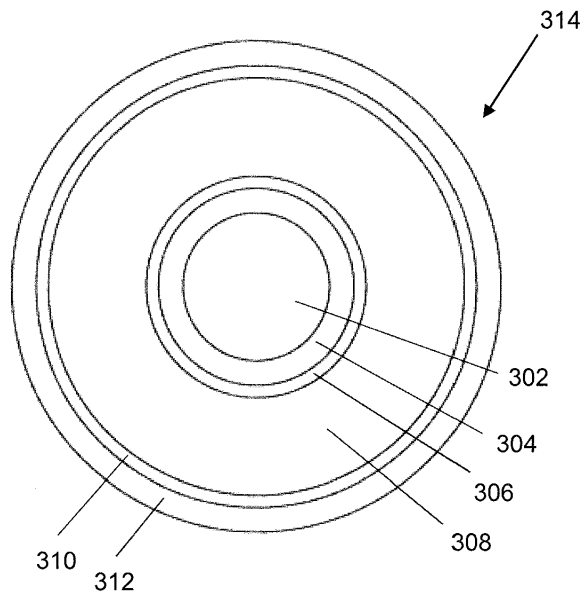
도면7



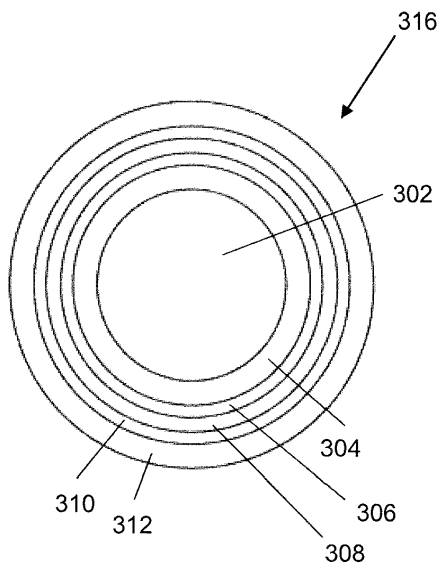
도면8a



도면8b



도면8c



专利名称(译)	标题：RF和/或微波能量承载结构，以及包含该结构的侵入式电外科观察装置		
公开(公告)号	KR1020170070090A	公开(公告)日	2017-06-21
申请号	KR1020177011798	申请日	2015-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	Keurioh医药有限公司		
[标]发明人	HANCOCK CHRISTOPHER PAUL 한콕크리스토퍼폴 WHITE MALCOLM 화이트말콤 ULLRICH GEORGE CHRISTIAN 올리히조지크리스천 WEBB DAVID EDWARD 웹데이비드에드워드 PRESTON SHAUN 프레스턴슨 MORRIS STEVEN 모리스스티븐		
发明人	한콕크리스토퍼폴 화이트말콤 올리히조지크리스천 웹데이비드에드워드 프레스턴슨 모리스스티븐		
IPC分类号	A61B18/18 A61B18/00 A61B18/12 A61B18/14 H01R24/58		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B18/1492 H01R24/58 A61B2018/1838 A61B2018/1861 A61B2018/1892 A61B2017/00929 A61B2018/00178 A61B2018/00196 A61B2018/126 H01R2201/12 A61B2017/0034 A61B2017/00477 A61B1/018 A61B17/00234 A61B18/1206 A61B2018/00077 A61B2018/00083 H01R24/38 H01R2103/00		
优先权	2014018474 2014-10-17 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的实施例将RF和/或微波能量传递到电外科器械的能量传输结构被服务，并且能量传输结构集成在操作范围设备的插入管内（例如，内窥镜，腹腔镜等）。插入管包括工具通道，其是为了对患者和光学通道的状况进行侵入性过程而引入的柔性管。能量传输结构是层状同轴结构，其形成用于工具通道的衬里配件，作为范围设备内的示例。或者，能量传输结构是与柔性管的一部分一体形成的同轴结构。

