



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0104859
(43) 공개일자 2023년07월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/14 (2006.01) A61B 18/00 (2022.01)
A61B 18/16 (2006.01) A61B 18/18 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1445 (2013.01)
A61B 18/1482 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-7008591
(22) 출원일자(국제) 2021년10월06일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2023년03월10일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2021/077621
(87) 국제공개번호 WO 2022/100934
국제공개일자 2022년05월19일
(30) 우선권주장
2017867.9 2020년11월12일 영국(GB)

(71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
영국 첵스토 몬머스셔 (웨일스) 엔피 16 5유에이
치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스
유닛 2
(72) 발명자
올리히 조지 크리스티안
영국 사우스 웨일즈 엘엘57 4와이와이 쿠네드 베
데스다 펠린 포어 유닛 7 유더블유 디자인스 리미
티드
헨콕 크리스토퍼 폴
영국 사우스 웨일즈 엔피16 5유에이치 첵스토 보
포트 파크 웨이 보포트 파크 유닛 2 크리오 하우스
스
(74) 대리인
리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 17 항

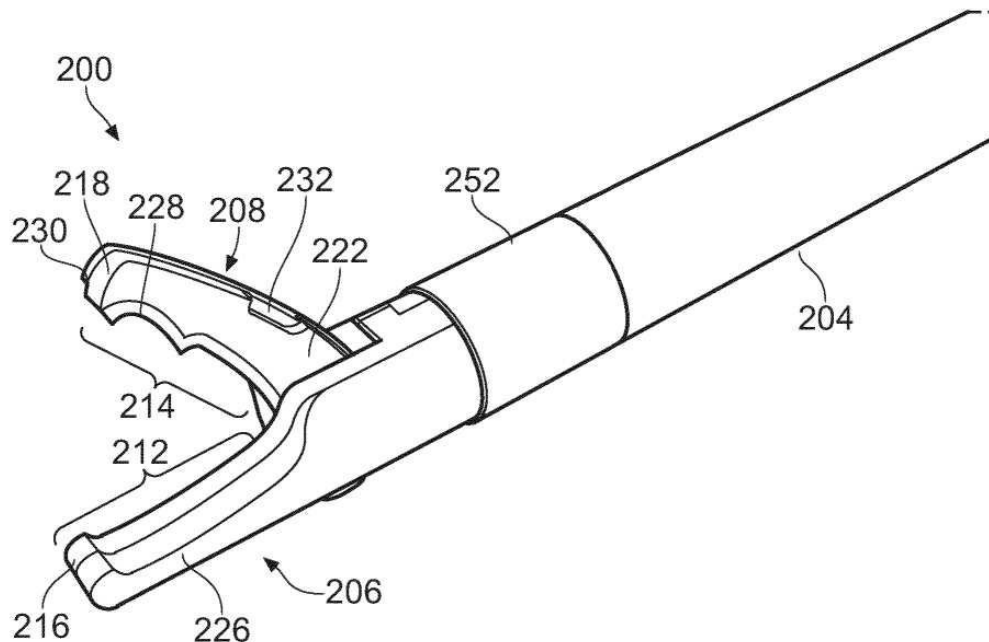
(54) 발명의 명칭 전기수술 절제기 툴

(57) 요약

다양한 실시예는 무선주파수(RF) 전자기(EM) 에너지 및 마이크로파 EM 에너지를 전달하기 위한 에너지 전달 구조-여기서, 에너지 전달 구조는 유전체 재료에 의해 외부 전도체로부터 분리된 내부 전도체를 갖는 동축 송신 라인을 포함함-; 및 에너지 전달 구조의 원위 단부에 장착된 기구 팁을 포함하는 전기수술 절제 툴을 제공한다. 기구

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2



팁은 제1 턱과 제2 턱을 포함한다. 제2 턱은 제1 턱과 제2 턱이 서로 나란히 놓이는 폐쇄 위치와 생물학적 조직을 수용하기 위한 겹에 의해 제2 턱이 제1 턱으로부터 이격되는 개방 위치사이에서 제1 턱에 대해 이동 가능하다. 제1 턱은 서로 전기적으로 절연된 제1 전극 쌍을 포함한다. 제2 턱은 서로 전기적으로 절연된 제2 전극 쌍을 포함한다. 제1 전극 쌍이 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지를 전달하기 위한 활성 전극 및 복귀 전극으로서 동작 가능하도록 제1 전극 쌍은 에너지 전달 구조에 결합된다. 제2 전극 쌍이 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지를 전달하기 위한 활성 및 복귀 전극으로서 동작 가능하도록 제2 전극 쌍은 에너지 전달 구조에 결합된다. 제1 및 제2 전극 쌍들은 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 마이크로파 EM 에너지를 방출하기 위한 마이크로파 필드 방출 구조로서 동작 가능하다.

(52) CPC특허분류

A61B 18/16 (2013.01)

A61B 18/1815 (2013.01)

A61B 2018/00196 (2013.01)

A61B 2018/00202 (2013.01)

A61B 2018/00577 (2013.01)

A61B 2018/00589 (2013.01)

A61B 2018/00601 (2013.01)

A61B 2018/00607 (2013.01)

A61B 2018/00994 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

전기수술 절제기 툴(electrosurgical resector tool)로서,

무선주파수(RF) 전자기(EM) 에너지 및 마이크로파 EM 에너지를 전달하기 위한 에너지 전달 구조(energy conveying structure)-여기서, 상기 에너지 전달 구조는 유전체 재료(dielectric material)에 의해 외부 전도체로부터 분리된 내부 전도체를 갖는 동축 송신 라인(coaxial transmission line)을 포함하고;

상기 에너지 전달 구조의 원위 단부(distal end)에 장착된 기구 팁(instrument tip)을 포함하고, 상기 기구 팁은 제1 턱(jaw) 및 제2 턱을 포함하고;

상기 제2 턱은 상기 제1 턱과 상기 제2 턱이 서로 나란히 놓이는 폐쇄 위치(closed position)와 상기 제2 턱이 생물학적 조직 수용을 위한 갭(gap)만큼 상기 제1 턱으로부터 이격되는 개방 위치 사이에서 상기 제1 턱에 대해 이동 가능하고;

상기 제1 턱은 서로 전기적으로 절연된 제1 전극 쌍을 포함하고;

상기 제2 턱은 서로 전기적으로 절연된 제2 전극 쌍을 포함하고;

상기 제1 전극 쌍이 상기 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지를 전달하기 위한 활성 전극 및 복귀 전극으로서 동작 가능하도록 상기 제1 전극 쌍은 상기 에너지 전달 구조에 결합되고;

상기 제2 전극 쌍이 상기 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지를 전달하기 위한 활성 전극 및 복귀 전극으로서 동작 가능하도록 상기 제2 전극 쌍은 상기 에너지 전달 구조에 결합되고; 및

상기 제1 및 제2 전극 쌍들은 상기 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 마이크로파 EM 에너지를 방출하기 위한 마이크로파 필드 방출 구조로서 동작 가능한, 전기수술 기구.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 턱은 상기 제2 턱을 향하는 내부 표면 및 상기 제2 턱으로부터 멀어지는 외부 표면을 갖는 제1 평면 유전체 요소를 포함하고, 상기 제1 전극 쌍은 상기 제1 평면 유전체 요소의 상기 내부 및 외부 표면들에 각각 배열된 내부 전극 및 외부 전극을 포함하고; 및

상기 제2 턱은 상기 제1 턱을 향하는 내부 표면 및 상기 제1 턱으로부터 멀어지는 외부 표면을 갖는 제2 평면 유전체 요소를 포함하고, 상기 제2 전극 쌍은 상기 제2 평면 유전체 요소의 상기 내부 및 외부 표면들에 각각 배열된 내부 전극 및 외부 전극을 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극은 상기 제1 평면 유전체 요소의 상기 내부 표면 상에 형성된 제1 전도성 층을 포함하고; 및

상기 제2 전극 쌍의 상기 내부 전극은 상기 제2 평면 유전체 요소의 상기 내부 표면 상에 형성된 제2 전도성 층을 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 4

제2항 또는 제3항에 있어서,

상기 제1 턱은 상기 제1 평면 유전체 요소의 상기 외부 표면에 부착되고 상기 제1 전극 쌍의 상기 외부 전극의 적어도 일부를 형성하도록 배열되는 제1 전도성 셸(conductive shell)을 더 포함하고; 및

상기 제2 턱은 상기 제2 평면 유전체 요소의 상기 외부 표면에 부착되고 상기 제2 전극 쌍의 상기 외부 전극의 적어도 일부를 형성하도록 배열되는 제2 전도성 셀을 더 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 제1 전도성 셀과 상기 제2 전도성 셀은 서로 전기적으로 결합되는, 전기수술 기구.

청구항 6

제4항 또는 제5항에 있어서, 상기 기구 턱은 상기 제1 전도성 셀과 상기 제2 전도성 셀을 상기 에너지 전달 구조의 상기 원위 단부에 연결하는 베이스 구조(base structure)를 더 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 베이스 구조는 상기 제1 전도성 셀을 상기 에너지 전달 구조의 상기 원위 단부에 견고하게 연결하는 제1 베이스 부분 및 상기 제2 턱이 제2 베이스 부분에 대해 피벗 가능(pivotably)하도록 상기 제2 전도성 셀이 피벗 가능하게 연결되는 상기 제2 베이스 부분을 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 8

제6항 또는 제7항에 있어서, 상기 베이스 구조는 상기 제1 전도성 셀 및/또는 상기 제2 전도성 셀을 상기 동축 송신 라인의 원위 단부에서 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결하는 전기 전도성 재료를 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 베이스 구조는 상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극 및/또는 상기 제2 전극 쌍의 상기 내부 전극이 상기 동축 송신 라인의 상기 원위 단부에서 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 다른 하나에 전기적으로 연결되는 공동(cavity)을 정의하는, 전기수술 기구.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 공동은 유전체 재료를 함유하는, 전기수술 기구.

청구항 11

제9항 또는 제10항에 있어서, 상기 베이스 구조는 상기 공동 내로 유전체 재료를 주입하기 위해 상기 베이스 구조의 측벽에 형성된 개구(opening)를 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 12

제2항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 전극 쌍의 상기 외부 전극 및 상기 제2 전극 쌍의 상기 외부 전극은 모두 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결되고, 상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극 및 상기 제2 전극 쌍의 상기 내부 전극은 모두 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 다른 하나에 전기적으로 연결되는, 전기수술 기구.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극과 상기 제2 전극 쌍의 상기 내부 전극은 그들 사이에 슬라이딩 전기 접촉(sliding electrical contact)이 형성되도록 서로 접촉하는, 전기수술 기구.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 제1 턱은 상기 에너지 전달 구조의 상기 원위 단부에 대해 고정되고, 상기 제2 턱은 상기 에너지 전달 구조의 상기 원위 단부에 대해 이동 가능하며; 및

상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극은 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결되는, 전기수술 기구.

청구항 15

제2항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제1 전극 쌍의 상기 외부 전극 및 상기 제2 전극 쌍의 상기 내부 전극은 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 하나에 연결되고; 및

상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극 및 상기 제2 전극 쌍의 상기 외부 전극은 상기 내부 전도체 및 상기 외부 전도체 중 다른 하나에 전기적으로 연결되는, 전기수술 기구.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 제1 턱 및/또는 상기 제2 턱은 상기 제1 전극 쌍의 상기 내부 전극과 상기 제2 전극 쌍의 상기 내부 전극 사이에 배치되어 그들을 서로로부터 절연시키는 유전체 재료를 포함하는, 전기수술 기구.

청구항 17

전기수술 장치로서,

무선주파수(RF) 전자기(EM) 에너지 및 마이크로파 EM 에너지를 공급하기 위한 전기수술 발전기;

환자의 신체에 삽입하기 위한 기구 코드(instrument cord)를 갖는 외과용 스코핑 디바이스(surgical scoping device)-여기서, 상기 기구 코드는 이를 통해 연장되는 기구 채널을 가짐-; 및

상기 외과용 스코핑 디바이스의 상기 기구 채널을 통해 삽입되는 제1항 내지 제16항 중 어느 한 항에 따른 전기수술 절제기 툴을 포함하는, 전기수술 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 생물학적 조직을 절단, 응고 및 제거하기 위한 전기수술 절제기 툴(electrosurgical resector tool)에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 생물학적 조직 절단, 지혈(즉, 혈액의 응고를 촉진하여 손상된 혈관을 밀봉) 및 조직 제거를 위해 무선주파수(RF) 에너지 및/또는 마이크로파 주파수 에너지를 전달할 수 있는 전기수술 절제기 툴에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 외과적 절제술은 인간이나 동물의 몸에서 장기의 일부를 제거하는 수단이다. 장기는 혈관이 많을 수 있다. 조직이 절단되면(즉, 분할 또는 절개) 작은 혈관이 손상되거나 파열될 수 있다. 초기 출혈 후에는 출혈을 막으려는 시도에서 혈액이 혈전으로 변하는 응고 캐스케이드(coagulation cascade)가 이어진다. 수술 중 환자는 가능한 적은 양의 혈액을 잃는 것이 바람직하므로 출혈 없는 절단을 위해 다양한 디바이스들이 개발되었다. 내시경 시술의 경우에도 혈액의 흐름이 시술자의 시야를 가릴 수 있기 때문에 출혈이 발생하여 신속하게 처리하지 못하는 것도 바람직하지 않다.

[0003] 날카로운 칼날 대신, RF 에너지를 이용해 생체 조직을 절단하는 것이 알려져 있다. RF 에너지를 이용하여 절단하는 방법은 전류가 조직 매트릭스를 통과할 때(이온 셀 내용물의 도움을 받음) 조직을 가로지르는 전자 흐름에 대한 임피던스가 열을 생성한다는 원리를 사용하여 동작한다. 순수한 사인파가 조직 매트릭스에 인가되면 조직의 수분 함량을 증발시키기에 충분한 열이 세포 내에서 생성된다. 따라서 세포막으로 제어될 수 없는 내부 세포 압이 크게 상승하여 세포가 파열된다. 이것이 넓은 영역에 걸쳐 발생하면, 조직이 절개되는 것을 볼 수 있다. 위의 절차는 희박한 조직에서는 우아하게 작동하지만, 전자의 통과를 돕는 이온 성분이 적기 때문에 지방 조직에서는 덜 효율적이다. 이것은 지방 기화 잠열이 물 기화 잠열보다 훨씬 크기 때문에 세포 내용물을 기화시키는 데 필요한 에너지가 훨씬 더 크다는 것을 의미한다.

[0004] RF 응고는 조직에 비효율적인 파형을 인가하여 동작하며, 기화되는 대신 세포 내용물이 약 65° C로 가열되어 조직이 건조되고 혈관벽의 단백질이 변성된다. 이 변성은 응고 캐스케이드에 대한 자극으로 작용하여 응고가 향상된다. 동시에 벽의 콜라겐이 변성되어 막대 모양에서 코일 모양의 분자로 바뀌어 혈관이 수축하고 크기가 줄어들어 혈전이 앵커 포인트가 되고 막힐 영역이 작아진다. 그러나 RF 응고는 전기적 효과가 감소하기 때문에 지방 조직이 존재할 때 덜 효율적이다. 따라서 지방 출혈을 밀봉하는 것은 매우 어려울 수 있다. 깨끗한 흰색 여백을

갖는 대신 조직이 검게 그을린 외관을 갖는다.

[0005]

마이크로파 전자기(EM) 에너지를 이용한 조직 절제는 생물학적 조직이 주로 물로 구성되어 있다는 사실에 근거한다. 인간의 연기관 조직은 일반적으로 70%에서 80% 사이의 수분 함량이다. 물 분자는 영구적인 전기 쌍극자 모멘트를 가지며, 이는 분자 전체에 전하 불균형이 존재함을 의미한다. 이러한 전하 불균형으로 인해 분자가 전기 쌍극자 모멘트를 인가된 장의 극성과 정렬하기 위해 회전할 때 시변 전기장의 인가에 의해 생성된 힘에 반응하여 분자가 움직이게 된다. 마이크로파 주파수에서 빠른 분자 진동은 마찰열을 발생시키고 결과적으로 필드 에너지를 열의 형태로 소산시킨다. 이것은 유전체 가열로 알려져 있다. 이 원리는 마이크로파 절제 요법에서 활용되며, 여기서 타겟 조직의 물 분자는 마이크로파 주파수에서 국소화된 전자기장을 인가함으로써 빠르게 가열되어 조직 응고 및 세포 사멸을 초래한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0006]

가장 일반적으로 본 발명은 무선주파수(RF) 전자기 에너지 및/또는 마이크로파 EM 에너지를 사용하여 생물학적 조직 절단 및 밀봉을 용이하게 하는 복수의 동작 양상(modality)들을 제공하는 에너지 전달 구조를 갖는 전기수술 절제기 툴을 제공한다. 특히, 본 발명은 내시경, 위내시경 또는 기관지경과 같은 외과용 스코핑 디바이스의 기구 채널을 통해 툴을 삽입할 수 있을 만큼 충분히 콤팩트한 조합된 작동 및 에너지 전달 메커니즘에 관한 것이다. 이 디바이스는 복강경 수술이나 개복 수술, 즉 복강이 열려 있는 간엽의 무혈 절제술을 수행하는 데에도 사용될 수 있다.

[0007]

본 발명은 GB2567480에서 논의된 전기수술 절제기 툴 개념에 대한 개발을 나타낸다. 본 발명의 전기수술 절제기 툴은 한 쌍의 턱들을 포함하고, 각각의 턱은 개별의 전극 쌍을 갖는다. 이를 통해 다음과 같은 세 가지 무혈 양상들에 따라 전기수술 절제기 툴이 동작할 수 있다: (i) 턱들이 폐쇄될 때 글라이딩 RF 기반 절단, (ii) RF 에너지와 인가된 압력의 조합을 사용하여 턱들 사이에 움켜쥔 조직에 수행되는 가위형 절단, 및 (iii) 마이크로파 에너지와 인가된 압력의 조합을 사용하여 턱들 사이에 움켜쥔 조직에 수행되는 응고 또는 혈관 밀봉 동작. 발명가들은, 각각의 턱에 한 쌍의 전극들을 제공함으로써, EM 에너지를 사용하여 조직을 절단하고 응고시키는 툴의 능력을 향상시킬 수 있음을 발견하였다. 특히, 이러한 전극들의 배열은 턱들을 가로질러 다중 RF 필드들이 형성될 수 있게 하여, 더 매끄럽고 더 균일한 절단을 초래할 수 있다. 마찬가지로, 이러한 전극 구성은 보다 균일한 마이크로파 필드 방출 및/또는 턱들을 가로질러 다중 마이크로파 필드 방출을 가능하게 함으로써 마이크로파 에너지를 사용하여 보다 효과적인 조직 응고 및 절제를 유도할 수 있다.

[0008]

본 발명에 따르면, 전기수술 절제기 툴이 제공되며, 이는 무선주파수(RF) 전자기(EM) 에너지 및 마이크로파 EM 에너지를 전달하기 위한 에너지 전달 구조-여기서, 에너지 전달 구조는 유전체 재료에 의해 외부 전도체로부터 분리된 내부 전도체를 갖는 동축 송신 라인을 포함하고; 에너지 전달 구조의 원위 단부에 장착된 기구 팁을 포함하고, 상기 기구 팁은 제1 턱 및 제2 턱을 포함하고, 상기 제2 턱은 상기 제1 턱과 상기 제2 턱이 서로 나란히 놓이는 폐쇄 위치와 상기 제2 턱이 생물학적 조직 수용을 위한 갭만큼 상기 제1 턱으로부터 이격되는 개방 위치 사이에서 상기 제1 턱에 대해 이동 가능하고; 상기 제1 턱은 서로 전기적으로 절연된 제1 전극 쌍을 포함하고; 상기 제2 턱은 서로 전기적으로 절연된 제2 전극 쌍을 포함하고; 상기 제1 전극 쌍이 상기 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지를 전달하기 위한 활성 전극 및 복귀 전극으로서 동작 가능하도록 상기 제1 전극 쌍은 상기 에너지 전달 구조에 결합되고; 상기 제2 전극 쌍이 상기 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지를 전달하기 위한 활성 전극 및 복귀 전극으로서 동작 가능하도록 상기 제2 전극 쌍은 상기 에너지 전달 구조에 결합되고; 및 상기 제1 및 제2 전극 쌍들은 상기 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 마이크로파 EM 에너지를 방출하기 위한 마이크로파 필드 방출 구조로서 동작 가능하다.

[0009]

에너지 전달 구조는 기구 팁이 샤프트의 원위 단부로부터 돌출되도록 샤프트(또는 외부 시스)의 루멘에 배치될 수 있다. 샤프트는 동축 송신 라인이 삽입될 수 있는 임의의 적합한 샤프트일 수 있다. 샤프트는 플렉서블할 수 있고, 치료 사이트에 도달하기 위해 굽힘 또는 기타 조정(steering)에 적합하다. 플렉서블 샤프트는 디바이스가 내시경과 같은 외과용 스코핑 디바이스에서 사용 가능하도록 할 수 있다. 다른 예에서, 샤프트는 개복 수술 또는 복강경과 함께 사용을 위해 강성일 수 있다.

- [0010] 동축 송신 라인은 RF EM 에너지와 마이크로파 EM 에너지를 모두 전달하도록 구성될 수 있다. 대안적으로, 에너지 전달 구조는 RF EM 에너지 및 마이크로파 EM 에너지에 대한 상이한 루트들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 마이크로파 EM 에너지는 동축 송신 라인을 통해 전달될 수 있는 반면, RF EM 에너지는 트위스트 페어 와이어(twisted pair wire)들 등을 통해 전달될 수 있다. 동축 송신 라인은 플렉서블 동축 케이블 형태일 수 있다.
- [0011] 일 예시로, 내부 전도체는 제1 전극 쌍의 제1 전극과 제2 전극 쌍의 제1 전극에 전기적으로 연결될 수 있고, 외부 전도체는 제1 전극 쌍의 제2 전극 및 제2 전극 쌍의 제2 전극에 전기적으로 연결될 수 있다. 그러한 배열로, RF EM 및/또는 마이크로파 EM은 동축 송신 라인에 의해 제1 및 제2 전극 쌍들로 전달될 수 있다.
- [0012] 제1 턱과 제2 턱은 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 서로에 대해 이동 가능하도록 에너지 전달 구조의 원위 단부에 장착된다. 턱들 사이의 다양한 유형의 상대 이동이 사용될 수 있다. 제1 턱과 제2 턱 사이의 상대 이동은 회전 및/또는 병진 이동을 포함할 수 있다. 제1 턱과 제2 턱 중 적어도 하나는 제1 턱과 제2 턱 사이의 상대 이동을 가능하게 하기 위해 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해 이동 가능하게 장착될 수 있다. 일부 경우에는 제1 및 제2 턱들 중 하나만이 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해 이동 가능하게 장착될 수 있으며, 다른 경우에 제1 턱과 제2 턱 모두 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해 이동 가능하게 장착될 수 있다.
- [0013] 예로서, 제1 턱 및 제2 턱은 예를 들어 제1 턱과 제2 턱 사이의 개방 각도가 조절될 수 있도록 서로에 대해 피벗 가능할 수 있다. 이 예는 가위형 클로저(scissor-type closure)와 유사할 수 있다. 제1 턱 및/또는 제2 턱은 에너지 전달 구조의 원위 단부에 피벗 가능하게 장착될 수 있다.
- [0014] 다른 예에서, 예를 들어 턱들의 길이에 따라 공급되는 에너지가 균일하도록 보장하기 위해 조직이 그 사이에 파지되면 제1 및 제2 턱 사이의 간격이 균일해지는 것이 유리할 수 있다. 이 예에서, 제1 턱 및 제2 턱이 서로에 대해 이동될 때 평행을 유지하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 제1 턱과 제2 턱은 턱들이 개방 위치에 있을 때 평행할 수 있고, 제1 턱과 제2 턱이 서로를 지나 폐쇄 위치로 슬라이딩할 때 평행을 유지할 수 있다.
- [0015] 제1 턱은 제1 블레이드 요소를 포함할 수 있고, 제2 턱은 제2 블레이드 요소를 포함할 수 있다. 그 다음, 턱들이 폐쇄 위치에 있을 때, 제1 블레이드 요소는 제2 블레이드 요소와 나란히 놓일 수 있고, 턱들이 개방 위치에 있을 때 생물학적 조직을 수용하기 위해 제1 블레이드 요소와 제2 블레이드 요소 사이에 갭이 있을 수 있다.
- [0016] 제1 블레이드 요소 및 제2 블레이드 요소는 제1 및 제2 턱들이 개방 위치에서 폐쇄 위치로 이동될 때 제1 및 제2 턱들 사이의 갭에 배치된 조직을 절단하도록 구성될 수 있다. 따라서, 제1 블레이드 요소 및 제2 블레이드 요소 각각은 조직을 절단하기 위해 배열된 절단(예를 들어, 날카로운) 에지를 포함할 수 있다. 제1 턱과 제2 턱 사이에는 턱들이 폐쇄될 때 턱들 사이의 조직이 절단되는 영역에 대응하는 절단 인터페이스가 정의될 수 있다.
- [0017] 제1 블레이드 요소 및 제2 블레이드 요소는 예를 들어 전단력을 적용하여 조직을 기계적으로 절단하기 위해 제1 및 제2 턱들이 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 이동할 때 서로를 지나 슬라이딩되도록 배열될 수 있다. 따라서, 제1 및 제2 블레이드 요소들에 의해 이루어진 절단은 가위형 절단 메커니즘과 유사할 수 있다.
- [0018] 제1 및/또는 제2 블레이드 요소는 하나 이상의 세레이션들(예를 들어, 톱니)을 포함할 수 있다. 세레이션들은 턱들 사이의 갭에 위치한 조직을 파지하고 절단하는 것을 용이하게 할 수 있다.
- [0019] 전기수술 절제기 튜브는 제1 턱에 대한 제2 턱의 이동을 제어하기 위한 액추에이터를 포함할 수 있다. 액추에이터는 턱들 사이의 상대 이동을 제어하기 위한 임의의 적합한 유형의 액추에이터를 포함할 수 있다. 예로서, 액추에이터는 에너지 전달 구조(예를 들어, 샤프트 내부)를 따라 연장되고 턱들 중 하나 또는 둘 모두의 위치를 제어하기 위해 그 길이를 따라 이동할 수 있는 제어 로드(control rod)를 포함할 수 있다. 제어 로드는 제1 및 제2 턱들 중 하나 또는 둘 모두와 맞물리는 부착 피쳐를 가질 수 있고, 이에 의해 제어 로드의 길이방향 이동은 제1 턱에 대한 제2 턱의 이동을 유발한다. 부착 피쳐는 턱들 중 하나 또는 모두에 미치는 힘과 당기는 힘을 전달하기 위한 후크 또는 임의의 적절한 맞물림일 수 있다.
- [0020] 제1 전극 쌍은 제1 턱에 배치되며, 제1 쌍의 제1 전극은 RF EM 에너지에 대한 활성 전극으로 작용하며 제1 쌍의 제2 전극은 RF EM 에너지에 대한 복귀 전극으로 작용한다. 이러한 방식으로, 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 RF EM 에너지는 제1 전극 쌍을 통해 조직으로 전달될 수 있다. 제1 전극 쌍은 타겟 조직을 절단하기 위해 에너지 전달 구조로부터의 RF EM 에너지로 제1 RF 절단 필드를 설정할 수 있다. 제1 전극 쌍은 제1 턱의 표면에 노출되어 타겟 조직과 접촉하여 RF EM 에너지를 타겟 조직으로 전달할 수 있다.
- [0021] 제2 턱에는 제2 전극 쌍이 배치되고, 제2 쌍의 제1 전극은 RF EM 에너지에 대한 활성 전극으로 작용하고 제2 쌍의 제2 전극은 RF EM 에너지에 대한 복귀 전극으로 작용한다. 이러한 방식으로, 에너지 전달 구조에 의해 전달

되는 RF EM 에너지는 제2 전극 쌍을 통해 조직으로 추가로 전달될 수 있다. 제2 전극 쌍은 타겟 조직을 절단하기 위해 에너지 전달 구조로부터의 RF EM 에너지로 제2 RF 절단 필드를 설정할 수 있다. 제2 전극 쌍은 제2 턱의 표면에 노출되어 타겟 조직에 RF EM 에너지를 전달하기 위해 타겟 조직과 접촉할 수 있다.

[0022] 따라서, RF EM 에너지가 에너지 전달 구조에 의해 전달될 때, 제1 RF 절단 필드는 제1 전극 쌍에 의해 설정되고, 제2 RF 절단 필드는 제2 전극 쌍에 의해 설정된다. 즉, 각각의 턱에서 개별의 RF 절단 필드가 설정될 수 있다. 또한, 턱들 사이에, 예를 들어 제1 턱의 활성 전극과 제2 턱의 복귀 전극 사이(또는 그 반대)에 RF 절단 필드가 설정될 수 있다. 따라서 RF 절단은 턱들 사이뿐만 아니라 각각의 턱에서도 발생할 수 있다. 이는 더 넓은 조직 영역에 걸쳐 RF 절단을 수행할 수 있을 뿐만 아니라 더 균일한 RF 절단을 수행할 수 있게 한다.

[0023] 또한, 제1 및 제2 전극 쌍들은 에너지 전달 구조로부터 마이크로파 EM 에너지를 방출(또는 방사)하기 위한 마이크로파 필드 방출 구조를 정의하는 역할을 한다. 따라서, 에너지 전달 구조에 의해 전달되는 마이크로파 EM 에너지는 타겟 조직을 응고 및/또는 제거하기 위해 제1 및 제2 전극 쌍들로부터 타겟 조직으로 방사될 수 있다. 따라서, 제1 및 제2 전극 쌍들은 마이크로파 EM 에너지를 조직으로 전달하기 위한 하나 이상의 마이크로파 안테나들로서 작용할 수 있다. 방출되는 마이크로파 필드(들)의 특정 형상은 턱들에 있는 전극 쌍의 배열에 따라 달라진다. 일부 예시에서, 각각의 전극 쌍은 개별의 마이크로파 필드가 각각의 턱에서 방출되도록 개별의 마이크로파 필드 방출 구조로서 작용할 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 제1 및 제2 쌍들의 전극은 함께 마이크로파 필드 방출 구조를 형성할 수 있어, 공통 마이크로파 필드가 양 턱들을 가로질러 방출된다. 마이크로파 EM 에너지를 방사하기 위해 각각의 턱에 한 쌍의 전극을 사용하면 턱들을 가로질러 방출된 마이크로파 필드(들)의 균일성과 대칭성을 개선하는 역할을 할 수 있고, 이는 마이크로파 에너지로 조직 치료의 효과를 향상시킬 수 있다.

[0024] 일부 실시예에서, 제1 턱은 제2 턱을 향하는 내부 표면 및 제2 턱으로부터 멀어지는 외부 표면을 갖는 제1 평면 유전체 요소를 포함할 수 있고, 제1 전극 쌍은 제1 평면 유전체 요소의 내부 및 외부 표면에 각각 배열된 내부 전극 및 외부 전극을 포함할 수 있고; 및 제2 턱은 제1 턱을 향하는 내부 표면 및 제1 턱으로부터 멀어지는 외부 표면을 갖는 제2 평면 유전체 요소를 포함할 수 있고, 제2 전극 쌍은 제2 평면 유전체 요소의 내부 및 외부 표면에 각각 배열된 내부 전극 및 외부 전극을 포함할 수 있다. 따라서, 각각의 턱은 각각의 평면 유전체 요소에 의해 이격된 내부 전극 및 외부 전극을 포함할 수 있다. 제1 및 제2 평면 유전체 요소들의 내부 표면들은 제1 및 제2 블레이드 요소들 사이의 절단 인터페이스를 가로질러 서로를 향할 수 있다. 그 결과, 턱들이 폐쇄될 때 제1 전극 쌍과 제2 전극 쌍은 측 방향으로 실질적으로 서로 정렬될 수 있다. 이를 통해 턱들이 폐쇄될 때 넓은 영역의 타겟 조직을 효과적으로 치료할 수 있다.

[0025] 제1 평면 유전체 요소와 제2 평면 유전체 요소는 서로 실질적으로 평행할 수 있으며, 예를 들어 제1 평면 유전체 요소의 내부 표면에 의해 정의되는 평면은 제2 평면 유전체 요소의 내부 표면에 의해 정의되는 평면에 실질적으로 평행할 수 있다. 제1 평면 유전체 요소 및 제2 평면 유전체 요소는 각각 제1 턱과 제2 턱이 서로에 대해 이동 가능한 평면에 평행하게 정렬될 수 있다.

[0026] 제1 및 제2 평면 유전체 요소들의 각각은 세라믹(예를 들어, 알루미늄)과 같은 유전체(즉, 절연) 재료의 조각으로 형성될 수 있다. 여기서, "평면" 요소에 대한 언급은 폭 및 길이보다 실질적으로 작은 두께를 갖는 재료의 플랫한 조각을 의미할 수 있다. 각각의 평면 유전체 요소는 길이 방향으로 정렬된 길이 치수, 측 방향으로 정렬된 두께 치수 및 길이 및 폭 치수들 모두에 직교하는 폭 치수를 가질 수 있다. 평면 유전체 요소의 평면은 길이 및 폭 치수가 있는 평면, 즉 폭 치수에 직교하는 평면이다. 각각의 평면 유전체 요소의 내부 표면 및 외부 표면은 평면 유전체 요소의 평면에 평행할 수 있으며, 즉, 폭 치수에 직교할 수 있다. 각각의 평면 유전체 요소의 내부 및 외부 표면은 그 폭에 대해 평면 유전체 요소의 대향 측에 배열될 수 있다.

[0027] 전극들이 배열된 각각의 턱에 평면 유전체 요소를 사용하면, 기구 팁의 제작을 크게 용이하게 할 수 있다. 이는 전극이 전도성 재료를 표면에 증착하거나 및/또는 전도성 요소를 표면에 부착함으로써 내부 및 외부 표면에 쉽게 형성될 수 있기 때문이다. 대조적으로, 종래 기술의 절제기 툴에서, 턱들은 일반적으로 절연 재료로 코팅된 전도성 재료로 만들어지며, 전극들은 절연 재료가 식각되어 제거되는 턱들의 영역에 의해 정의된다. 절연 재료를 식각하여 제거함으로써 전극들을 정의하는 것은 지루하고 시간 소모적인 프로세스일 수 있다. 추가적으로, 본 발명자들은 조직이 절연 재료에 달라붙어, 기구 팁을 세척하기 어렵게 만들 수 있음을 발견하였다. 따라서 턱들에서 평면 유전체 요소를 사용하면 기구 팁의 제조를 용이하게 할 수 있을 뿐만 아니라 조직이 기구 팁에 달라붙는 것을 방지할 수 있다.

[0028] 일부 경우에, 제1 평면 유전체 요소는 제1 블레이드 요소를 정의할 수 있다. 예를 들어, 제1 평면 유전체 요소

는 턱들 사이에 위치된 조직과 접촉하고 턱들이 폐쇄될 때 조직을 절단하도록 구성되는 절단 에지를 포함할 수 있다. 그 후, 상기 제1 평면 유전체의 절단 에지 또는 그 부근에 제1 쌍의 내부 전극이 형성될 수 있다.

[0029] 유사하게, 제2 평면 유전체 요소는 제2 블레이드 요소를 정의할 수 있으며, 예를 들어 제2 평면 유전체 요소는 턱들 사이에 위치된 조직과 접촉하고 절단하도록 구성된 절단 에지를 포함할 수 있다. 그 후, 제2 평면 유전체의 절단 에지 또는 그 부근에 제2 쌍의 내부 전극이 형성될 수 있다.

[0030] 제1 평면 유전체 요소는 제1 블레이드 요소를 정의하고 제2 평면 유전체 요소는 제2 블레이드 요소를 정의하는 경우, 제1 평면 유전체 요소의 내부 표면은 턱들이 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 이동될 때 제2 평면 유전체 요소의 내부 표면을 가로질러 슬라이딩되도록 배열될 수 있다.

[0031] 제1 전극 쌍의 내부 전극은 제1 평면 유전체 요소의 내부 표면에 형성된 제1 전도성 층을 포함하고; 및 제2 전극 쌍의 내부 전극은 제2 평면 유전체 요소의 내부 표면에 형성된 제2 전도성 층을 포함할 수 있다. 따라서, 각각의 쌍의 내부 전극은 개별의 평면 유전체 요소의 내부 표면 상에 직접 전도성 재료의 개별의 층에 의해 형성될 수 있다. 예를 들어, 전도성 재료의 층은 임의의 적합한 증착 기술을 사용하여 증착될 수 있거나, 전도성 재료의 층은 그렇지 않으면 (예를 들어, 접착제를 통해) 내부 표면에 장착될 수 있다. 각각의 내부 전극용 전도성 층은 금과 같은 임의의 적합한 전도성 재료로 형성될 수 있다.

[0032] 제1 전도성 층은 길이 방향으로 연장될 수 있고, 즉 제1 평면 유전체 요소의 길이의 전부 또는 일부를 따라 연장될 수 있다. 마찬가지로, 제2 전도성 층은 길이방향으로 연장될 수 있고, 즉 제2 평면 유전체 요소의 길이의 전부 또는 일부를 따라 연장될 수 있다.

[0033] 또한 일부 경우에, 제1 전극 쌍의 외부 전극은 제1 평면 유전체 요소의 외부 표면 상에 형성된 제3 전도성 층을 포함할 수 있고; 및 제2 전극 쌍의 외부 전극은 제2 평면 유전체 요소의 외부 표면 상에 형성된 제4 전도성 층을 포함할 수 있다. 제3 및 제4 전도성 층들은 상술한 제1 및 제2 전도성 층들과 유사하게 형성될 수 있다.

[0034] 따라서, 전극을 형성하기 위해 턱들 중 하나에 절연 층의 패터닝 및 식각이 필요하지 않을 수 있으며, 이는 기구 팀의 제조를 크게 용이하게 할 수 있다.

[0035] 제1 턱은 제1 평면 유전체 요소의 외부 표면에 부착되고 제1 전극 쌍의 외부 전극의 적어도 일부를 형성하도록 배열되는 제1 전도성 셸을 더 포함할 수 있고; 및 제2 턱은 제2 평면 유전체 요소의 외부 표면에 부착되고 제2 전극 쌍의 외부 전극의 적어도 일부를 형성하도록 배열되는 제2 전도성 셸을 더 포함할 수 있다. 따라서, 각각의 전극 쌍의 외부 전극은 대응하는 평면 유전체 요소의 외부 표면에 장착된 전도성 셸을 포함할 수 있다. 제1 전도성 셸은 제1 턱의 외부 표면을 정의할 수 있는 반면, 제2 전도성 셸은 제2 턱의 외부 표면을 정의할 수 있다. 따라서 각각의 전도성 셸은 외부 전극을 정의하고 그것이 장착되는 평면 유전체 요소를 보호하는 이중 목적을 수행할 수 있다. 각각의 전도성 셸은 (예를 들어, 접착제 및/또는 기계적 고정을 통해) 대응하는 평면 유전체 요소의 외부 표면에 부착되는 전도성 재료 조각으로 형성될 수 있다. 스테인레스 스틸과 같은 임의의 적합한 전도성 재료가 전도성 셸에 사용될 수 있다.

[0036] 제1 전도성 셸의 표면 영역은 제1 전극 쌍의 내부 전극의 표면 영역보다 클 수 있다. 예를 들어, 제1 전도성 셸은 제1 평면 유전체 요소의 외부 표면의 전부 또는 대부분을 덮는 비교적 두꺼운 전도성 재료의 블록으로 형성될 수 있는 반면, 내부 전극은 제1 평면 유전체 요소의 내부 표면 상에 비교적 얇은 전도성 층으로 형성될 수 있다. 유사하게, 제2 전도성 셸의 표면 영역은 제2 전극 쌍의 내부 전극의 표면 영역보다 클 수 있다. 따라서, 전도성 셸은 내부 전극에 비해 각 쌍에서 외부 전극의 표면 영역을 증가시키는 역할을 할 수 있다.

[0037] 본 발명자들은 상이한 크기를 갖는 한 쌍의 이격된 전극들이 조직의 RF 절단을 수행하기 위해 사용될 때, 조직이 2개의 전극들 중 더 작은 전극 부근에서 절단되는 경향이 있음을 발견하였다. 따라서, 내부 전극에 비해 표면 영역이 큰 전도성 셸을 사용하면 내부 전극 근처에서 조직의 RF 절단이 발생할 수 있다. 이것은 RF EM 에너지를 사용하여 턱들 사이에 위치한 조직에서 잘 정의된 절단을 가능하게 할 수 있다. 특히, 이것은 RF EM 에너지에 의해 생성된 절단이 블레이드 요소들 사이의 절단 인터페이스에 또는 그 근처에 위치하도록 보장하는 역할을 할 수 있다. 더욱이, 두 쌍의 전극들 모두 각각의 전도성 셸로 인해 더 큰 외부 전극을 포함하기 때문에, 각각의 전극 쌍은 블레이드 요소들 사이의 절단 인터페이스의 어느 한 측에 집중되는 조직의 RF 절단을 생성할 수 있다. 결과적으로 턱들 사이에 위치한 조직의 효과적인 RF 절단이 보장될 수 있다.

[0038] 제1 전도성 셸과 제2 전도성 셸은 서로 전기적으로 연결될 수 있다. 즉, 제1 쌍의 외부 전극과 제2 쌍의 외부 전극은 서로 전기적으로 연결될 수 있다. 이러한 방식으로, 제1 전도성 셸 및 제2 전도성 셸은 함께 두 전극 쌍들에 대한 하나의 큰 외부 전극으로서 작용할 수 있다. 이는 내부 전극 주위들에, 따라서 블레이드 요소들 사이

의 절단 인터페이스에 RF 절단을 추가로 집중시키는 역할을 할 수 있다. 이것은 턱들 사이 조직의 미세하고 정확한 RF 절단을 가능하게 할 수 있다. 제1 전도성 셸 및 제2 전도성 셸은 임의의 적합한 수단을 통해 서로 전기적으로 결합될 수 있다. 예를 들어, 전기 커넥터가 제1 전도성 셸과 제2 전도성 셸 사이에 결합될 수 있다. 일부 경우에, 제1 및 제2 전도성 셸들은 에너지 전달 구조를 통해 전기적으로 결합되도록 에너지 전달 구조의 공통 전도체에 둘 모두 결합될 수 있다.

[0039] 기구 턱은 제1 전도성 셸 및 제2 전도성 셸을 에너지 전달 구조의 원위 단부에 연결하는 베이스 구조를 더 포함할 수 있다. 이러한 방식으로, 제1 전도성 셸은 제1 턱을 위한 지지부로서 작용할 수 있고, 이를 통해 제1 턱은 에너지 전달 구조의 원위 단부에 장착된다. 유사하게, 제2 전도성 셸은 제2 턱을 위한 지지부로서 작용할 수 있고, 이를 통해 제2 턱은 에너지 전달 구조의 원위 단부에 장착된다. 이는 에너지 전달 구조의 원위 단부에 턱들을 장착하는 것을 용이하게 할 수 있는데, 전도성 셸들이 턱들의 외부 표면에서 노출될 수 있고 따라서 베이스 구조에 쉽게 연결될 수 있기 때문이다. 이것은 또한 일반적으로 기계 가공하기 어려운 취성 재료(brittle material)로 만들어질 수 있는 평면 유전체 요소에 장착 구멍을 기계 가공하는 것을 피할 수 있다.

[0040] 베이스 구조는 에너지 전달 구조의 단부에서 턱들을 지지하기 위한 임의의 적합한 구조일 수 있다. 베이스 구조는 예를 들어 일 단부에서 에너지 전달 구조의 원위 단부에 고정되고 다른 단부에서 제1 및 제2 턱들에 연결되는 암을 포함할 수 있다. 이러한 베이스 구조는 (일반적으로 플렉서블할 수 있는) 에너지 전달 구조의 원위 단부를 강화하고 기구 턱에 길이방향 힘을 전달하는 것을 용이하게 하는 역할을 할 수 있다. 베이스 구조는 강성 재료(예를 들어, 스테인리스 스틸과 같은 금속)를 포함할 수 있다.

[0041] 제1 턱 및/또는 제2 턱은 제1 턱과 제2 턱 사이의 상대 이동을 가능하게 하기 위해 베이스 구조에 이동 가능하게 연결될 수 있다. 예를 들어, 제1 턱 및/또는 제2 턱은 베이스 구조에 피벗 가능하게 연결될 수 있다.

[0042] 베이스 구조는 제1 전도성 셸을 에너지 전달 구조의 원위 단부에 견고하게 연결하는 제1 베이스 부분 및 제2 턱이 제2 베이스 부분에 대해 피벗 가능하도록 제2 전도성 셸이 피벗 가능하게 연결되는 제2 베이스 부분을 포함할 수 있다. 따라서, 제1 턱은 고정될 수 있고, 즉 베이스 구조에 대해 고정되고 따라서 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해 고정될 수 있는 반면, 제2 턱은 피벗 가능하다. 따라서, 턱들은 제2 턱을 피벗함으로써 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 이동될 수 있다.

[0043] 일부 경우에, 제1 베이스 부분은 제1 전도성 셸의 일부일 수 있고, 즉, 제1 전도성 셸은 베이스 구조의 일부를 형성할 수 있다. 예를 들어, 제1 베이스 부분은 에너지 전달 구조의 원위 단부와 제1 턱 사이에서 연장되는 제1 전도성 셸의 일부일 수 있다. 이는 제1 턱과 에너지 전달 구조의 원위 단부 사이의 강성 연결을 보장할 뿐만 아니라 제1 쌍의 외부 전극과 에너지 전달 구조 사이의 전기적 연결을 용이하게 하는 역할을 할 수 있다.

[0044] 베이스 구조는 동축 송신 라인의 원위 단부에서 제1 전도성 셸을 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결하는 전기 전도성 재료를 포함할 수 있다(예를 들어, 제조될 수 있다). 이러한 방식으로, 제1 전도성 셸은 베이스 구조를 통해 동축 송신 라인의 전도체에 직접 연결될 수 있다. 예를 들어, 제1 베이스 부분은 제1 전도성 셸을 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결하는 전기 전도성 재료를 포함할 수 있다.

[0045] 추가적으로 또는 대안적으로, 베이스 구조는 제2 전도성 셸을 동축 송신 라인의 원위 단부에서 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결하는 전기 전도성 재료를 포함할 수 있다(예를 들어, 제조될 수 있다). 이러한 방식으로, 제2 전도성 셸은 베이스 구조를 통해 동축 송신 라인의 전도체에 직접 연결될 수 있다. 예를 들어, 제2 베이스 부분은 제2 전도성 셸을 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결하는 전기 전도성 재료를 포함할 수 있다.

[0046] 제1 전도성 셸과 상기 제2 전도성 셸이 서로 전기적으로 결합되는 경우, 베이스 구조는 제1 및 제2 전도성 셸들의 각각을 동축 송신 라인의 원위 단부에서 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 연결하는 전기 전도성 재료를 포함할 수 있다(예를 들어, 제조될 수 있다). 따라서, 제1 전도성 셸 및 제2 전도성 셸은 베이스 구조를 통해 전기적으로 결합될 수 있다.

[0047] 베이스 구조는 제1 전극 쌍의 내부 전극 및/또는 제2 전극 쌍의 내부 전극이 동축 송신 라인의 원위 단부에서 내부 전도체 및 외부 전도체 중 다른 하나에 전기적으로 연결되는 공동을 정의할 수 있다. 이러한 방식으로, 베이스 구조는 제1 쌍 및/또는 제2 쌍의 내부 전극과 내부 전도체 및 외부 전도체 중 다른 하나 사이의 전기 연결을 보호하는 역할을 할 수 있다. 베이스 구조의 전도성 재료는 또한 공동 내부의 전기 연결을 위한 전자기 차폐(electromagnetic shielding)를 제공하는 역할을 할 수 있다. 공동은 베이스 구조 내에 정의된 공간 또는 공극일 수 있다.

- [0048] 공동은 유전체 재료를 포함할 수 있다. 이는 공동 내부의 전기 연결과 주변 베이스 구조 사이의 절연과피(breakdown)를 방지하기 위해 공동의 전기 연결이 전기적으로 절연되는 것을 보장할 수 있다. 유전체 재료는 임의의 적합한 유형의 유전체 재료일 수 있다. 예를 들어, 열경화성 플라스틱, 실리콘, 에폭시 또는 수지와 같은 전기 포팅 재료(electrical potting material)가 공동의 유전체 재료로 사용될 수 있다.
- [0049] 베이스 구조는 공동 내로 유전체 재료를 주입하기 위해 베이스 구조의 측벽에 형성된 개구를 포함할 수 있다. 예를 들어, 개구는 베이스 구조의 측벽에 형성된 구멍(hole) 또는 작은구멍(aperture)일 수 있다. 이는 에너지 전달 구조의 원위 단부에서 기구 팀의 조립 후에 유전체 재료가 공동 내로 주입되는 것을 가능하게 할 수 있다. 이는 기구 팀의 조립을 용이하게 할 수 있다.
- [0050] 일부 실시예에서, 제1 전극 쌍의 외부 전극 및 제2 전극 쌍의 외부 전극은 모두 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결될 수 있고, 제1 전극 쌍의 내부 전극 및 제2 전극 쌍의 내부 전극은 모두 내부 전도체 및 외부 전도체 중 다른 하나에 전기적으로 연결된다. 전극들의 이러한 구성은 제1 전극 쌍 사이에 제1 RF 절단 필드가 설정되고 하고, 제2 전극 쌍 사이에 제2 RF 절단 필드가 설정되게 하여, 두 턱들에서 조직의 RF 절단을 가능하게 할 수 있다. 2개의 RF 필드들은 블레이드 요소들 사이의 절단 인터페이스에 대해 실질적으로 대칭일 수 있고, 이는 턱들 사이에 고정된 매우 균일한 조직 절단을 생성할 수 있다. 추가로, 이러한 전극 구성으로, 실질적으로 대칭인 마이크로파 필드가 턱들을 가로질러 방출될 수 있어, 턱 주위 조직의 마이크로파 절제 및/또는 응고를 가능하게 한다.
- [0051] 이러한 실시예의 예는 함께 전기적으로 결합되고 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 연결되는 제1 전도성 셀 및 제2 전도성 셀이 존재하고 두 쌍의 내부 전극들이 내부 전도체와 외부 전도체 중 다른 하나에 연결되는 경우일 수 있다.
- [0052] 제1 전극 쌍의 내부 전극과 제2 전극 쌍의 내부 전극은 서로 접촉하여 슬라이딩 전기 접촉이 그들 사이에 형성되도록 할 수 있다. 따라서, 두 쌍들의 내부 전극들은 서로 물리적으로 접촉하여 서로 직접적인 전기적 접촉 상태에 있을 수 있다. 제1 쌍의 내부 전극은 턱들이 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 이동할 때 제2 쌍의 내부 전극을 가로질러 슬라이딩되도록 배열될 수 있다. 두 쌍들의 내부 전극들은 턱들이 개방 위치에 있을 때에도 내부 전극들의 일부들이 물리적 접촉을 유지하도록 형상화될 수 있다. 각 턱의 내부 전극들 사이의 이러한 전기적 접촉은 이들이 하나의 더 큰 전극으로서 효과적으로 작용할 수 있게 할 수 있다. 이는 또한 내부 전극들 중 하나만이 에너지 전달 구조에 직접 연결될 필요가 있을 수 있기 때문에 에너지 전달 구조와 내부 전극 사이의 전기적 연결을 용이하게 할 수 있다.
- [0053] 일 예시로서, 제1 전극은 제1 평면 유전체의 내부 표면에 위치하는 제1 연결 패드에 연결될 수 있고, 제2 전극은 제2 평면 유전체의 내부 표면에 위치하는 제2 연결 패드에 연결되며, 제1 및 제2 연결 패드들은 슬라이딩 전기 접촉이 그들 사이에 형성되도록 서로 접촉할 수 있다. 제1 연결 패드와 제2 연결 패드는 제1 턱과 제2 턱이 서로에 대해 피벗 가능한 축에 대해 정렬될 수 있다. 이는 턱들이 서로에 대해 피벗될 때 접촉 패드들이 접촉 상태를 유지하도록 보장할 수 있다.
- [0054] 제1 턱은 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해 고정될 수 있고, 제2 턱은 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해 이동 가능할 수 있으며; 및 제1 전극 쌍의 내부 전극은 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 전기적으로 연결될 수 있다. 따라서, 이동 가능한 턱(즉, 제2 턱) 상의 내부 전극은 고정된 턱(즉, 제1 턱)의 내부 전극과 전기적 접촉을 통해 연결되기 때문에 에너지 전달 구조에 직접 전기적으로 연결될 필요가 없다. 이는 기구 팀의 구성을 단순화할 뿐만 아니라 이동 가능한 턱의 내부 전극에 대한 전기 연결의 신뢰성을 향상시킬 수 있다(예를 들어, 턱의 움직임으로 인해 끊어질 수 있는 와이어를 통해 연결되지 않기 때문에). 예로서, 제1 턱은 에너지 전달 구조의 원위 단부에 견고하게 장착될 수 있는 반면(예를 들어, 위에서 언급한 제1 베이스 부분을 통해), 제2 턱은 제1 턱에 대해(따라서 에너지 전달 구조의 원위 단부에 대해) 피벗 가능하도록 장착될 수 있다.
- [0055] 일부 실시예에서, 제1 전극 쌍의 외부 전극 및 제2 전극 쌍의 내부 전극은 내부 전도체 및 외부 전도체 중 하나에 연결될 수 있고; 및 제1 전극 쌍의 내부 전극 및 제2 전극 쌍의 외부 전극은 내부 전도체 및 외부 전도체 중 다른 하나에 전기적으로 연결될 수 있다. 즉, 각 쌍의 내부 전극들은 반대 극성을 가질 수 있고, 각 쌍의 외부 전극들은 반대 극성을 가질 수 있다. 전극들의 이러한 구성은 제1 전극 쌍 사이에 제1 RF 절단 필드가 확립되고, 제2 전극 쌍 사이에 제2 RF 절단 필드가 확립되고, 및 제1 쌍의 내부 전극과 제2 쌍의 내부 전극 사이에 제3 RF 절단 필드가 확립되게 할 수 있다. 결과적으로, 조직의 RF 절단은 제1 블레이드 요소와 제2 블레이드 요소 사이의 절단 인터페이스에서 뿐만 아니라 각각의 턱에서 발생할 수 있다. 따라서, 턱들에 대응하는 영역에 걸쳐 RF 절단이 이루어질 수 있다. 추가적으로, 그러한 전극 구성으로, 두 개의 개별 마이크로파 필드들

이 방출될 수 있다: 첫 번째는 제1 쌍에 의해, 두 번째는 제2 전극 쌍에 의해 방출될 수 있다. 이는 텍 주변 조직의 마이크로파 절제의 균일성 및/또는 응고를 개선할 수 있다.

[0056] 제1 텍 및/또는 제2 텍은 제1 전극 쌍의 내부 전극과 제2 전극 쌍의 내부 전극 사이에 배치되어 이들을 서로 절연시키는 유전체 재료를 포함할 수 있다. 일부 경우에, 유전체 재료는 제1 텍 또는 제2 텍에 전체적으로 배치될 수 있다. 대안적으로, 유전체 재료는 2개의 텍들 사이에서 분할될 수 있으며, 즉, 유전체 재료의 제1 부분은 제1 텍 위에 배열될 수 있고, 유전체 재료의 제2 부분은 제2 텍 위에 배열될 수 있다.

[0057] 유전체 재료는 평면 유전체 요소의 형태일 수 있고, 제1 및/또는 제2 평면 유전체 요소들과 유사한 형상을 가질 수 있다. 유전체 재료는 블레이드 요소들 중 하나의 전부 또는 일부를 정의하도록 배열될 수 있다. 예를 들어, 유전체 재료는 텍들 사이에 위치한 조직과 접촉하여 절단하도록 배열된 절단 에지를 포함할 수 있다.

[0058] 기구 팁은 외과용 스코핑 디바이스의 기구 채널 내에 맞도록 치수화될 수 있다. 따라서, 다른 양태에서 본 발명은 전기수술 장치를 제공하며, 이는 무선주파수(RF) 전자기(EM) 에너지 및 마이크로파 EM 에너지를 공급하기 위한 전기수술 발전기; 환자의 신체에 삽입하기 위한 기구 코드를 갖는 외과용 스코핑 디바이스-여기서, 기구 코드는 이를 통해 연장되는 기구 채널을 가짐-; 및 외과용 스코핑 디바이스의 기구 채널을 통해 삽입된 전술한 바와 같은 전기수술 절제기 툴을 포함한다.

[0059] 장치는 전기수술 절제기 툴을 제어하기 위한 핸드피스를 포함할 수 있다. 핸드피스는 샤프트의 근위 단부, 예를 들어 외과용 스코핑 디바이스의 외부에 장착될 수 있다.

[0060] "외과용 스코핑 디바이스"라는 용어는 본 명세서에서 침습적 절차 동안 환자의 신체에 삽입되는 강성 또는 플렉서블(예를 들어, 스티어링 가능) 도관인 삽입 튜브가 제공된 임의의 외과용 디바이스를 의미하는 데 사용될 수 있다. 삽입 튜브는 기구 채널 및 광학 채널(예를 들어, 삽입 튜브의 원위 단부에서 치료 사이트의 이미지를 조명 및/또는 캡처하기 위해 광을 송신하기 위한)을 포함할 수 있다. 기구 채널은 침습 외과용 툴을 수용하기에 적합한 직경을 가질 수 있다. 기구 채널의 직경은 5mm 이하일 수 있다.

[0061] 본 명세서에서, "내부"라는 용어는 기구 채널 및/또는 동축 송신 라인의 중심(예를 들어, 축)에 반경 방향으로 더 가까운 것을 의미한다. "외부"라는 용어는 기구 채널 및/또는 동축 송신 라인의 중심(축)에서 반경 방향으로 더 멀리 있음을 의미한다.

[0062] "전도성"이라는 용어는 문맥상 달리 지시하지 않는 한 전기 전도성을 의미하는 것으로 본 명세서에서 사용된다.

[0063] 본 명세서에서, "근위" 및 "원위"라는 용어는 세장형 툴(elongate tool)의 단부를 지칭한다. 사용시 근위 단부는 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 발전기에 더 가까운 반면, 원위 단부는 발전기에서 더 멀리 떨어져 있다.

[0064] 본 명세서에서 "마이크로파"는 400MHz 내지 100GHz의 주파수 범위를 나타내기 위해 광범위하게 사용될 수 있지만, 바람직하게는 1GHz 내지 60GHz의 범위이다. 고려된 특정 주파수는 915MHz, 2.45GHz, 3.3GHz, 5.8GHz, 10GHz, 14.5GHz 및 24GHz이다. 대조적으로, 이 사양은 "무선주파수" 또는 "RF"를 사용하여 적어도 세 자릿수(three orders of magnitude)의 낮은 주파수 범위, 예를 들어 최대 300MHz, 바람직하게는 10kHz 내지 1MHz, 가장 바람직하게는 400kHz를 나타낸다.

도면의 간단한 설명

[0065] 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예가 상세히 설명되며, 여기서:

도 1은 본 발명의 실시예인 전기수술 시스템의 개략도이다;

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 전기수술 절제기 툴의 개략적인 사시도이다;

도 3은 도 2의 전기수술 절제기 툴의 개략적인 사시도이다;

도 4는 도 2의 전기수술 절제기 툴의 일부를 도시하는 개략도이다;

도 5는 도 2의 전기수술 절제기 툴의 일부를 도시하는 개략도이다;

도 6은 조립 전의 도 2의 전기수술 절제기 툴의 부분을 도시하는 개략도이다;

도 7은 완전한 조립 전의 도 2의 전기수술 절제기 툴의 개략도이다;

도 8은 완전한 조립 전의 도 2의 전기수술 절제기 툴의 개략도이다;

도 9는 본 발명의 실시예에 따른 전기수술 절제기 툴의 기구 팁을 예시하는 개략도이다; 및

도 10은 본 발명의 실시예에 따른 전기수술 절제기 툴의 기구 팁을 예시하는 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0066] 도 1은 본 발명의 실시예인 완전한 전기수술 시스템(100)의 개략도이다. 시스템(100)은 기구 팁으로부터의 무선 주파수(RF) 또는 마이크로파 전자기(EM) 에너지를 사용하여 생물학적 조직을 치료(예를 들어 절단 또는 밀봉)하도록 배열된다. 시스템(100)은 RF 및 마이크로파 EM 에너지를 제어 가능하게 공급하기 위한 발전기(102)를 포함한다. 이 목적에 적합한 발전기는 WO 2012/076844에 설명되어 있으며, 이는 본 명세서에 참조로 포함된다. 발전기(102)는 인터페이스 케이블(104)에 의해 핸드피스(handpiece)(106)에 연결된다. 핸드피스(106)는 또한 필수적인 것은 아니지만 주사기와 같은 유체 전달 디바이스(108)로부터 유체 공급(107)을 수용하도록 연결될 수 있다. 필요한 경우, 핸드피스(106)는 액추에이터(109), 예를 들어 엄지 손가락으로 동작하는 슬라이더 또는 플런저에 의해 동작 가능한 기구 작동 메커니즘을 수용할 수 있다. 예를 들어, 기구 작동 메커니즘은 본 명세서에서 논의된 바와 같이 절제기 기구의 턱의 개방 및 폐쇄를 동작시키는 데 사용될 수 있다. 다른 메커니즘이 또한 핸드피스에 포함될 수 있다. 예를 들어, 바늘을 기구 팁에 배치하기 위한 바늘 이동 메커니즘(핸드피스 상의 적절한 트리거에 의해 동작 가능)이 제공될 수 있다. 핸드피스(106)의 기능은 발전기(102), 유체 전달 디바이스(108) 및 기구 작동 메커니즘으로부터의 입력을 필요할 수 있는 임의의 다른 입력과 함께 핸드피스(106)의 원위 단부로부터 연장되는 단일 플렉서블 샤프트(112)로 결합하는 것이다.
- [0067] 플렉서블 샤프트(112)는 외과용 스코핑 디바이스(114)의 기구(작동) 채널의 전체 길이를 통해 삽입 가능하다. 플렉서블 샤프트(112)는 외과용 스코핑 디바이스(114)의 기구 채널을 통과하고 내시경의 삽입 튜브의 원위 단부에서 돌출(예를 들어, 환자 내부로)하도록 형성된 기구 팁(118)을 갖는다. 기구 팁(118)은 생물학적 조직을 파지하고 절단하기 위한 블레이드 요소들을 갖는 한 쌍의 턱들과 발전기(102)로부터 전달되는 RF 또는 마이크로파 EM 에너지를 전달하도록 배열된 에너지 전달 구조를 포함한다. 선택적으로 기구 팁(118)은 또한 유체 전달 디바이스(108)로부터 전달되는 유체를 전달하기 위한 철회 가능한(retractable) 피하주사기(hypodermic) 바늘을 포함할 수 있다. 핸드피스(106)는 기구 팁(118)의 턱을 개방하고 폐쇄하기 위한 작동 메커니즘을 포함한다. 핸드피스(106)는 또한 외과용 스코핑 디바이스(114)의 기구 채널에 대해 기구 팁(118)을 회전시키기 위한 회전 메커니즘을 포함할 수 있다.
- [0068] 기구 팁(118)의 구조는 작업 채널(working channel)을 통과시키기에 적합한 최대 외부 직경을 갖도록 배열될 수 있다. 전형적으로, 내시경과 같은 외과용 스코핑 디바이스에서 작업 채널의 직경은 4.0mm 미만, 예를 들어 2.8mm, 3.2mm, 3.7mm, 3.8mm 중 어느 하나일 수 있다. 플렉서블 샤프트(112)는 이보다 작은, 예를 들어 2.65mm의 최대 직경을 가질 수 있다. 플렉서블 샤프트(112)의 길이는 예를 들어 1.2m 이상, 예를 들어 2m 이상일 수 있다. 다른 예에서, 기구 팁(118)은 샤프트가 작업 채널을 통해 삽입된 후(및 기구 코드가 환자에게 도입되기 전에) 플렉서블 샤프트(112)의 원위 단부에 장착될 수 있다. 대안적으로, 플렉서블 샤프트(112)는 그의 근위 연결을 만들기 전에 원위 단부로부터 작업 채널 내로 삽입될 수 있다. 이러한 배열에서, 원위 단부 어셈블리(118)는 외과용 스코핑 디바이스(114)의 작업 채널보다 큰 치수를 갖도록 허용될 수 있다. 위에서 설명된 시스템은 기구를 환자에게 도입하는 한 가지 방법이다. 다른 기술이 또한 가능하다. 예를 들어 카테터(catheter)를 사용하여 기구가 또한 삽입될 수 있다.
- [0069] 본 명세서의 예는 외과용 스코핑 디바이스와 관련하여 존재하지만, 전기수술 절제기 기구는 개복 수술 또는 복강경과 함께 사용하기에 적합한 디바이스로 구현될 수 있음을 이해해야 한다.
- [0070] 도 2 내지 도 8은 본 발명의 실시예인 전기수술 절제기 툴의 기구 팁(200)을 예시한다. 기구 팁(200)은 예를 들어 도 1과 관련하여 위에서 논의된 기구 팁(118)에 대응할 수 있다. 도 2는 기구 팁(200)의 제1 측면을 도시하는 기구 팁(200)의 개략적인 제1 사시도이고, 도 3은 기구 팁(200)의 제2 측면을 도시하는 기구 팁(200)의 개략적인 제2 사시도이다. 도 4 내지 도 8은 기구 팁(200)의 구조를 예시한다.
- [0071] 기구 팁(200)은 동축 케이블(202)(도 4 및 6 내지 8에 도시됨) 형태인 에너지 전달 구조의 원위 단부에 장착된다. 동축 케이블(202)은 전술한 플렉서블 샤프트(112)에 대응할 수 있는 플렉서블 샤프트(204)를 통해 연장된다. 특히, 플렉서블 샤프트(204)는 동축 케이블(202)이 연장되는 루멘을 정의하며, 기구 팁(200)은 플렉서블 샤프트(204)의 원위 단부로부터 돌출한다. 동축 케이블(202)은 RF 및 마이크로파 EM 에너지를 전기수술 발

전기(예를 들어, 전술한 발전기(102))로부터 기구 팀(200)으로 전달하도록 배열된다.

[0072] 기구 팀(200)은 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 서로에 대해 이동 가능한 제1 턱(206) 및 제2 턱(208)을 갖는다. 구체적으로, 도시된 예에서, 제1 턱(206)은 정적이며, 즉 동축 케이블(202)의 원위 단부에 대해 고정되는 반면, 제2 턱(208)은 제1 턱(208)에 피벗 가능하게(pivotably) 장착된다. 제1 턱(206)에 대한 제2 턱(208)의 이동을 제어하기 위해 제어 와이어(또는 로드)(210) 형태의 액추에이터가 제2 턱(208)(예를 들어, 도 3 및 8 참조)에 연결된다. 제어 와이어(210)는 플렉서블 샤프트(204)의 루멘 내에 배치되고 루멘 내에서 길이방향으로 슬라이딩 가능하여 제2 턱(208)을 이동시킨다. 제어 와이어(210)의 근위 단부는 제어 와이어(210)를 통해 제2 턱(208)의 움직임을 제어하도록 동작 가능한 핸드피스(예를 들어, 핸드피스(106))에 연결될 수 있다. 도 2 및 3은 조직이 수용될 수 있는 턱들(206, 208) 사이에 갭이 정의된 개방 위치에 있는 턱들(206, 208)을 도시한다.

[0073] 제1 턱(206)은 제1 블레이드 요소(212)를 포함하고, 제2 턱(208)은 제2 블레이드 요소(214)를 포함한다. 각각의 블레이드 요소는 턱들 사이의 갭에 위치한 조직과 접촉하고 턱들이 폐쇄 위치로 이동될 때 조직을 절단하도록 배열된 에지를 포함할 수 있다. 구체적으로, 제2 턱(208)이 폐쇄 위치를 향해 이동될 때 턱들(206, 208) 사이의 갭에 위치한 조직에 전단력(shearing force)이 가해지도록 제2 블레이드 요소(214)는 제1 블레이드 요소(212)를 가로질러 미끄러지도록 배열된다. 따라서, 턱들 사이의 갭에 위치한 조직은 제2 턱(208)을 폐쇄 위치를 향해 피벗함으로써 절단될 수 있다.

[0074] 제1 블레이드 요소(212)는 제1 턱(206)에서 제1 평면 유전체 요소(216)에 의해 정의되고, 제2 블레이드 요소(214)는 제2 턱(208)에서 제2 평면 유전체 요소(218)에 의해 정의된다. 특히, 제1 평면 유전체 요소(216)는 제2 평면 유전체 요소(218)를 향하고 제2 턱(208)이 제1 턱(206)에 대해 피벗될 때 두 평면 유전체 요소들 사이에 전단 운동이 있도록 제2 평면 유전체 요소(218)의 내부 표면(222)이 슬라이딩하는 내부 표면(220)을 포함한다. 제1 및 제2 평면 유전체 요소들의 각각은 세라믹(예를 들어, 알루미나) 또는 다른 적절한 전기 절연 재료로 만들어질 수 있다. 제1 및 제2 평면 유전체 요소들 각각은 제2 턱(208)이 제1 턱(206)에 대해 피벗하는 평면에 평행한 평면을 정의한다. 제2 평면 유전체 요소(218)는 제2 블레이드 요소(214)에 대한 세레이션(serration)들로 작용하는 한 쌍의 돌출부들(또는 톱니)(223)을 포함한다. 따라서, 돌출부들(223)은 조직을 유지 및/또는 절단하는 것을 용이하게 하기 위해 턱들 사이의 갭에 위치한 조직을 파지하는 역할을 할 수 있다. 제1 평면 유전체 요소(216)는 제1 블레이드 요소(212)에 대한 세레이션들로서 작용하도록 유사한 돌출부들(미도시)을 포함할 수 있다.

[0075] 기구 팀(200)은 2쌍의 전극들을 더 포함하며, 하나의 쌍은 각각의 턱에 위치한다. 제1 턱(206)은 제1 평면 유전체 요소(216)의 내부 표면(220)에 형성된 내부 전극(224) 및 제1 평면 유전체 요소(216)의 외부 표면에 배열된 외부 전극(226)을 포함한다. 유사하게, 제2 턱(208)은 제2 평면 유전체 요소(218)의 내부 표면(222)에 형성된 내부 전극(228) 및 제2 평면 유전체 요소(218)의 외부 표면에 배열된 외부 전극(230)을 포함한다. 따라서, 제1 평면 유전체 요소(216)는 제1 턱(206)의 내부 및 외부 전극들을 서로 전기적으로 절연시키는 역할을 하고, 제2 평면 유전체 요소(218)는 제2 턱(208)의 내부 전극과 외부 전극을 서로 전기적으로 절연시키는 역할을 한다.

[0076] 제1 턱(206)의 내부 전극(224)은 제1 평면 유전체 요소(216)의 내부 표면(220) 상에 증착된 전도성 재료(예를 들어, 금)의 층 또는 필름에 의해 형성된다. 내부 전극(224)은 내부 표면(220)의 일부를 덮고, 제1 블레이드 요소(212)(즉, 제1 평면 유전체 요소(216))의 절단 에지를 따라 연장되어 턱이 닫힐 때 제1 블레이드 요소와 제2 블레이드 요소 사이의 절단 인터페이스에 위치되도록 한다. 제1 턱(206)의 외부 전극(226)은 제1 평면 유전체 요소(216)의 외부 표면에 부착(예를 들어, 접착)되는 제1 전도성 쉘의 형태이다. 제1 전도성 쉘은 제1 평면 유전체 요소(216)의 전체 외부 표면을 덮고 제1 평면 유전체 요소(216)의 두께와 유사한 두께를 갖는 전도성 재료의 조각이다. 제1 전도성 쉘의 외부 표면은 제1 턱(206)의 외부 표면 역할을 한다. 제1 전도성 쉘의 외부 표면은 둥글어서, 제1 턱(206)이 매끄러운 외부 표면을 가질 수 있다.

[0077] 제2 턱(208)의 전극들은 제1 턱(206)과 유사한 방식으로 형성된다. 특히, 제2 턱(208)의 내부 전극(228)은 제2 평면 유전체 요소(218)의 내부 표면(222) 상에 증착되는 전도성 재료(예를 들어, 금)의 층 또는 필름에 의해 형성된다. 내부 전극(228)은 내부 표면(222)의 일부를 덮고, 제2 블레이드 요소(214)(즉, 제2 평면 유전체 요소(218))의 절단 에지를 따라 연장되어, 턱이 닫힐 때 제1 블레이드 요소와 제2 블레이드 요소 사이의 절단 인터페이스에 위치되도록 한다. 제2 턱(208)의 외부 전극(230)은 제2 평면 유전체 요소(218)의 외부 표면에 부착(예를 들어, 접착)되는 제2 전도성 쉘의 형태이다. 제2 전도성 쉘은 제2 평면 유전체 요소(218)의 외부 표면의 대부분을 덮고 제2 평면 유전체 요소(218)의 두께와 유사한 두께를 갖는 전도성 재료의 조각이다. 제2 전도성 쉘의 외부 표면은 제2 턱(208)의 외부 표면을 형성한다. 도 2에 도시된 바와 같이, 제2 전도성 쉘은 제2 평면 유전체

요소(218)의 그루브에 맞물리는 돌출부(232)를 갖는다. 그루브에서 돌출부(232)의 맞물림은 제2 전도성 셀을 제2 평면 유전체 요소(218)와 정렬하고 두 부분들 사이의 미끄러짐(slippage)을 방지하는 역할을 한다. 물론, 제2 평면 유전체 요소(218)에 대해 제2 전도성 셀을 위치시키기 위한 상이한 유형의 맞물림 피처가 사용될 수 있다. 제1 평면 유전체 요소(216)에 대해 제1 전도성 셀을 위치시키기 위해 유사한 맞물림 피처가 또한 사용될 수 있다.

[0078] 각각의 턱 상의 한 쌍의 전극들은 동축 케이블(202)의 원위 단부에 전기적으로 연결되어 전극들이 동축 케이블(202)에 의해 전달되는 RF 및 마이크로파 EM 에너지를 전달할 수 있도록 한다. 전극들이 동축 케이블에 연결되는 방식은 아래에서 자세히 설명된다.

[0079] 기구 팁(200)의 구성은 이제 기구 팁(200)의 다양한 조립 단계들을 도시하는 도 4 내지 8을 참조하여 논의된다. 동축 케이블(202)은 유전체 재료(238)에 의해 분리된 내부 전도체(234) 및 외부 전도체(236)를 포함한다. 또한, 동축 케이블(202)은 절연 재료로 만들어진 외부 시스(sheath)(240)를 포함한다. 제1 턱(206) 및 제2 턱(208)은 베이스 구조(242)를 통해 동축 케이블(202)의 원위 단부에 장착된다. 베이스 구조(242)는 전도성 재료로 만들어진 제1 베이스 부분(244)을 포함하며, 이는 제1 턱(206)을 동축 케이블(202)의 원위 단부에 견고하게 연결한다. 제1 베이스 부분(244)은 동축 케이블(202)의 원위 단부와 (제1 턱(206)의 외부 전극(226)을 형성하는) 제1 전도성 셀 사이에서 연장되는 암(arm)을 포함한다. 도시된 예에서, 제1 전도성 셀 및 제1 베이스 부분(244)은 단일 조각의 전도성 재료로서 일체로 형성된다. 그러나, 다른 예에서, 그들은 함께 연결된 별도의 부분들로 형성될 수 있다. 제1 베이스 부분(244)은 동축 케이블(202)의 원위 단부가 수용되는 채널을 포함하는 제1 장착 부분(246)을 포함한다. 동축 케이블(202)의 외부 시스(240)의 길이는 동축 케이블의 원위 단부 부근에서 제거되어 외부 전도체(236)가 노출되도록 한다. 따라서 외부 전도체(236)는 제1 장착 부분(246)의 채널에서 제1 베이스 부분(244)과 전기적으로 접촉한다. 동축 케이블(202)의 원위 단부는 적절한 전도성 에폭시를 사용하여 제1 장착 부분(246)의 채널에 고정될 수 있다. 그 결과, 제1 전도성 셀(및 따라서 제1 턱(206)의 외부 전극(226))은 제1 베이스 부분(244)을 통해 외부 전도체(236)에 전기적으로 연결된다.

[0080] 베이스 구조(242)는 제2 턱(208)을 동축 케이블(202)의 원위 단부에 피벗 가능하게 장착하는 제2 베이스 부분(248)을 더 포함한다. 제2 베이스 부분(248)은 제1 베이스부(244)와 동일한 재료(예를 들어, 스테인리스 스틸)일 수 있는 전도성 재료로 제조된다. 제2 베이스 부분(248)은 제1 베이스 부분(244) 상의 제1 장착 부분(246)에 고정되어, 제1 베이스 부분(244)과 제2 베이스 부분(248)이 전기적으로 접촉하는 제2 장착 부분(250)을 포함한다. 제1 장착 부분(246)과 제2 장착 부분(250)은 베이스 부분들이 함께 고정될 때 서로 맞물리는 상보적인 형상의 맞물림 표면들을 갖는다. 도 8에 도시된 바와 같이, 제1 베이스 부분(244)과 제2 베이스 부분(248)은 제1 및 제2 장착 부분들(246, 250) 주위에 끼워 맞춰져 함께 유지되는 전도성 링(252)을 통해 함께 고정된다. 전도성 링(252)을 제1 및 제2 장착 부분들 위에 고정시키기 위해 전도성 링(252) 내부에 접착제가 주입될 수 있다. 베이스 구조(242)를 함께 유지하는 것 외에도, 전도성 링(252)은 마이크로파 에너지가 턱들의 전극들에 도달하기 전에 방사되는 것을 방지하는 마이크로파 쉴드(microwave shield)로 작용할 수 있다.

[0081] 제2 베이스 부분(248)은 제2 장착 부분(250)으로부터 길이방향으로 연장되고 제2 전도성 셀(제2 턱(208)에 외부 전극(230)을 형성함)이 피벗 가능하게 장착되는 암을 포함한다. 도시된 예에서, 제2 전도성 셀은 리벳(rivet)(254)을 통해 제2 베이스 부분(240)에 피벗 가능하게 장착된다. 제2 전도성 셀은 리벳(254)(전도성 재료로 제조됨)을 통해 제2 베이스 부분(248)과 전기적으로 접촉한다. 따라서, 제2 전도성 셀(및 따라서 제2 턱(208) 상의 외부 전극(230))은 동축 케이블(202)의 외부 전도체(236)에 전기적으로 연결된다. 따라서, 제1 턱(206)의 외부 전극(226) 및 제2 턱의 외부 전극(230)은 모두 베이스 구조(242)를 통해 외부 전도체(236)에 전기적으로 연결된다.

[0082] 도 6에 도시된 바와 같이, 제2 베이스 부분(248)은 제어 와이어(210)가 연장되어 제2 턱(208)에 연결되는 통로(passageway)(249)를 포함할 수 있다. 제2 전도성 셀은 제어 와이어(210)의 원위 단부가 연결되는 부착 부분(251)을 포함할 수 있다. 제2 전도성 셀에는 개방 위치와 폐쇄 위치 사이에서 제1 턱(206)에 대한 제2 턱(208)의 움직임을 제한하는 역할을 하는 제한 핀(limiting pin)(253)(도 6에 도시됨)이 제공될 수 있다. 이는 제2 턱(208)의 위치가 보다 정확하게 제어될 수 있게 할 수 있다.

[0083] 제1 턱(206)의 내부 전극(224)은 동축 케이블(202)의 내부 전도체(234)와 전기적으로 연결된다. 도 4에 도시된 바와 같이, 제1 평면 유전체 요소(216)는 제1 블레이드 요소(212)와 동축 케이블(202)의 원위 단부 사이에서 연장되는 연결 부분(256)을 포함한다. 내부 전도체(234)의 원위 단부는 제1 평면 유전체 요소(216)의 연결 부분(256) 상에 놓이도록 동축 케이블(202)의 원위 단부 너머로 돌출한다. 와이어(258)는 내부 전도체(234)의 원위

단부에 내부 전극(224)을 전기적으로 연결하기 위해 제1 평면 유전체 요소의 연결 부분(256)을 따라 길이방향으로 연장된다. 와이어(258)는 연결 부분(256)을 따라 연장되는 내부 전극(224)의 일부일 수 있고, 와이어(258) 및 내부 전극(224)은 제1 평면 유전체 요소(216)의 내부 표면(220) 상에 함께 증착될 수 있다.

[0084] 와이어(258)는 제1 평면 유전체 요소(216)의 내부 표면(220) 상에 형성된 제1 연결 패드(260)(도 4 및 도 5에 도시됨)를 포함한다. 제1 연결 패드(260)는 제2 평면 유전체 요소(218)의 내부 표면(222) 상에 형성된 제2 연결 패드(262)(도 6에 도시됨)와 접촉하도록 배열되어, 제1 및 제2 연결 패드들(260, 262) 사이에 슬라이딩 전기 접촉이 형성되도록 한다. 특히, 제1 및 제2 연결 패드들은 제2 턱(208)이 피벗하는 리벳(254)의 축 주위에 중심을 둔다. 따라서, 제2 턱(208)이 제1 턱(206)에 대해 피벗함에 따라 제2 연결 패드(262)는 제1 연결 패드(260)와 전기적 접촉을 유지한다. 제2 연결 패드(262)는 제2 턱(208)의 내부 전극(228)과 전기적으로 연결된다. 예를 들어, 제2 연결 패드(262)는 내부 전극(228)의 일부일 수 있고, 및/또는 내부 전극(228)과 함께 내부 표면(222) 상에 증착될 수 있다. 이러한 방식으로, 제2 턱(208)의 내부 전극(228)은 연결 패드들(260, 262) 및 와이어(258)를 통해 내부 전도체(234)에 전기적으로 연결된다.

[0085] 와이어(258)와 전도성 제2 베이스 부분(248) 사이의 절연 파괴(electrical breakdown)를 피하기 위해 유전체 블록(264)이 제2 베이스 부분(248)과 제1 평면 유전체 요소(216) 사이에 장착된다. 예를 들어, 유전체 블록(264)은 알루미나와 같은 세라믹 재료로 만들어질 수 있다. 유전체 블록(264)은 접착제를 사용하여 제자리에 고정될 수 있다. 또한, 도 7에 도시된 바와 같이, 베이스 구조(242)는 공동(266)이 제1 베이스 부분(244)과 제2 베이스 부분(248) 사이에 형성되도록 성형되고, 내부 전도체(234)는 와이어(258)(따라서 내부 전극(224, 228)에)에 전기적으로 연결된다. 공동(266)은 내부 전도체(234)의 원위 단부와 베이스 구조(242) 사이의 절연 파괴의 위험을 줄이기 위해 포팅 재료(potting material)와 같은 유전체 재료로 채워질 수 있다. 유전체 재료로 공동(266)을 채우는 것은 또한 기구 틱(200)을 강화하고 제1 및 제2 베이스 부분들을 함께 유지하는 역할을 할 수 있다. 제2 베이스 부분(248)은 유전체 재료가 공동(266) 내로 주입될 수 있는 주입 포트(injection port)(268)를 포함한다.

[0086] 기구 틱(200)을 조립하기 위해, 제1 베이스 부분(244) 및 제1 턱(208)이 먼저 조립되고 도 4에 도시된 바와 같이 동축 케이블(202)의 원위 단부에 연결될 수 있다. 도 5 및 도 6에 도시된 바와 같이, 제2 턱(208)은 리벳(254)을 통해 제2 베이스 부분(248)에 연결된다. 그런 다음, 유전체 블록(264)은 제1 평면 유전체 요소(216)의 내부 표면(220) 상에 배치될 수 있고(도 6에 도시된 바와 같음) 그 다음에 제2 베이스 부분(248)이 제1 베이스 부분(244) 상에 장착된다(도 7에 도시된 바와 같음). 유전체 포팅 재료는 주입 포트(268)를 통해 공동(266) 내로 주입될 수 있다. 전도성 링(252)은 동축 케이블(202) 위로 그리고 제1 및 제2 장착 부분들(246, 250) 위로 미끄러져 들어가, 제1 및 제2 베이스 부분들(244, 248)을 함께 유지할 수 있다. 전술한 바와 같이, 제1 및 제2 장착 부분들(246, 250) 위에 전도성 링(252)을 고정하기 위해 접착제가 사용될 수 있다. 그런 다음 제어 와이어(210)는 제2 베이스 부분(248)의 통로(249)를 통해 스레딩되고(threaded) 제2 턱(208)의 부착 부분에 연결될 수 있다(도 8에 도시됨). 마지막으로, 플렉서블 샤프트(204)는 동축 케이블(202) 위로 당겨지고 예를 들어 접착제를 사용하여 전도성 링(252)에 고정될 수 있다.

[0087] 도 2 내지 8을 참조하여 설명된 실시예에서, 턱들 중 하나만 움직일 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 가위와 같은 턱의 개방 및 폐쇄를 제공하기 위해 두 턱들은 모두 예를 들어 동축 케이블(202)의 원위 단부에 움직임 가능하게 장착될 수 있다. 전극들에 대한 상이한 전기적 연결들이 서로 다른 실시예에서 사용될 수 있음을 또한 주목해야 한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 내부 전극들은 외부 전도체(236)에 연결될 수 있는 반면, 외부 전극들은 내부 전도체에 연결될 수 있다. 다양한 전극 구성들은 도 9 및 10을 참조하여 아래에서 설명된다.

[0088] 도 9 및 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 전기수술 절제기 툴에서 가능한 전극 구성을 예시하는 개략도이다.

[0089] 도 9는 제1 턱(902) 및 제2 턱(904)을 갖는 전기수술 절제기 툴의 기구 틱(900) 부분의 개략적인 단면도를 도시한다. 제1 및 제2 턱들은 서로에 대해 이동 가능(예를 들어 피벗 가능)하고 각각은 턱들 사이에 위치된 조직을 절단하기 위한 각각의 블레이드 요소를 포함한다. 제1 턱(902)은 제1 유전체 재료(910)에 의해 분리된 제1 내부 전극(906) 및 제1 외부 전극(908)을 포함한다. 제1 내부 전극(906)은 전기수술 절제기 툴의 동축 케이블의 내부 전도체에 전기적으로 연결되는 반면, 제1 외부 전극(908)은 동축 케이블의 외부 전도체에 전기적으로 연결된다. 유사하게, 제2 턱(904)은 제2 유전체 재료(916)에 의해 분리된 제2 내부 전극(912) 및 제2 외부 전극(914)을 포함한다. 제2 내부 전극(912)은 동축 케이블의 내부 전도체에 전기적으로 연결되는 반면, 제2 외부 전극(914)은 동축 케이블의 외부 전도체에 전기적으로 연결된다. 도 9 내지 10의 '+' 및 '-' 기호는 각 전극이 연결된 동축 케이블의 내부 및 외부 전도체 중 어느 것에 연결되어 있는지를 나타내며, '+'는 전극이 내부 전도체에 연결되

있음을 나타내고 '-'는 전극이 외부 전도체에 연결되었음을 나타낸다.

[0090] 따라서, 도 9에 도시된 전극 구성은 위에서 논의된 기구 팁(200)의 구성에 대응할 수 있고, 여기서 내부 전극은 동축 케이블의 내부 전도체에 연결되고 외부 전극은 동축 케이블의 외부 전도체에 연결된다. 따라서, 예를 들어, 제1 내부 전극(906)은 내부 전극(224)에 대응할 수 있으며, 제1 외부 전극(908)은 외부 전극(226)에 대응할 수 있고, 제1 유전체 재료(910)는 제1 평면 유전체 요소(216)에 대응할 수 있고, 제2 내부 전극(912)은 내부 전극(228)에 대응할 수 있고, 제2 외부 전극(914)은 외부 전극(230)에 대응할 수 있고, 제2 유전체 재료(916)는 제2 평면 유전체 요소(218)에 대응할 수 있다. 따라서, 제1 내부 전도체(906)와 제2 내부 전도체(912) 사이에 슬라이딩 전기 접촉(미도시)이 있을 수 있다.

[0091] 도 9에 도시된 전극 구성으로, RF EM 에너지가 동축 케이블을 통해 전극으로 전달될 때 2개의 RF 절단 필드들이 생성될 수 있다. 제1 내부 전극(906)과 제1 외부 전극(908) 사이에 제1 RF 절단 필드가 설정될 수 있고, 제1 내부 전극(906)은 제1 활성 전극으로서 작용하고 제1 외부 전극(908)은 RF EM 에너지에 대한 제1 복귀 전극으로서 작용한다. 마찬가지로, 제2 내부 전극(912)과 제2 외부 전극(914) 사이에 제2 RF 절단 필드가 설정될 수 있고, 제2 내부 전극(912)은 제2 활성 전극으로서 작용하고 제2 외부 전극(914)은 RF EM 에너지에 대한 제2 복귀 전극으로서 작용한다. 그 결과, RF 절단 필드들은 조직의 균일한 RF 절단을 가능하게 할 수 있는 2개의 턱들 사이의 인터페이스에 대해 실질적으로 대칭일 수 있다. 추가로, 위에서 논의된 기구 팁(200)의 실시예로, 외부 전극들이 큰 전도성 셸들로 형성되는 반면 내부 전극은 전도성 재료의 얇은 층으로 형성되는 경우 RF 절단은 내부 전극들 근처에 집중될 수 있다. 이는 조직의 RF 절단이 두 전극들 중 더 작은 전극에서 발생하는 경향이 있기 때문이다. 따라서, 외부 전극들(908, 914)을 내부 전극들(906, 912)보다 더 크게 만듦으로써(예를 들어 더 큰 표면 영역을 제공함으로써), 조직의 RF 절단은 미세하고 정확한 절단을 생성할 수 있는 제1 및 제2 턱들(902, 904) 사이의 인터페이스에 집중될 수 있다.

[0092] 마이크로파 EM 에너지가 동축 케이블을 통해 턱들(902, 904)의 전극들로 전달될 때, 마이크로파 필드는 턱들 주위에 형성될 수 있다. 특히, 내부 전극들과 외부 전극들은 함께 마이크로파 에너지를 방출하는 마이크로파 필드 방출 구조(또는 안테나 구조)의 역할을 할 수 있다. 제1 내부 전극(906)과 제2 내부 전극(912)은 서로 전기적으로 연결되어, 마이크로파 에너지를 방출하는 단일 마이크로파 방출기 역할을 할 수 있다. 제1 외부 전극(908) 및 제2 외부 전극(914)은 방출된 마이크로파 에너지를 형성하는 접지 전도체(grounded conductor)들로서 작용할 수 있다. 그러한 마이크로파 필드 방출 구조는 턱들 주위에서 방출되는 실질적으로 대칭적인 마이크로파 필드를 야기할 수 있다. 기구 팁(200)의 실시예에서, 외부 전도체들이 턱들의 외부 표면들 상의 전도성 셸에 의해 제공되기 때문에, 방출된 마이크로파 에너지는 턱들 주위 및 턱들 사이의 갭에 집중될 수 있다. 이것은 조직의 마이크로파 절제 및/또는 응고가 턱 주변의 잘 정의된 영역에서 발생하도록 보장할 수 있다.

[0093] 물론, 다른 실시예에서, 전극들의 극성들은 도 9에 도시된 것과 비교하여 반전될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 제1 내부 전극(906)은 외부 전도체에 연결될 수 있고, 제1 외부 전극(908)은 내부 전도체에 연결될 수 있고, 제2 내부 전극(912)은 외부 전도체에 연결될 수 있고, 제2 외부 전극(914)은 내부 전도체에 연결될 수 있다.

[0094] 도 10은 제1 턱(1002) 및 제2 턱(1004)을 갖는 전기수술 절제기 툴의 기구 팁(1000) 부분의 개략적 단면도이다. 제1 및 제2 턱들은 서로에 대해 이동 가능(예를 들어 피벗 가능)하고 각각은 턱들 사이에 위치된 조직을 절단하기 위한 개별의 블레이드 요소를 포함한다. 제1 턱(1002)은 제1 유전체 재료(1010)에 의해 분리된 제1 내부 전극(1006) 및 제1 외부 전극(1008)을 포함한다. 제1 내부 전극(1006)은 전기수술 절제기 툴의 동축 케이블의 외부 전도체에 전기적으로 연결되는 반면, 제1 외부 전극(1008)은 동축 케이블의 내부 전도체에 전기적으로 연결된다. 유사하게, 제2 턱(1004)은 제2 유전체 재료(1016)에 의해 분리된 제2 내부 전극(1012) 및 제2 외부 전극(1014)을 포함한다. 제2 내부 전극(1012)은 동축 케이블의 외부 전도체에 전기적으로 연결되는 반면, 제2 외부 전극(1014)은 동축 케이블의 내부 전도체에 전기적으로 연결된다. 따라서 2개의 턱들의 내부 전극들은 동축 케이블의 대향 전도체들에 연결되고 2개의 턱들의 외부 전극들은 동축 케이블의 대향 전도체들에 연결된다.

[0095] 제1 내부 전극(1006)과 제2 내부 전극(1012) 사이의 전기적 연결을 방지하기 위하여, 제2 턱(1004)은 제2 내부 전극(1012)을 덮고 제2 내부 전극(1012)과 제1 내부 전극(1006) 사이에 위치하는 제3 유전체 재료(1018)를 포함한다. 제3 유전체 재료(1018)는 제1 및 제2 유전체 재료들(1010, 1016)과 동일한 유전체 재료로 제조될 수 있고, 예를 들어 제2 턱(1004)에 장착되는 평면 유전체 요소의 형태일 수 있다. 제3 유전체 재료(1018)는 제2 턱(1004)의 블레이드 요소를 정의하는 역할을 할 수 있고, 예를 들어 제3 유전체 재료(1018)는 턱들 사이에 위치한 조직을 절단하도록 배열된 절단 에지를 가질 수 있다. 제3 유전체 요소(1018)는 또한 제2 내부 전극(101

8)을 보호하는 역할을 할 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 유전체 재료의 제4 조각(미도시)이 제1 턱(1002) 상에 제공될 수 있어서, 이는 제1 내부 전극(1006)을 덮고 제1 내부 전극(1006)과 제2 내부 전극(1012) 사이에 위치된다. 유전체 재료의 제4 조각은 제1 턱(1002)의 블레이드 요소를 정의하는 역할을 할 수 있다. 이와 같이 제1 내부 전도체와 제2 내부 전도체를 각각 유전체로 덮으면 내부 전극들 사이의 절연 파괴의 위험을 최소화할 수 있다. 이는 또한 턱들 사이의 대칭을 개선할 수 있으며, 이는 기구 팁에서 방출되는 RF 및 마이크로파 에너지의 대칭을 개선할 수 있다.

[0096] 도 10에 도시된 전극 구성으로, RF EM 에너지가 동축 케이블을 통해 전극들로 전달될 때 3개의 RF 절단 필드들이 생성될 수 있다. 제1 내부 전극(1006)과 제1 외부 전극(1008) 사이에 제1 RF 절단 필드가 설정될 수 있고, 제1 내부 전극(1006)은 제1 복귀 전극으로서 작용하고 제1 외부 전극(1008)은 RF EM 에너지에 대한 제1 활성 전극으로서 작용한다. 제2 내부 전극(1012)과 제2 외부 전극(1014) 사이에 제2 RF 절단 필드가 설정될 수 있고, 제2 내부 전극(1012)은 제2 활성 전극으로서 작용하고 제2 외부 전극(1014)은 RF EM 에너지에 대한 제2 복귀 전극으로서 작용한다. 추가적으로, 제1 내부 전극(1006)과 제2 내부 전극(1012)이 동축 케이블에서 서로 다른 전도체들에 연결되어 있기 때문에 제3 RF 절단 필드가 그들 사이에 설정될 수 있다. 그 결과, 턱들 사이뿐만 아니라 각각의 턱에도 RF 절단 필드가 설정될 수 있다. 이는 턱들 사이에 위치한 조직의 RF 절단이 수행될 수 있는 균일성을 개선할 뿐만 아니라 턱들의 더 넓은 영역에 걸쳐 수행될 수 있는 RF 절단을 가능하게 할 수 있다. 상기 논의와 유사하게, RF 절단은 내부 전극들(1006, 1012)에 비해 외부 전극들(1008, 1014)의 크기를 증가시킴으로써 턱들(1002, 1004) 사이의 인터페이스에 집중될 수 있다. 예를 들어, 외부 전극들(1008, 1014)은 턱들의 외부 표면들에 있는 상대적으로 더 큰 전도성 셀들에 의해 구현될 수 있는 반면, 내부 전극들(1006, 1012)은 턱들에 있는 얇은 전도성 층들에 의해 구현될 수 있다.

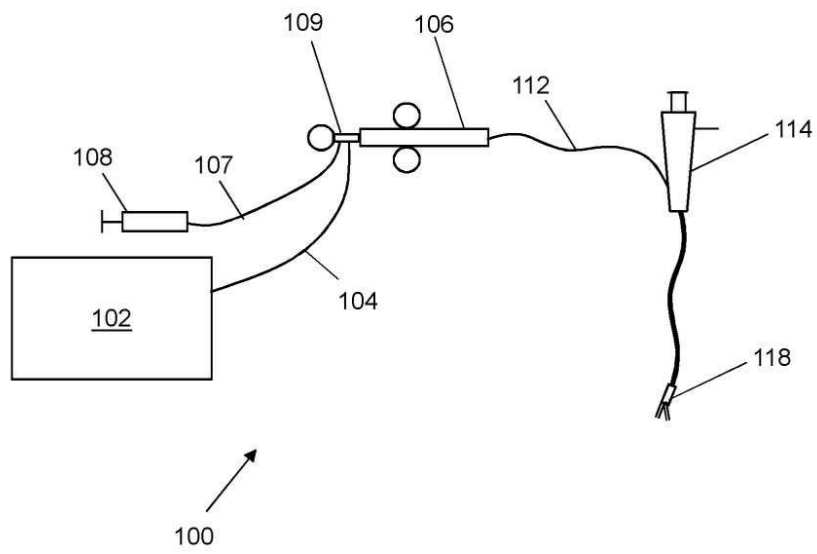
[0097] 마이크로파 에너지가 턱들(1002, 1004)의 전극들로 전달될 때, 개별의 마이크로파 필드는 각각의 턱의 한 쌍의 전극들에 의해 방출될 수 있다. 특히, 제1 내부 전극(1006) 및 제1 외부 전극(1008)은 제1 마이크로파 필드 방출 구조로 작용할 수 있고, 제2 내부 전극(1012) 및 제2 외부 전극(1014)은 제2 마이크로파 필드 방출 구조로 작용할 수 있다. 그 결과, 개별의 마이크로파 필드가 각각의 턱에서 방출될 수 있다. 이는 턱들 사이에 위치한 조직이 턱들 사이의 인터페이스에 대해 실질적으로 대칭인 마이크로파 에너지로 처리될 수 있게 할 수 있다. 예를 들어, 이것은 턱들 사이에 위치한 조직이 어느 한 측에서 실질적으로 균일하게 절제 및/또는 응고될 수 있게 할 수 있다.

[0098] 물론, 다른 실시예에서, 전극들의 극성들은 도 10에 도시된 것과 비교하여 반전될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 제1 내부 전극(1006)은 내부 전도체에 연결될 수 있으며, 제1 외부 전극(1008)은 외부 전도체에 연결될 수 있고, 제2 내부 전극(1012)은 외부 전도체에 연결될 수 있고, 제2 외부 전극(1014)은 내부 전도체에 연결될 수 있다.

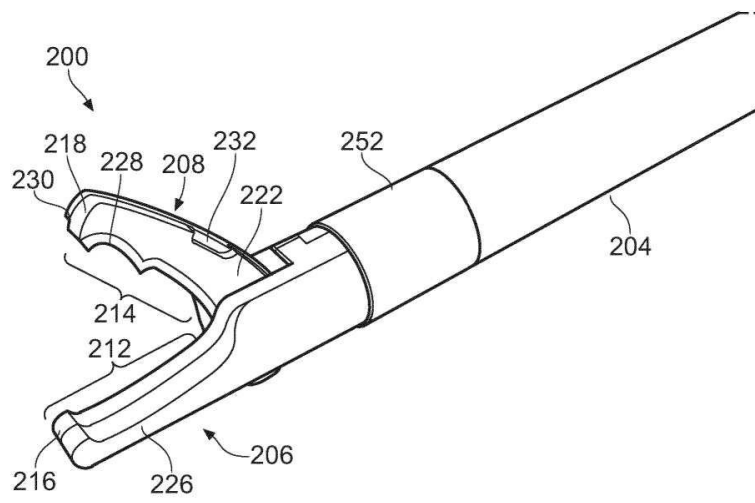
[0099] 도 9 및 10에 도시된 기구 팁의 부분들은 축척에 맞게 표시되지 않았음에 유의해야 한다. 또한, 설명을 위해 도 9 및 10에는 제1 및 제2 턱들이 접촉하는 것으로 도시되어 있지 않다. 그러나 실제로는 제1 턱과 제2 턱이 서로 접촉할 수 있으며, 예를 들어 그들은 피벗 가능하게 함께 연결될 수 있다.

도면

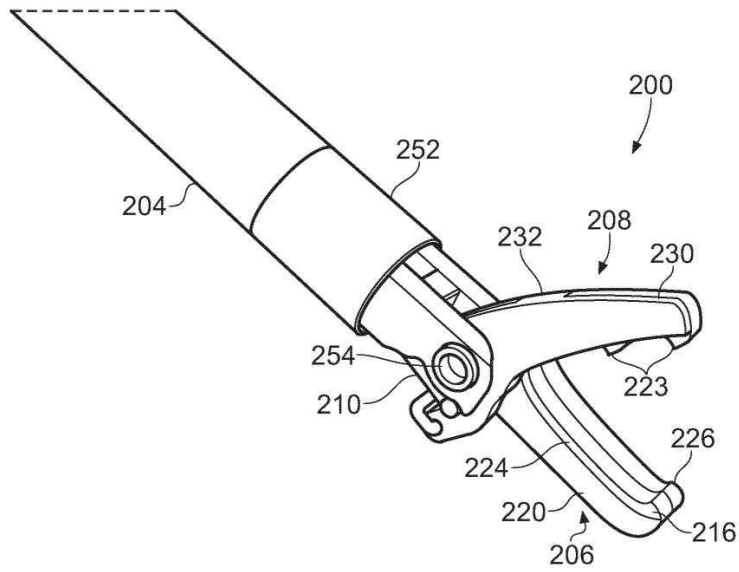
도면1



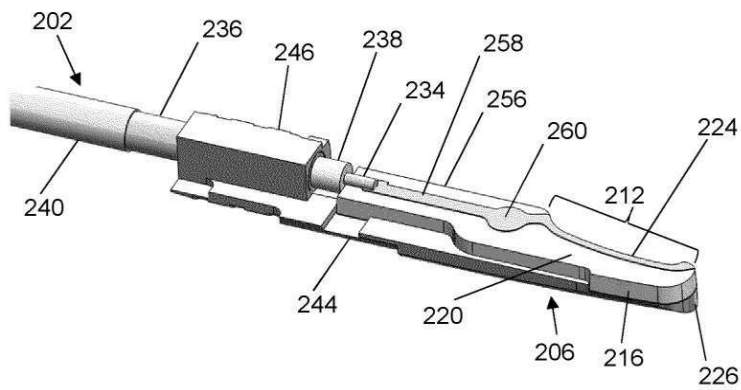
도면2



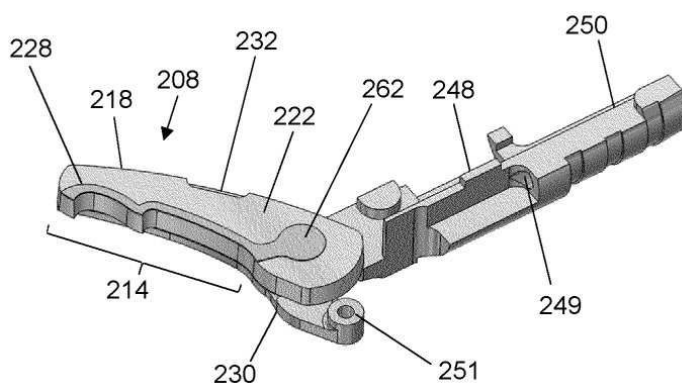
도면3



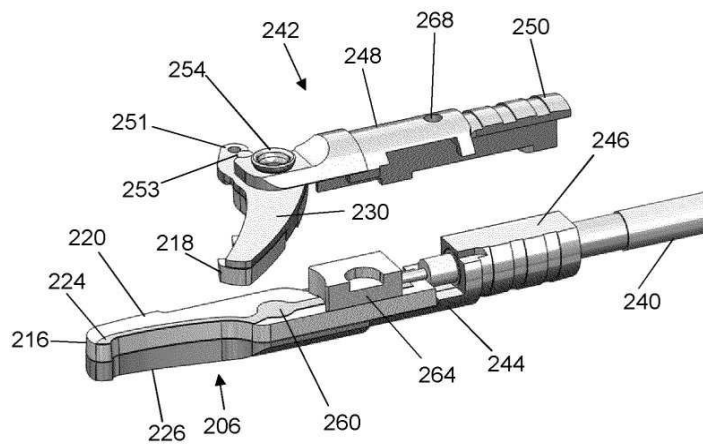
도면4



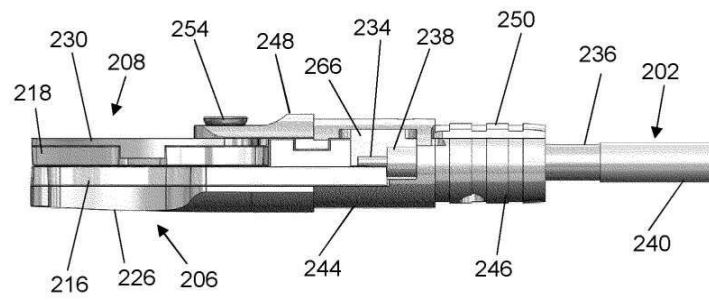
도면5



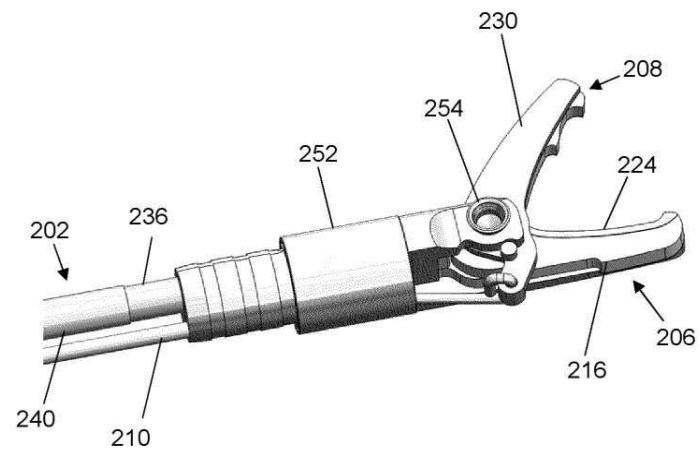
도면6



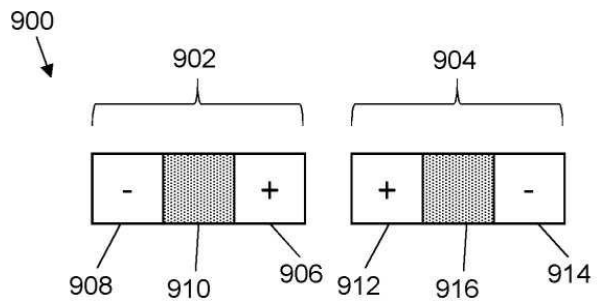
도면7



도면8



도면9



도면10

