



공개특허 10-2019-0142315



(19) 대한민국특허청(KR)
 (12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0142315
 (43) 공개일자 2019년12월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/18 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)

(71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
 영국 웨일스 몬마스셔 (웨일스) 엔피 16 5유에이치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2

(52) CPC특허분류
A61B 18/1815 (2013.01)
A61B 2018/00196 (2013.01)

(72) 벌명자
핸콕 크리스토퍼 폴
 영국 바스 앤드 노스 이스트 서머싯 비에이1 4엘 엔 바스 네이피어 로드 37

(21) 출원번호 10-2019-7021990
 (22) 출원일자(국제) 2018년05월03일
 심사청구일자 **없음**
 (85) 번역문제출일자 2019년07월25일
 (86) 국제출원번호 PCT/EP2018/061316
 (87) 국제공개번호 WO 2018/202758
 국제공개일자 2018년11월08일
 (30) 우선권주장
 1707112.7 2017년05월04일 영국(GB)

번 패트릭
 영국 몬마스셔 엔피16 5유에이치 웨일스 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리오 메디컬 리미티드
 (뒷면에 계속)

(74) 대리인
리앤목특허법인

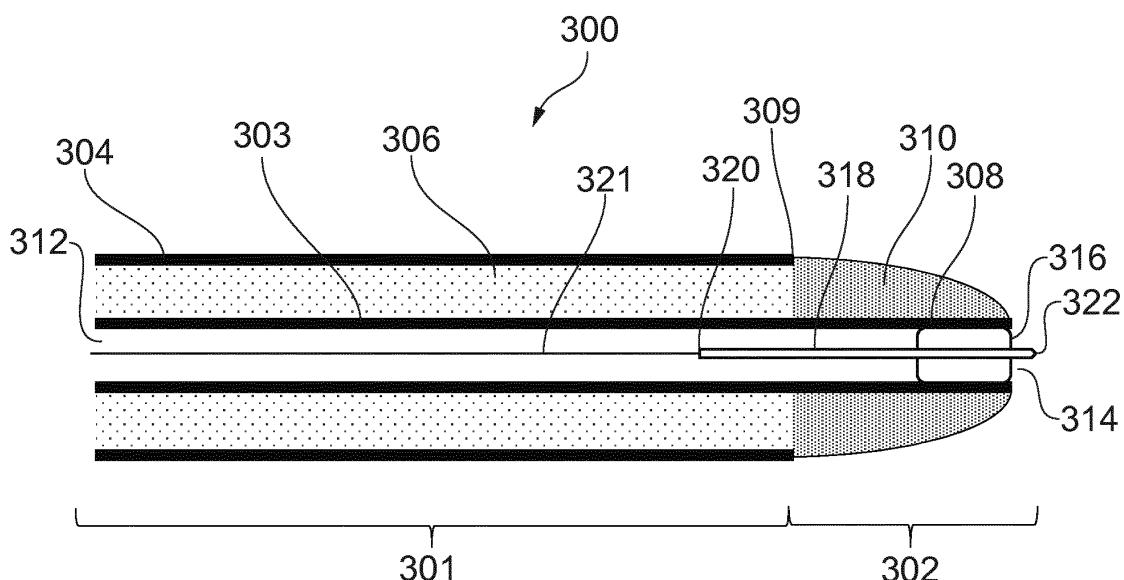
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **조직 절제의 전기 외과 장치 및 방법**

(57) 요약

증식물 내 유체를 치료 에너지를 전달하는 데 도움이 되는 물질로 대체함으로써 유체가 채워진 생물학적 증식물을 치료하기 위한 전기 외과 기구. 치료 에너지는 마이크로파 에너지일 수 있거나 마이크로파 에너지로부터 유도되는 열 에너지일 수 있다. 상기 장치는 방사 텁 부분을 갖는 기구, 및 방사 텁 부분 주위에 위치되어 치료 부위로 그리고 그로부터 유체를 수송하기 위한 유체 전달 메커니즘을 포함한다. 유체 전달 메커니즘은 치료 부위 안으로 연장되도록 배열되는 강성 삽입 요소를 포함하며, 유체가 치료 부위로부터 흡인될 수 있고, 물질이 치료 부위 안으로 주입되어 흡인된 유체를 대체한다. 주입되는 물질은 치료 부위의 생물학적 조직으로 치료 에너지의 균일한 전달을 가능하게 하도록 선택되는 유전 속성들을 갖는다.

대 표 도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 2018/00577 (2013.01)

A61B 2018/00982 (2013.01)

A61B 2018/1823 (2013.01)

A61B 2018/1861 (2013.01)

A61B 2018/1869 (2013.01)

A61B 2018/1884 (2013.01)

A61B 2018/1892 (2013.01)

A61B 2218/002 (2013.01)

A61B 2218/007 (2013.01)

(72) 발명자

캡피언 찰리

영국 브리스톨 비에스6 5제이피 몬트필리어 페어필
드 로드 36

터너 루이스

영국 몬머스셔 엔피16 5유에이치 챕스토 보포트 파
크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리오
메디컬 리미티드

명세서

청구범위

청구항 1

유체가 채워진 주머니를 함유하는 생물학적 증식물을 치료하기 위한 전기 외과 장치에 있어서,

마이크로파 에너지를 생물학적 조직 안으로 전달하기 위한 전기 외과 기구로서,

마이크로파 에너지를 전달하기 위한 동축 케이블; 및

상기 동축 케이블의 원단에 배치되어 상기 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수용하기 위한 방사 텁 부분을 포함하는, 상기 전기 외과 기구; 및

상기 방사 텁 부분 주위에 위치되어 치료 부위로 그리고 그로부터 유체를 수송하기 위한 유체 전달 메커니즘을 포함하되,

상기 유체 전달 메커니즘은:

상기 동축 케이블을 따라 연장되는 가요성 유체 전달 도관, 및

상기 유체 전달 도관의 원단과 유체 연통하고 상기 치료 부위 안으로 연장되도록 배열되는 강성 삽입 요소를 포함하고,

상기 유체 전달 메커니즘은:

상기 치료 부위로부터 유체를 흡인하도록, 그리고

흡인된 상기 유체를 대체할 물질을 상기 치료 부위 안으로 주입하도록 배열되며, 그리고

상기 물질은 상기 치료 부위의 생물학적 조직으로 치료 에너지의 균일한 전달을 가능하게 하도록 선택되는 유전 속성들(dielectric properties)을 갖는, 전기 외과 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 치료 부위는 생물학적 증식물 내에 함유되는 유체가 채워진 주머니를 포함하며, 상기 유체 전달 메커니즘이 상기 유체가 채워진 주머니의 생물학적 유체를 상기 물질로 대체하도록 배열되는, 전기 외과 장치.

청구항 3

청구항 1 또는 2에 있어서, 상기 유체 전달 메커니즘은 상기 치료 부위로부터 흡인된 상기 유체의 볼륨과 동일한 볼륨의 상기 물질을 상기 치료 부위 안으로 주입하도록 배열되는, 전기 외과 장치.

청구항 4

청구항 1 내지 3 중 어느 한 항에 있어서, 상기 물질은 유전 유체(dielectric fluid)로 이루어지는, 전기 외과 장치.

청구항 5

청구항 1 내지 4 중 어느 한 항에 있어서, 상기 물질은 탈염수 또는 식염수를 포함하는, 전기 외과 장치.

청구항 6

청구항 1 내지 5 중 어느 한 항에 있어서, 상기 물질은 상기 방사 텁 부분을 연장하는, 전기 외과 장치.

청구항 7

청구항 1 내지 6 중 어느 한 항에 있어서, 상기 물질은 마이크로파 에너지를 상기 치료 부위로 인가하는 동안

액상으로부터 고상으로 전이하도록 선택되는, 전기 외과 장치.

청구항 8

청구항 1 내지 7 중 어느 한 항에 있어서, 상기 강성 삽입 요소는 중공 니들을 포함하는, 전기 외과 장치.

청구항 9

청구항 1 내지 8 중 어느 한 항에 있어서, 상기 동축 케이블은 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체와 외측 도전체를 분리시키는 제1 유전 물질을 포함하되, 상기 내측 도전체는 상기 유체 전달 메커니즘을 위한 통로를 제공하기 위해 중공인, 전기 외과 장치.

청구항 10

청구항 9에 있어서, 상기 강성 삽입 요소는 상기 통로를 통해 상기 가요성 유체 전달 도관과 유체 연통하는, 전기 외과 장치.

청구항 11

청구항 9 또는 10에 있어서, 상기 강성 삽입 요소는 상기 통로에 슬라이딩 가능하게 장착되는, 전기 외과 장치.

청구항 12

청구항 9 내지 11 중 어느 한 항에 있어서, 상기 강성 삽입 요소는 그것이 상기 전기 외과 기구의 상기 원단을 너머 돌출하는 노출된 위치와, 그것이 상기 전기 외과 기구의 상기 원단으로부터 후퇴되는 수축된 위치 사이에서 이동 가능한, 전기 외과 장치.

청구항 13

청구항 9 내지 12 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전기 외과 기구는 환자의 내장 기관들의 이미지를 생성하기 위한 초음파 프로브를 포함하는, 전기 외과 장치.

청구항 14

청구항 9 내지 13 중 어느 한 항에 있어서,

상기 마이크로파 에너지를 발생시키기 위한 발전기; 및

환자의 소화관 안으로의 비-경피 삽입을 위한 외과 관찰 디바이스로서, 그것의 길이를 따라 이어지는 기구 채널을 갖는, 상기 외과 관찰 디바이스를 더 포함하되,

상기 외과 관찰 디바이스의 상기 기구 채널 내에서 상기 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘이 전달되고,

상기 발생기로부터의 상기 마이크로파 에너지를 수용하도록 상기 동축 케이블이 연결되는, 전기 외과 장치.

청구항 15

유체가 채워진 주머니를 함유하는 생물학적 증식물을 치료하기 위한 방법에 있어서,

환자의 소화관 안으로 외과 관찰 디바이스의 기구 코드를 비-경피적으로 삽입하는 단계로서, 상기 외과 관찰 디바이스는 그것의 길이를 따라 이어지는 기구 채널을 갖는, 상기 외과 관찰 디바이스의 기구 코드를 비-경피적으로 삽입하는 단계;

상기 외과 관찰 디바이스의 상기 기구 채널을 따라 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘을 전달하는 단계로서,

상기 전기 외과 기구는 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 동축 케이블, 및 상기 동축 케이블의 원단에 배치되어 상기 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수용하기 위한 병사 텁 부분을 포함하고,

상기 유체 전달 메커니즘은 상기 동축 케이블을 따라 연장되는 가요성 유체 전달 도관, 및 상기 유체 전달 도관의 원단과 유체 연통하는 강성 삽입 요소를 포함하는, 상기 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘을 전달하는 단계;

상기 강성 삽입 요소를 상기 기구 코드의 상기 원단에 위치하는 생물학적 증식물 내에 함유되는 유체가 채워진 주머니 안으로 연장시키는 단계;

상기 유체가 채워진 주머니로부터 유체를 흡인하는 단계;

흡인된 상기 유체를 대체할 물질을 상기 유체가 채워진 주머니 안으로 주입하는 단계; 및

상기 방사 팁 부분으로 마이크로파 에너지를 전달하는 단계로서, 상기 물질은 상기 유체가 채워진 주머니 주변 생물학적 조직으로 치료 에너지의 균일한 전달을 가능하게 하도록 선택되는 유전 속성들을 갖는, 상기 마이크로파 에너지를 전달하는 단계를 포함하는, 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 마이크로파 에너지를 사용하여 생물학적 조직을 절제하기 위한 전기 외과 장치 및 방법에 관한 것이다. 구체적으로, 본 발명은 특히 낭종 또는 종양과 같은 생물학적 증식물이 유체를 함유할 경우 그러한 증식물의 절제에 관한 것이다. 본 발명은 특히 췌장 낭종 또는 종양의 치료에 유용할 수 있다.

배경 기술

[0002] 췌장의 위치와 다른 기관들에 가까움으로 인해 췌장의 종양 또는 낭종과 같은 증식물에 접근하기는 본질적으로 어렵다. 또한, 증식물의 경계와 췌장 벽 사이의 여유는 대개 매우 작다. 이 때문에, 췌장 종양 또는 낭종을 치료하거나 제거하기 위한 외과적 수술 중에 다른 기관들에 부수적 손상을 입힐 위험이 높다. 그 결과, 화학요법, 방사선 요법 및 상이한 유형들의 수술과 같은 다양한 치료 옵션이 채용된다. 외과적 수술에는 부분 또는 전체 췌장 절제술(췌장 제거), 스텐트 삽입 또는 우회로술(예를 들어, 막힌 담관 완화) 또는 핵 적출술(종양/낭종 제거)이 수반될 수 있다. 췌장에는 수술 유형에 따라, 개복술(예를 들어, 복부를 크게 절개)에 의해 또는 복강경을 사용하는 열쇠 구멍 절개를 통해 접근될 수 있다.

[0003] 췌장 내의 낭종 및 종양의 모풀러지는 다양하고, 고체 물질, 하나 이상의 개방 공극 또는 고체 물질과 개방 공극의 혼합으로 이루어질 수 있다. 개방 공극(또는 주머니)에는 장액 또는 점액과 같은 낭종성 유체가 채워져 있다. 단일 조직 증식물 내 유체가 채워진 주머니는 서로 연통할 수 있거나(즉, 그것들을 연결하는 통로들이 있다), 또는 분리되어 있을 수 있다(즉, 그것들 사이에 연결 없이).

[0004] 췌장 낭종 및 종양을 검출하고 이미징하기 위한 공지된 방법은 내시경 초음파(endoscopic ultrasound, EUS)이다. 이 방법에서는, 내시경이 환자의 입 안으로 삽입되고 십이지장 부근까지 식도 및 위를 통해 접어든다. 내시경 상의 초음파 프로브는 주변 장기들의 고품질 이미지들을 얻는 데 사용된다. 췌장이 십이지장에 가깝기 때문에, 췌장의 매우 상세한 초음파 이미지들이 얻어질 수 있다. 또한, 내시경 상의 미세한 중공 니들을 사용하여, EUS 시술 중에 췌장 생검이 얻어질 수 있다. 니들은 적절한 위치에서 십이지장 또는 위 벽을 판통하여 췌장 안으로 삽입될 수 있게 되도록 사용된다. 초음파 이미지들은 특정 물질 또는 낭종과 같이 췌장의 목적하는 위치로 니들을 정확하게 안내하는 데 사용될 수 있다. 그 다음 췌장에서 나온 유체 또는 증식물이 니들을 통해 흡인되어 검사될 수 있도록 채집된다. 이러한 시술은 세침 흡인(fine-needle aspiration, FNA)이라고 알려져 있다.

발명의 내용

[0005] 가장 일반적으로, 본 발명은 증식물 내의 유체를 치료 에너지 전달을 돋는 물질로 대체함으로써 유체가 채워진 생물학적 증식물을 효과적으로 치료하기 위한 전기 외과 기술을 제공한다. 치료 에너지는 마이크로파 에너지일 수 있거나, 예를 들어, 유전 가열에 의해 마이크로파 에너지로부터 유도되는 열 에너지일 수 있다.

[0006] 증식물 공극 안으로 주입될 물질을 적절하게 선택함으로써, 증식물 조직으로의 마이크로파 및/또는 열 에너지의 전달이 최적화될 수 있고, 그에 따라 더 효율적인 증식물이 절제될 수 있다. 종래의 마이크로파 절제 기구들은 보통 대칭적인 방사 프로파일을 가지므로, 불규칙하거나 비대칭인 증식물의 절제가 어렵다. 증식물 조직에 에너지를 전달하기 위한 물질로 공극을 채움으로써, 불규칙하거나 비대칭인 증식물이 더 효과적으로 절제될 수 있다. 전기 외과 디바이스는 내시경의 작동 채널을 통해 공급되도록 구성될 수 있어서, 최소 침습 수술 절차들을 수행하는 데 사용될 수 있다.

- [0007] 본 발명의 제1 양태에 따르면, 유체가 채워진 주머니를 함유하는 생물학적 증식물을 치료하기 위한 전기 외과 장치가 제공되며, 상기 장치는: 마이크로파 에너지를 생물학적 조직 안으로 전달하기 위한 전기 외과 기구로서, 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 동축 케이블; 및 상기 동축 케이블의 원단에 배치되어 상기 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수용하기 위한 방사 텁 부분을 포함하는, 상기 전기 외과 기구; 및 상기 방사 텁 부분 주위에 위치되어 치료 부위로 그리고 그로부터 유체를 수송하기 위한 유체 전달 메커니즘을 포함하되, 상기 유체 전달 메커니즘은: 상기 동축 케이블을 따라 연장되는 가요성 유체 전달 도관, 및 상기 유체 전달 도관의 원단과 유체 연통하고 상기 치료 부위 안으로 연장되도록 배열되는 강성 삽입 요소를 포함하고, 상기 유체 전달 메커니즘은: 상기 치료 부위로부터 유체를 흡인하도록, 그리고 흡인된 상기 유체를 대체할 물질을 상기 치료 부위 안으로 주입하도록 배열되며, 그리고 상기 물질은 상기 치료 부위의 생물학적 조직으로 치료 에너지의 균일한 전달을 가능하게 하도록 선택되는 유전 속성들을 갖는다.
- [0008] 사용시, 상기 치료 부위는 생물학적 증식물 내에 함유 되는 유체가 채워진 주머니를 포함할 수 있다. 상기 유체 전달 메커니즘은 마이크로파 에너지가 치료를 위해 가해지기 전에 상기 유체가 채워진 주머니의 생물학적 유체를 물질로 대체하도록 배열될 수 있다. 상기 치료 에너지는 상기 유체가 채워진 주머니를 둘러싸는(즉, 그것의 내벽을 제공하는) 생물학적 조직을 타겟으로 할 수 있다. 상기 물질을 사용하면 생물학적 조직이 균일한 치료를 받을 수 있게 될 수 있다.
- [0009] 상기 방사 텁 부분은 마이크로파 안테나를 포함할 수 있다. 상기 안테나는 동축 피드 케이블의 종단 상에 형성되는 종래의 모노폴 안테나일 수 있다. 상기 동축 피드 케이블의 내측 도전체는 마이크로파 에너지가 방사할 수 있는 상기 마이크로파 안테나의 방사 텁에 연결될 수 있다. 상기 방사 텁은 상기 마이크로파 안테나의 에너지 방출 프로파일을 향상시키거나 형성하기 위해, 상기 안테나의 유전 부하를 제공하기 위해 하나 이상의 유전 물질을 포함할 수 있다. 특정 실시 예들에서, 상기 전기 외과 기구는 넓은 영역에 걸쳐 에너지를 방출하기 위해, 상기 동축 피드 케이블에 연결되는 다중 모노폴 안테나를 포함할 수 있다. 상기 다중 모노폴 안테나는 적합한 전력 분배기 배열에 의해 상기 동축 케이블에 연결될 수 있다. 상기 안테나는 치료 부위에서 더 큰 볼륨을 차지하도록 방사상으로 연장 가능할 수 있다.
- [0010] 상기 전기 외과 기구는 생물학적 조직, 유체 또는 다른 물질들과 같이 그 부근 물질에 마이크로파 에너지를 가하는 데 사용될 수 있다. 마이크로파 에너지는 생물학적 조직에 유전 가열을 일으킬 수 있는데, 이는 안테나 주위의 국부적인 볼륨에서 조직을 절제하는 데 사용될 수 있다. 따라서, 낭종 또는 종양과 같은 증식물 안으로 상기 안테나를 직접 삽입함으로써, 마이크로파 에너지가 그것을 절제하기 위해 상기 증식물 조직에 가해질 수 있다.
- [0011] 본 명세서에서, "근위" 및 "원위"라는 용어들은 각각 상기 치료 부위로부터 더 멀리 그리고 더 가까운 상기 에너지 전달 구조체의 종단들을 지칭한다. 따라서, 사용 시 상기 근단은 상기 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 발전기에 더 가까운 한편, 상기 원단은 상기 치료 부위, 즉 상기 환자에 더 가깝다.
- [0012] 본 명세서에서 "도전성"이라는 용어는 문맥상 달리 지시되지 않는 한, 전기 도전성을 의미하는 것으로 사용된다.
- [0013] 아래에서 사용될 "종 방향"이라는 용어는 상기 동축 전송선의 축과 평행하게 상기 기구 채널을 따르는 방향을 지칭한다. "횡 방향"이라는 용어는 상기 종 방향에 수직인 방향을 지칭한다. "내측"이라는 용어는 상기 기구 채널의 중심(예를 들어, 축)에 방사상으로 더 가깝다는 것을 의미한다. "외측"이라는 용어는 상기 기구 채널의 중심(축)으로부터 방사상으로 더 면 것을 의미한다.
- [0014] "전기 외과(electrosurgical)"라는 용어는 수술 중에 사용되며 마이크로파 전자기(EM) 에너지를 이용하는 기구, 장치 또는 도구와 관련하여 사용된다. 본 명세서에서, "마이크로파 EM 에너지"는 300 MHz 내지 100 GHz 범위, 바람직하게는 1 GHz 내지 60 GHz 범위의 안정한 고정 주파수를 갖는 전자기 에너지를 의미할 수 있다. 상기 마이크로파 EM 에너지에 대한 바람직한 스팟 주파수들은 915 MHz, 2. 45 GHz, 5. 8 GHz, 14. 5 GHz, 24 GHz를 포함한다. 5. 8 GHz가 바람직할 수 있다.
- [0015] 상기 유체 전달 메커니즘은 증식물의 공극으로부터 유체, 예를 들어 낭종의 공극으로부터의 낭종성 유체가 흡인될 수 있게 한다. 상기 유체의 흡인 이후에, 상기 유체 전달 메커니즘은 물질을 상기 공극 안으로 주입하도록 구성된다. 상기 유체 전달 시스템은 유체의 볼륨이 흡인되었다는 것을 검출하도록 구성될 수 있고, 특정 볼륨을 검출하는 것에 응답하여, 상기 물질을 주입하도록 구성된다. 특정 실시 예들에서, 상기 유체 전달 메커니즘은 상기 증식물의 상기 공극으로부터 흡입된 상기 유체의 볼륨과 동일한 볼륨의 상기 물질을 상기 증식물의 공극으

로 주입하도록 구성된다. 이렇게 하면 상기 증식물의 상기 공극 안으로 주입되는 물질의 양이 상기 공극을 완전히 채우고 상기 물질과 상기 증식물 조직 사이의 접촉 영역을 최대화한다. 그 다음 상기 물질은 상기 공극의 내부 벽들의 모든 부분에 에너지를 전달할 수 있다. 또한 이러한 방식으로 주입되는 상기 물질의 양을 제어하면 상기 공극이 지나치게 채워져, 상기 증식물이 파열되고 물질이 상기 공극으로부터 흘러 나오지 않게 할 수 있음을 보장한다.

[0016] 상기 강성 삽입 요소는 중공 니들을 포함할 수 있다. 상기 중공 니들은 상기 유체 전달 메커니즘의 원단에 위치될 수 있다. 상기 중공 니들은 장기의 벽을 관통하고 상기 장기 안으로 목적하는 위치에 삽입될 수 있도록 날카로운 종단을 가질 수 있다. 예를 들어, 상기 니들은 십이지장 벽을 관통하여 상기 니들이 췌장 안으로 삽입될 수 있게 되도록 사용될 수 있다. 유체는 상기 중공 니들을 통해 흡인되어 그것이 상기 유체 도관을 통과하게 될 수 있다.

[0017] 상기 유체 전달 메커니즘은 상기 전기 외과 기구와 별개일 수 있거나, 또는 상기 전기 수술 도구와 일체로 될 수 있다. 그것들이 별개인 실시 예들에서, 상기 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘은 내시경의 상기 작동 채널 안으로 별개로 삽입되도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 유체 전달 메커니즘은 먼저 내시경의 상기 작동 채널 안으로 삽입되어 증식물의 공극으로부터 유체를 흡인하고, 적절하다면, 상기 증식물 안으로 물질을 주입할 수 있다. 그 다음 상기 유체 전달 메커니즘은 상기 작동 채널 및 상기 작동 채널 안으로 삽입된 상기 전기 외과 기구에서 탈착될 수 있다. 그 다음 상기 전기 외과 기구의 상기 안테나는 상기 증식물 조직의 절제가 수행될 수 있도록 상기 증식물의 흡인된 상기 공극 안으로 삽입될 수 있다.

[0018] 상기 유체 전달 메커니즘이 상기 전기 외과 기구와 일체로 된 실시 예들에서, 상기 유체 전달 메카니즘 및 전기 외과 기구는 동시에 내시경의 상기 작동 채널 안으로 공급될 수 있다. 특정 실시 예들에서, 상기 강성 삽입 요소는 상기 전기 수술 기구의 상기 원단 부근에 장착된다. 예를 들어, 상기 강성 삽입 요소는 상기 방사 팁 부분에 고정될 수 있다. 상기 유체 도관 및 동축 피드 케이블은 그것들의 길이들의 일부 또는 전부를 따라 이어지는 단일 보호용 시스에 하우징될 수 있다. 두 개의 구성요소의 일체화는 절제 시술 중에 상이한 구성요소들을 내시경의 상기 작동 채널 안으로 삽입하거나 그로부터 탈착할 필요가 없으므로, 컴팩트한 디바이스를 제공하고 절제 시술들을 단순하게 한다.

[0019] 다른 예에서, 상기 동축 케이블은 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체와 상기 외측 도전체를 분리시키는 제1 유전 물질을 포함할 수 있다. 상기 내측 도전체는 상기 유체 전달 메커니즘을 위한 통로를 제공하기 위해 중공일 수 있다. 상기 강성 삽입 요소는 상기 통로를 통해 상기 가요성 유체 전달 도관과 유체 연통할 수 있다. 상기 강성 삽입 요소(예를 들어, 중공 니들)는 상기 통로에 슬라이딩 가능하게 장착될 수 있다.

[0020] 상기 강성 삽입 요소는 상기 전기 외과 기구의 상기 원단을 너머 돌출하는 노출된 위치와, 상기 전기 외과 기구의 상기 원단으로부터 후퇴되는 수축된 위치 사이에서 이동 가능할 수 있다. 상기 강성 삽입 요소는 하나 이상의 제어선을 사용하여 두 위치 사이에서 이동될 수 있다. 이는 사용자가 상기 유체 전달 시스템을 사용하고자 할 때에만 상기 강성 삽입 요소가 전개될 수 있게 하여, 상기 유체 전달 시스템이 사용되지 않을 때 상기 강성 삽입 요소가 어떠한 돌발적인 상해도 유발하지 않도록 한다.

[0021] 또한 상기 전기 수술 기구의 상기 말단은 상기 강성 삽입 요소가 상기 수축된 위치에 있을 때 이를 커버하는 시스 또는 보호용 외피를 포함하여, 안전성을 더 향상시킬 수 있다.

[0022] 상기 유체 전달 메커니즘은 그것의 근단에 두 개의 별개의 용기를 포함 할 수 있다. 제 1 용기는 흡인된 상기 유체를 수용하기 위한 것일 수 있다. 제2 용기는 주입될 상기 물질을 보유하기 위한 것일 수 있다. 상기 유체가 흡입되는 동안, 상기 제1 용기는 상기 유체 전달 메커니즘의 상기 근단에서 상기 유체 도관에 연결될 수 있어, 흡인된 상기 유체가 상기 제1 용기에 채집될 수 있게 된다. 선택적으로, 상기 제1 용기는 채집된 유체의 양(예를 들어, 그것의 중량 및/또는 볼륨을 측정함으로써)을 검출하기 위한 메커니즘을 포함할 수 있다. 상기 유체는 예를 들어 주사기 또는 봐프를 사용하여 상기 유체 도관에 흡입력을 생성함으로써 상기 니들 및 상기 유체 도관을 통해 흡인된다. 상기 물질을 주입하기 위해, 상기 제1 용기는 상기 유체 도관으로부터 분리되고 상기 제2 용기는 상기 유체 도관에 연결된다. 상기 물질은 상기 제2 용기에 부착된 피스톤을 사용하여 상기 유체 도관 및 강성 삽입 요소 아래로 흐르게 될 수 있다. 상기 용기들의 연결 및 분리는 상기 사용자에 의해 수동으로 수행될 수 있거나, 제어기에 의해, 예를 들어 제어 가능한 밸브 시스템을 사용하여 자동으로 수행될 수 있다.

[0023] 상기 전기 외과 기구는 상기 증식물의 상기 공극 안으로 상기 물질을 상기 주입한 이후에, 마이크로파 에너지를 상기 물질에 전달하도록 구성될 수 있다. 이는 마이크로파 에너지 및/또는 열 에너지가 상기 물질을 통해 상기

증식물 조직에 전달되게 한다. 이는 에너지가 상기 안테나로부터 상기 증식물 조직으로 더 효과적으로 전달될 수 있게 한다. 또한, 그것은 상기 공극의 상기 물질이 상기 안테나에 의해 방출되는 상기 에너지를 상기 공극의 벽들 주위로 더 균일하게 분배되게 함에 따라, 불규칙하거나 비대칭인 증식물이 더 효과적으로 제거될 수 있게 한다. 상기 공극 안으로 주입되는 상기 물질은 여러 방식으로 증식물 조직에 에너지 전달을 향상시킬 수 있다.

[0024] 일 예시에서, 상기 물질은 조직 또는 물질의 가열된 부분들로부터의 열 에너지를 조직 또는 물질의 더 냉각된 부분들로 전달하는 역할을 할 수 있다. 상기 조직으로의 열 에너지의 전달은 사용되는 상기 마이크로파 에너지 주파수에서 높은 유전 손실율을 갖는 물질을 사용함으로써 달성된다. 환언하면, 상기 물질은 탈염수 또는 식염수와 같은 유전 유체로 이루어지거나 포함할 수 있다. 마이크로파 에너지가 상기 물질에 가해질 때, 상기 물질이 가열되어 상기 증식물 조직 주변에 열 에너지 줌에 따라, 상기 증식물 조직을 절제하게 된다.

[0025] 대조적으로, 상기 물질은 상기 증식물 조직에 대한 마이크로파 에너지 전달 효율을 향상시키기 위해, 상기 안테나에 유전 부하를 제공할 수 있다. 예를 들어, 상기 마이크로파 에너지 주파수에서 유전 손실율이 낮은 물질이 사용될 경우, 상기 물질은 마이크로파 에너지를 상기 증식물 조직에 효율적으로 전달하기 위한 도관 역할을 할 것이다. 상기 유전 손실율은 물질의 유전율의 허수부와 관련이 있고, 물질의 에너지 소산을 나타낸다.

[0026] 상기 물질은 또한 상기 공극의 형상을 정합시키기 위해 비대칭 방사 프로파일을 생성하기 위해 상기 방사 팁 부분을 효과적으로 연장하도록 선택될 수 있다.

[0027] 상기 물질에는 다양한 유체, 젤 또는 다른 적합한 물질들이 포함될 수 있다. 특정 실시 예들에서, 상기 물질은 상기 치료 부위로 마이크로파 에너지가 가해지는 동안 액상으로부터 고상으로 전이하도록 선택될 수 있다. 상기 물질의 경화는 마이크로파 에너지가 가해지는 것으로 인한 작은 온도 상승에 의해 유발될 수 있다. 바람직하게는, 상기 물질은 상기 마이크로파 에너지 주파수에서 낮은 유전 손실율을 가져, 경화된 상기 물질이 상기 마이크로파 안테나로부터 상기 공극의 벽 안으로 상기 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 효율적인 수단으로 작용할 수 있게 된다. 이는 상기 공극의 형상이 불규칙하거나 비대칭일 경우에도, 상기 마이크로파 에너지가 상기 공극의 벽들 주위에 분배될 수 있게 하여, 상기 증식물이 효과적으로 절제될 수 있게 된다.

[0028] 상기 전기 외과 기구는 환자의 내장 기관들의 이미지들을 생성하기 위한 초음파 프로브를 포함할 수 있다. 상기 초음파 프로브에 의해 생성되는 이미지들은 상기 증식물 절제 디바이스를 상기 환자 내부의 목적하는 위치로 안내하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 상기 초음파 이미지들은 상기 중공 니들을 체장의 낭종으로 안내하는 데 사용될 수 있다. 상기 초음파 프로브는 예를 들어 상기 전기 외과 기구의 상기 원단 부근에 장착될 수 있다.

[0029] 상술된 상기 전기 외과 장치는 완전한 전기 외과 시스템의 일부를 형성할 수 있다. 상기 시스템은 상기 마이크로파 에너지를 발생시키기 위한 발전기, 및 환자의 소화관 안으로의 비-경피 삽입을 위한 외과 관찰 디바이스를 더 포함할 수 있다. 상기 외과 관찰 디바이스는 그것의 길이를 따라 이어지는 기구 채널을 가질 수 있어, 상기 외과 관찰 디바이스의 상기 기구 채널 내에서 상기 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘이 전달된다. 상기 동축 케이블은 상기 발전기로부터 상기 마이크로파 에너지를 수용하도록 연결된다.

[0030] 또한 본 명세서에는 유체가 채워진 주머니를 함유하는 생물학적 증식물을 치료하기 위한 방법이 개시되며, 상기 방법은: 환자의 소화관 안으로 외과 관찰 디바이스의 기구 코드를 비-경피적으로 삽입하는 단계로서, 상기 외과 관찰 디바이스는 그것의 길이를 따라 이어지는 기구 채널을 갖는, 상기 외과 관찰 디바이스의 기구 코드를 비-경피적으로 삽입하는 단계; 상기 외과 관찰 디바이스의 상기 기구 채널을 따라 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘을 전달하는 단계로서, 상기 전기 외과 기구는 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 동축 케이블, 및 상기 동축 케이블의 원단에 배치되어 상기 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 수용하기 위한 방사 팁 부분을 포함하고, 상기 유체 전달 메커니즘은 상기 동축 케이블을 따라 연장되는 가요성 유체 전달 도관, 및 상기 유체 전달 도관의 원단과 유체 연통하는 강성 삽입 요소를 포함하는, 상기 전기 외과 기구 및 유체 전달 메커니즘을 전달하는 단계; 상기 강성 삽입 요소를 상기 기구 코드의 상기 원단에 위치하는 생물학적 증식물 내에 함유되는 유체가 채워진 주머니 안으로 연장시키는 단계; 상기 유체가 채워진 주머니로부터 유체를 흡인하는 단계; 흡인된 상기 유체를 대체할 물질을 상기 유체가 채워진 주머니 안으로 주입하는 단계; 및 상기 방사 팁 부분으로 마이크로파 에너지를 전달하는 단계로서, 상기 물질은 상기 유체가 채워진 주머니 주변 생물학적 조직으로 치료 에너지의 균일한 전달을 가능하게 하도록 선택되는 유전 속성들을 갖는, 상기 마이크로파 에너지를 전달하는 단계를 포함한다. 본 명세서에서 논의되는 상기 전기 외과 장치 및 시스템의 임의의 특징이 본 방법에 이용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0031]

이하에서는 본 발명의 예들이 첨부 도면들을 참조하여 논의되며, 도면들에서:

도 1은 본 발명의 일 실시 예인 조직 절제를 위한 전기 외과 장치의 개략도이다;

도 2는 본 발명에서 사용하기에 적합한 절제 기구의 원단의 개략적인 단면도이다;

도 3은 본 발명에서 사용하기에 적합한 다른 절제 기구의 원단의 개략적인 단면도이다;

도 4는 본 발명의 일 실시 예인 조직 절제 방법의 개략도이다; 그리고

도 5는 본 발명에 따른 전기 외과 장치의 일부를 형성 할 수 있는 유체 전달 메커니즘의 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0032]

도 1은 본 발명의 일 실시 예인 완전한 전기 수술 장치(100)의 개략도이다. 장치(100)는 유체가 채워진 생물학적 증식물(예를 들어, 하나 이상의 유체 주머니를 함유하는 낭종 또는 종양(본 명세서에서 간단히 "증식물(growth)"로 지칭됨))을 치료하도록 배열된다. 장치(100)는 생물학적 증식물의 공극으로부터 유체를 제거하고, 증식물의 공극 안으로 물질을 주입하며, 마이크로파 에너지를 가함으로서 증식물을 절제할 수 있다. 후술될 바와 같이, 주입되는 물질은 낭종에 에너지 전달을 가능하게 한다. 전달된 마이크로파 에너지는 낭종의 내벽에서 생체 조직을 절제하기 위해, 예를 들어 원치 않는 조직을 제거하고/거나 그것의 재증식을 방지하거나, 또는 더 많은 유체가 공극을 채우는 것을 막거나 방지하기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시 예에서, 치료 후, 물질은 공극에서 제거될 수 있다.

[0033]

시스템(100)은 마이크로파 에너지를 제어 가능하게 공급하기 위한 발전기(102)를 포함한다. 이러한 목적에 적합한 발전기는 본 명세서에 참조로 통합되는 WO 2012/076844에 기술되어 있다. 발전기는 전달에 적절한 전력 레벨을 결정하기 위해 기구로부터 다시 수신되는 반사 신호들을 모니터링하도록 배열될 수 있다. 예를 들어, 발전기는 최적의 전달 전력 레벨을 결정하기 위해 기구의 원단에서 보이는 임피던스를 계산하도록 배열될 수 있다.

[0034]

발전기(102)는 인터페이스 케이블(104)에 의해 인터페이스 조인트(106)에 연결된다. 인터페이스 조인트(106)는 또한 유체 도관(107)을 통해 주사기와 같은 유체 전달 디바이스(108)에 연결된다. 필요한 경우, 인터페이스 조인트(106)는 예를 들어 하나 이상의 제어선 또는 푸시 로드(미도시)의 종 방향(즉, 앞뒤) 움직임을 제어하기 위해, 트리거(110)를 슬라이딩함으로써 작동 가능한 기기 제어 메커니즘을 하우징할 수 있다. 복수의 제어선이 있을 경우, 전체 제어를 위해 인터페이스 조인트 상에 다수의 슬라이딩 트리거가 있을 수 있다. 인터페이스 조인트(106)의 기능은 발전기(102), 유체 전달 디바이스(108) 및 기구 제어 메커니즘으로부터의 입력들을 인터페이스 조인트(106)의 원단으로부터 연장되는 단일 가요성 샤프트(112)로 조합시키는 것이다.

[0035]

가요성 샤프트(112)는 내시경, 위내시경, 복강경 등과 같은 외과 관찰 디바이스(114)의 작동 (기구) 채널의 전체 길이를 통해 삽입 가능하다. 가요성 샤프트(112)는 외과 관찰 디바이스(114)의 작동 채널을 통과하고 외과 관찰 디바이스의 작동 채널의 원단에서 돌출하도록(예를 들어, 환자 내부로) 형성된 원위 어셈블리(118)(도 1에서는 일정한 비율로 그려지지 않음)를 갖는다. 원단 어셈블리(118)는 마이크로파 에너지를 전달하기 위한 마이크로파 안테나 및 유체를 흡인 및 주입하기 위해 유체 도관(107)에 유체적으로 연결되는 중공 니들(미도시)을 포함한다. 텁 구성의 더 세부 사항은 후술된다. 유체 전달 디바이스(108), 유체 도관(107) 및 중공 니들은 유체가 타겟 영역으로부터 흡인되고 그 안으로 물질이 주입될 수 있게 하는 유체 전달 시스템을 형성한다. 흡인될 유체 또는 주입될 물질에 따라, 상이한 유체 전달 디바이스들(108)이 유체 도관(107)에 연결될 수 있다.

[0036]

원위 어셈블리 (118)의 구조는 작동 채널을 통과하기에 적합한 최대 외경을 갖도록 배열될 수 있다. 통상적으로, 내시경과 같은 외과 관찰 디바이스의 작동 채널의 직경은 4. 0 mm 미만, 예를 들어 2. 8 mm, 3. 2 mm, 3. 7 mm, 3. 8 mm 중 어느 하나이다. 가요성 샤프트 (112)의 길이는 1. 2 m 이상, 예를 들어 2 m 이상일 수 있다. 다른 예들에서, 원위 어셈블리(118)는 샤프트가 작동 채널을 통해 삽입된 후(그리고 기구 코드가 환자 안으로 도입되기 전) 가요성 샤프트(112)의 원단에 장착될 수 있다. 대안적으로, 가요성 샤프트(112)는 그것의 근위를 연결결하기 전에 원단으로부터 작동 채널 안으로 삽입될 수 있다. 이러한 배열체들에서, 원단 어셈블리 (118)는 외과 관찰 디바이스(114)의 작동 채널보다 큰 치수들을 가지도록 허용될 수 있다.

[0037]

전술한 장치는 디바이스를 도입하는 하나의 방식이다. 다른 기술들도 가능하다. 예를 들어, 디바이스는 카테터를 사용하여 삽입될 수도 있다.

[0038]

본 발명은 마이크로파 에너지를 증식물 조직에 직접 그리고/또는 증식물 안으로 주입되는 물질을 통한 가함으로써 증식물을 절제할 수 있는 디바이스를 제공하고자 한다. 디바이스는 특히 낭종 또는 종양과 같은 췌장의 증식

물들의 절제에 적합하지만, 다른 장기들의 증식물을 절제하는 데 사용될 수도 있다. 증식물을 절제하기 위해, 마이크로파 안테나 및 중공 니들은 가능한 한 타겟 증식물에 가깝게(그리고 많은 경우 내부에) 위치해야 한다. 그에 따라 췌장에 도달하기 위해서는, 디바이스가 소화관을 통해 그리고 다양한 장애물 주위에 안내되어야 할 것이다. 이는 디바이스가 이상적으로는 가요성이고 작은 단면적을 가질 것임을 의미한다. 특히, 디바이스는 그 것의 팁 부근이 매우 유연해야 하며, 그것이 십이지장 벽을 가로질러 췌장에 접근해야 할 수 있다. 또한 원위 어셈블리(118)는 환자 내부 디바이스의 안내 및 위치 설정을 용이하게 하기 위해, 원위 어셈블리의 국지 환경의 이미지를 생성하는 데 사용되는 초음파 프로브(미도시)를 포함할 수 있다. 초음파 프로브는 그것이 사용자가 췌장 낭종/종양에 접근하기 위한 절개를 하기 위해 아랫 위 또는 십이지장의 최상의 위치를 결정할 수 있게 함에 따라, 특히 췌장 낭종 또는 종양의 절제를 수반하는 시술들에 유용하다.

[0039] 또한 시술자들이 타겟 부위로부터 정보를 수신할 수 있게 하도록 다른 기구들과 함께 디바이스가 작동될 수 있는 것도 바람직하다. 예를 들어, 내시경은 장애물들 주위 및 목적하는 위치로의 기구들의 조향을 보조할 수 있다. 다른 기구들은 온도계 또는 카메라를 포함할 수 있다. _

[0040] 도 2는 본 발명의 일 실시 예인 증식물 절제 디바이스(200)의 원단의 개략적인 단면도이다. 증식물 절제 디바이스(200)는 전기 외과 기구(201) 및 유체 전달 시스템(202)을 포함한다.

[0041] 전기 외과 기구(201)는 마이크로파 에너지를 전달하기 위해 근단에서 발전기(예를 들어, 발전기(102))에 연결되는 동축 피드 케이블(204)을 포함한다. 동축 피드 케이블(204)은 제1 유전 물질(210)에 의해 외측 도전체(208)와 분리된 내측 도전체(206)를 포함한다. 동축 피드 케이블(204)은 마이크로파 에너지에 대해 저 손실인 것이 바람직하다. 원단으로부터 반사된 마이크로파 에너지의 역전파를 저해하고 그에 따라 디바이스를 따라 역행의 가열을 제한하기 위해 동축 케이블 상에 초크(미도시)가 제공될 수 있다.

[0042] 동축 피드 케이블 (204)은 원단에서 마이크로파 에너지를 방사하기 위한 방사 팁 섹션(205)으로 끝난다. 이러한 실시 예에서, 방사 팁 섹션(205)은 외측 도전체(208)의 원단(209) 앞으로 연장되는 내측 도전체(206)의 원위 전도성 섹션(212)을 포함한다. 원위 전도성 섹션(212)은 제1 유전 물질(210)과 상이한 제2 유전 물질로 형성된 유전 팁(214)에 의해 원단이 둘러싸인다. 유전 팁(214)의 길이는 원위 전도성 섹션(212)의 길이보다 더 짧다. 중간 유전 슬리브(216)는 동축 케이블(202)의 원단과 유전 팁(214)의 근단 사이에서 원위 전도성 구획(212)을 둘러싼다. 중간 유전 슬리브(216)는 제2 유전 물질과 상이하나 제1 유전 물질(210)과 동일할 수 있는 제3 유전 물질로 형성된다. 유전 팁(214)은 임의의 적합한 원위 형상을 가질 수 있다. 도 2에서 그것은 둠 형상을 갖지만, 이것이 반드시 필수적인 것은 아니다. 예를 들어, 그것은 원통형, 원뿔형 등일 수 있다. 그러나, 그것은 작은 채널들을 통해 조작됨에 따라 안테나의 이동성을 증가시키기 때문에 평활한 둠 형상이 바람직할 수 있다. 전기 외과 기구 (201)는 전기 외과 기구(201)를 전기적으로 절연시키는 보호용 시스(218)에 하우징된다. 보호용 시스(218)는 조직이 기구에 달라 붙는 것을 방지하기 위해 PTFE와 같은 들러붙지 않는 물질로 만들어지거나 피복될 수 있다.

[0043] 바람직하게는 중간 유전체 슬리브(216)의 속성들은 방사 팁 섹션(205)이 방사 팁 섹션(205)과 접촉하는 생체 조직 부하 및/또는 물질(예를 들어, 주입되는 물질)에 발전기의 입력 임피던스를 정합시키기 위해 1/4 파장 임피던스 변성기를 형성하도록 선택된다(예를 들어, 시뮬레이션 등을 통해). 방사 팁 섹션(205)의 이러한 구성은 방사 팁 섹션(205)을 주위로 대략 구형 방사 패턴을 생성할 수 있다. 이를 통해 사용자는 타겟 조직에 정확하게 방사하고 건강한 조직의 방사 또는 손상을 줄일 수 있다. 요구되는 방사 패턴에 따라, 상이한 방사 팁 섹션 구성들이 사용될 수 있다. 예를 들어, 비대칭 방사 패턴은 방사 팁 섹션(205)의 일측을 따라 외측 도전체(208)를 연장시킴으로써 생성될 수 있다.

[0044] 유체 전달 메커니즘(202)은 중공 니들(220) 및 유체 도관(222)을 포함한다. 중공 니들(220)의 종단은 유체 도관(222) 내에 배치되어 두 개가 유체적으로 연결되게 된다. 중공 니들(220)은 그것의 길이를 따라 유체 도관(222) 내에서 이동 가능하다. 중공 니들(220)의 외벽과 유체 도관(222)의 내벽 사이의 끼워 맞춤은 중공 니들(220)이 이동될 때 누출이 없도록 충분히 기밀할 수 있다. 중공 니들은 유체 도관(222)을 통하여 중공 니들(220)의 일단에 부착되는 제어선(224)을 사용하여 이동된다. 니들은 유체 도관(222) 안으로 완전히 또는 부분적으로 수축될 수 있어, 그 날카로운 팁(226)이 증식물 절제 디바이스(200)의 원단을 너머 돌출하지 않게 된다. 유체 도관(222)은 중공 니들이 그 수축된 위치에 있을 때 유체 도관(222) 밖으로, 또는 안으로 유체가 누출되는 것을 방지하는 밸브 (미도시)를 포함할 수 있다. 사용자가 중공 니들(예를 들어, 조직 관통용 또는 유체 주입/흡인용)을 사용하려고 할 때, 중공 니들(220)은 그것이 증식물 절제 디바이스(200)의 종단을 너머 돌출하도록 노출될 수 있다. 유체 전달 메커니즘(202)은 전기 외과 기구(201)에 관해 고정될 수 있어, 두 개의 구성 요소는 내시경

의 작동 채널에 맞도록 구성되는 단일의 일체로 된 장치를 형성하게 된다. 예를 들어, 유체 도관(222)은 전기 외과 기구(201)의 보호용 시스(218)에 고정될 수 있다.

[0045] 중공 니들(220)을 유체 도관(222)에 연결하고 중공 니들(220)을 증식물 절제 디바이스(200)의 원단에 관해 이동시키는 대안적인 방식들도 또한 가능하다. 예를 들어, 중공 니들(220)은 유체 도관(222)에 고정적으로 연결될 수 있다. 그 다음 유체 도관(222)은 유체 도관(222) 및 중공 니들(220)이 제어선을 사용하여 앞뒤로 슬라이딩될 수 있는 슬리브 내부에 배치될 수 있다.

[0046] 도 2의 증식물 절제 디바이스(200)는 또한 그 원단 부근 위치되는 초음파 프로브(228)를 포함한다. 초음파 프로브(228)는 배선(230)을 사용하여 전원 및 모니터(미도시)에 연결될 수 있다. 초음파 프로브(230)는 증식물 절제 디바이스(200)의 원단 부근 환경의 이미지들을 생성하기 위해 사용될 수 있다. 이는 증식물 절제 디바이스(200)의 원단 부근에는 다른 구성요소들이 포함될 수도 있다. 증식물 절제 디바이스(200)는 마이크로파 에너지가 가해질 때 국부 온도를 모니터링하기 위한 온도 센서를 포함할 수 있다. 증식물 절제 디바이스(200)는 또한 절개를 수행하기 위해 그 원단 부근에 수축 가능한 블레이드를 포함할 수 있다. 예를 들어, 퀘장에 접근하기 위해 아래 위 또는 십이지장 벽을 절개하기 위해 신축식 블레이드를 노출시킬 수 있다. 증식물 절제 디바이스(200)가 제 위치로 안내되고 있을 때 돌발적인 상해를 회피하기 위해, 블레이드는 블레이드가 사용되지 않을 때, 그것의 날카로운 모서리가 노출되지 않도록 수축될 수 있다.

[0047] 일부 실시 예에서, 증식물 절제 디바이스(200)는 또한 디바이스의 원단의 구성요소들이 하우징되는 외측 시스를 포함할 수 있다. 외측 시스는 중공 니들(220) 및/또는 신축식 블레이드가 돌출할 수 있는 하나 이상의 애피처를 가질 수 있다. 외측 시스는 돌발적인 손상을 회피하기 위해, 날카로운 모퉁이들이 생물학적 조직에 보이지 않도록 매끄러운 형상을 가질 수 있다.

[0048] 도 3은 본 발명의 다른 실시 예인 증식물 절제 디바이스(300)의 원단의 개략적인 단면도이다. 이러한 실시 예에서, 유체 전달 시스템은 전기 외과 기구의 일부를 형성한다. 증식물 절제 디바이스(300)는 동축 피드 케이블(301)을 포함하며, 이는 마이크로파 에너지를 전달하기 위해 근단에서 발전기(예를 들어, 발전기(102))에 연결될 수 있다. 동축 피드 케이블(301)은 제1 유전 물질(306)에 의해 외측 도전체(304)와 분리된 내측 도전체(303)를 포함한다. 동축 피드 케이블(301)은 마이크로파 에너지에 대해 저 손실인 것이 바람직하다. 원단으로부터 반사된 마이크로파 에너지의 역전파를 저해하고 그에 따라 디바이스를 따라 역행의 가열을 제한하기 위해 동축 케이블 상에 초크(미도시)가 제공될 수 있다.

[0049] 동축 피드 케이블(301)은 원단에서 마이크로파 에너지를 방사하기 위한 방사 팁 섹션(302)으로 끝난다. 이러한 실시 예에서, 방사 팁 섹션(302)은 외측 도전체(304)의 원단(309) 앞으로 연장되는 내측 도전체(303)의 원위 전도성 섹션(308)을 포함한다. 내측 도전체(303)는 중공이며, 내측 도전체의 내면은 내측 도전체(303)를 통해 이어지는 채널(312)을 확정한다. 원위 전도성 섹션(308)은 제1 유전 물질(306)과 상이한 제2 유전 물질로 형성된 유전 팁(310)에 의해 원단이 둘러싸인다. 유전 팁(310)은 돔형이고 그것을 통해 이어지고, 이를 통해 내측 도전체(303)가 통과하는 채널을 갖는다. 애피처(314)는 내측 채널(303)의 원단에 형성된다.

[0050] 내측 도전체(303)의 채널(312)은 채널(312)이 유체 전달 시스템의 유체 도관으로 작용할 수 있도록 근단에서 유체 전달 디바이스(예를 들어, 주사기 또는 용기)에 연결될 수 있다. 중공 니들(318)은 채널(312) 내부에 위치한다. 중공 니들(318)은 안내선(321)이 부착되는 제1 종단(320) 및 생물학적 조직을 관통하기 위한 날카로운 팁(322)을 갖는 제2 종단을 갖는다. 안내선(321)은 중공 니들(318)을 채널(312)의 길이를 따라 앞뒤로 이동시키기 위해 사용된다. 플러그(316)는 채널(312)의 애피처(314)에 위치한다. 플러그(316)는 내측 도전체(303)의 내면과의 유밀을 형성할 수 있도록 탄성 변형 가능하다. 플러그(314)는 그것을 통해 이어지는 애피처를 가지며, 이를 통해 중공 니들(318)이 통과될 수 있다. 안내선(321)을 사용하여, 중공 니들(318)은 플러그(316)를 통해 통과되어, 중공 니들(318)의 날카로운 팁(322)이 플러그(316)로부터 돌출되게 된다. 그 다음 중공 니들(318)은 노출된 위치에 있다. 이러한 위치에서, 액체가 채널(312)을 통해, 중공 니들(318)의 제1 종단(320)에 공급될 때, 그것은 치료 또는 기타를 위해, 중공 니들의 팁(322)을 통해 주변 영역으로 배출될 수 있다. 유사하게, 액체는 중공 니들(318)을 통해 채널(312) 안으로 흡인될 수 있다.

[0051] 안내선(321)을 당김으로써, 중공 니들(318)은 그 팁(322)이 채널(312) 내부에 위치하여 더 이상 주변 영역에 노출되지 않도록 수축될 수 있다. 이러한 위치가 수축된 위치이다. 중공 니들(318)이 이러한 위치에 있을 때, 플러그(316)의 탄성 변형 가능한 성질은 그것이 그 자체로 밀폐되어, 채널(312) 내부 액체가 주변으로 탈출하는 것을 방지하고, 주변으로부터의 액체 또는 다른 물질이 채널(312)에 진입하는 것 그리고 그 내용물을 오염시키

는 것을 방지하는 것을 보장한다. 플러그(316)는 니들의 통과를 허용하는 일방향 밸브를 포함할 수 있다.

[0052] 증식물 절제 디바이스(300)는 도 2에 도시된 증식물 절제 디바이스와 유사하게, 초음파 프로브, 온도 센서 또는 신축식 블레이드와 같은 다른 구성요소들을 포함할 수 있다. 증식물 절제 디바이스(300)는 또한 예를 들어 생물학적으로 비활성인 물질로 제조된 보호용 외측 시스를 포함할 수 있다. 도 2 및 도 3에 도시된 것들 이외의 다른 증식물 절제 디바이스 구성들도 가능하다.

[0053] 도 4는 본 발명에 따른 증식물 절제 디바이스를 사용하는 증식 조직 절제의 개략도를 도시한다. 도 2 및 도 3에 도시된 디바이스들과 같은 증식물 절제 디바이스(400)는 증식물(402)의 공극 안으로 삽입된다. 증식물 절제 디바이스(400)의 유체 전달 시스템을 사용하여, 예를 들어 유체 도관의 근단을 적합한 흡인 또는 유체 추출 장치에 연결함으로써, 공극(402)의 임의의 유체가 흡인된다.

[0054] 도 2에 도시된 증식물 절제 디바이스(200)가 사용되는 경우, 중공 니들(220)은 안내선(224)을 사용하여 앞으로 이동되어 그것이 노출된 위치에 있게 된다. 중공 니들(220)은 공극(402)의 벽을 관통하는 데 사용된다. 그 다음 유체가 중공 니들(220)을 통해 중공 도관(222) 사이로 흡인되고, 유체 도관(222)의 근단에 연결되는 채집 용기(미도시)에 채집된다. 증식물 절제 디바이스(300)로 유사한 절차가 수행될 수 있다.

[0055] 공극(402)의 유체가 흡인되면, 그 다음 유체 전달 시스템은 공극(402) 안으로 물질을 주입하는 데 사용된다. 공극(402) 안으로 주입되는 물질의 볼륨은 흡인된 유체의 볼륨과 동일할 수 있다. 이는 예를 들어 채집 용기의 볼륨을 측정하고 그에 따라 주입 볼륨을 설정함으로써, 달성된다. 유체 도관(222) 및 중공 니들(220)을 통해 공극 안으로 유체 도관(222)의 근단에 연결되는 물질 용기로부터 물질이 흐르게 함으로써, 노출된 위치에 있는 중공 니들(220)을 이용하여 주입이 수행된다. 용기들과 유체 도관 사이의 연결은 도 5와 관련하여 후술된다.

[0056] 도 4는 물질(404)이 공극 안으로 주입된 공극(402)을 도시한다. 물질(404)은 음영 영역으로 도시된다. 물질(404)의 주입 이후에, 전기 외과 기구는 물질에 마이크로파 에너지를 가하는 데 사용된다. 이를 수행하기 위해, 전기 외과 기구의 방사 팁 부분(즉, 마이크로파 안테나)이 물질(404)에 가능한 한 가깝게 배치된다. 바람직하게는 방사 팁 부분은 그것이 주입되는 물질과 접촉하도록 공극(402) 안으로 직접 삽입된다. 그 다음 마이크로파 에너지는 동축 피드 케이블을 통해 방사 팁 부분으로 전달되어, 마이크로파 에너지가 팁으로부터 물질 안으로 방사되게 된다.

[0057] 물질은 공극 또는 증식물의 내면의 생물학적 조직으로 치료 에너지를 전달하는 것을 용이하게 한다. 이는 세 가지 방식 중 임의의 방식으로 수행될 수 있다. 일 예시에서, 물질은 마이크로파 에너지를 열 에너지로 변환시키고 열 에너지를 생물학적 조직으로 전달하는 것을 돋는 열 전도성 매질을 제공한다. 다른 예에서, 물질은 방사 팁에 대한 연장부로서 작용하여, 마이크로파 에너지가 물질과 생물학적 조직 사이의 계면에서 방사되게 된다. 세 번째 예에서, 물질은 방사 팁에 대한 유전 부하로서 작용한다. 물질의 속성들은 방사 팁으로부터 생물학적 조직으로의 마이크로파 에너지의 효율적인 전달을 보장하도록 선택될 수 있다.

[0058] 공극(402)의 벽들에 가해지는 치료 에너지는 생물학적 조직의 절제를 유발할 수 있다. 에너지의 전달은 도 4의 방사 라인들(406)에 의해 예시된다.

[0059] 도 4의 공극(402)은 비대칭이고 매우 불규칙한 형상을 갖는다. 공극(402) 안으로 주입되는 임의의 물질이 없는 경우, 공극 벽들의 몇몇 부분은 전기 외과 기구의 방사 팁 부분으로부터 더 멀리 떨어져 있기 때문에 다른 부분들에 비해 더 낮은 강도의 방사를 수용할 것이다. 이는 공극 주위 증식물 조직의 불균일한 절제를 초래할 수 있거나, 심지어는 증식물의 몇몇 부분은 실질적으로 영향을 받지 않게된다. 물질(404)은 증식물 절제 디바이스(400)에 의해 방사된 에너지를 공극(402)의 벽들에 걸쳐 더 균일하게 분배시켜서, 전체 공극(402) 주위에서 증식 조직의 효율적인 절제를 제공하는 역할을 한다.

[0060] 상술한 바와 같이, 물질이 증식 조직에 에너지를 전달하는 방식은 사용되는 물질에 따른다. 경우에 따라, 물질은 안테나가 물질 안으로 삽입될 때 안테나에 대해 유전 부하 역할을 하는 유전 유체(예를 들어, 액체 파라핀, 아세토페논)일 수 있다. 이는 증식 조직에 대한 전력 전달의 효율을 향상시킬 수 있다.

[0061] 다른 경우, 물질은 공극의 형상에 정합하기 위해 비대칭 방사 프로파일을 생성하기 위해, 마이크로파 안테나 팁의 부분을 형성할 수 있다.

[0062] 또 다른 경우, 물질은 사용되는 마이크로파 에너지 주파수에서 높은 유전 손실율을 가질 수 있으며, 물질이 그것에 가해지는 마이크로파 에너지로 가열된다. 물질에서 발생되는 임의의 열은 열 전도 과정들을 통해 물질 전체에 걸쳐 분배될 것이다. 물질이 공극의 벽들과 접촉하는 경우, 열 에너지는 물질로부터 벽의 조직으로 전달될

것이다. 이로 인해 열이 공극의 벽들에 걸쳐 균일하게 적용된다. 이러한 목적으로 탈염수 및/또는 식염수가 사용될 수 있다. 대조적으로, 물질이 마이크로파 에너지 주파수에서 낮은 유전 손실율을 가질 경우, 그것은 안테나로부터 공극의 벽들로 마이크로파를 전달하는 수단으로 작용할 수 있다.

[0063] 경우에 따라 물질은 주입될 때 액체이지만, 마이크로파 에너지가 가해질 때 경화되거나 고형화되는 물질들을 포함할 수 있다. 경화는 마이크로파 에너지에 의해 야기되는 온도의 증가로 인해 일어날 수 있다. 바람직하게는, 그러한 물질은 마이크로파 에너지 주파수에서 낮은 유전 손실율을 가질 것이다. 그러한 속성들을 갖는 예시적인 물질들은 Kolliphor ® P 188 및 Kolliphor ® P 407이다.

[0064] 본 발명의 증식물 절제 디바이스는 물질이 공극 안으로 주입되지 않는 모드로 사용될 수 있음을 주의해야 한다. 예를 들어, 유체는 공극으로부터 흡인될 수 있고, 마이크로파 안테나가 공극 안으로 삽입되어(어떠한 물질도 주입되지 않고) 마이크로파 에너지를 공극 벽들에 직접 가할 수 있다. 증식물 절제 디바이스는 마이크로파 안테나를 고체 증식물 안으로 직접 삽입하고 마이크로파 에너지를 가함으로써 고체 증식물들(즉, 공극을 갖지 않는 증식물들)을 절제하는 데 사용될 수도 있다. 그에 따라 본 발명의 증식물 절제 디바이스는 그것이 특정 절차의 요구 조건들에 따라, 다양한 모드로 사용될 수 있고, 상이한 유형들의 증식물을 절제함에 따라 매우 유연하다.

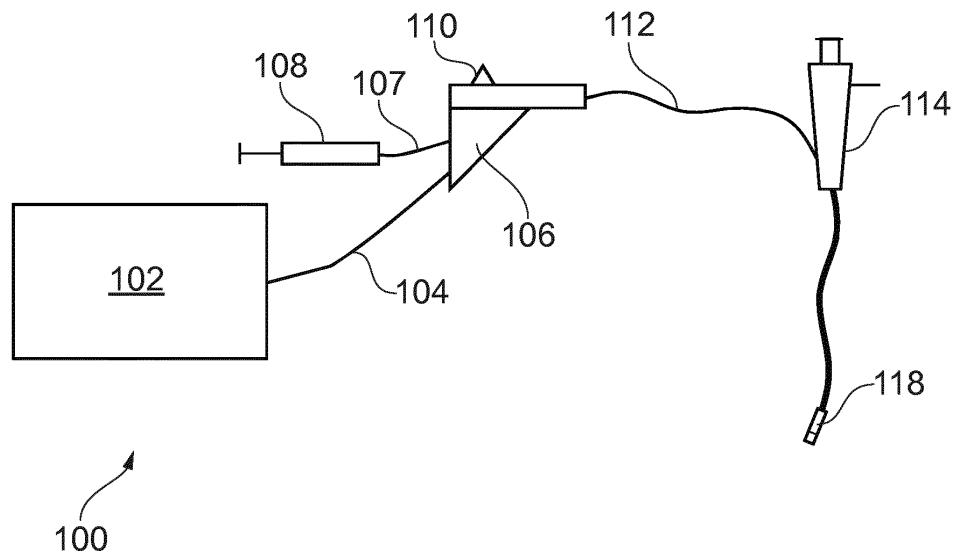
[0065] 도 5는 본 발명에 따른 증식물 절제 디바이스의 부분으로서 사용될 수 있는 유체 전달 시스템(500)의 개략도이다. 유체 전달 메커니즘(500)은 증식물 절제 디바이스를 형성하기 위해, 예를 들어 도 2 또는 도 3과 관련하여 논의된 바와 같이, 전기 수술 기구와 일체로 될 수 있다. 유체 전달 시스템(500)은 유체 도관(502)을 포함한다. 유체 도관(502)은 그 원단에서, 중공 니들(504)에 유체 연결된다. 유체 도관(502)은 그 근단에서, T-접합부(506)에 연결된다. 채집 주사기(508)가 T-접합부의 제1 종단에 연결되고, 물질 주사기(510)가 T-접합부의 제2 종단에 연결된다. 채집 주사기(508)는 T-접합부(506)의 제1 종단과 유체 도관(502) 사이에 위치되는 벨브(512)를 개방함으로써 유체 도관(502)에 연결될 수 있다. 물질 주사기(510)는 T-접합부(506)의 제2 종단과 유체 도관(502) 사이에 위치되는 벨브(514)를 개방함으로써 유체 도관에 연결될 수 있다.

[0066] 그에 따라, 유체가 증식물의 공극으로부터 흡인될 때, 벨브(514)는 폐쇄되고 벨브(512)는 개방되어, 채집 주사기(508)가 유체 도관(502)을 통해 중공 니들(504)에 유체 연결되게 된다. 중공 니들(504)의 팁 부근에 위치되는 유체는 주사기의 피스톤을 사용하여 채집 주사기(508) 안으로 흡인될 수 있다. 물질이 주입될 때, 벨브(512)는 폐쇄되고 벨브(514)는 개방되어, 물질 주사기(510)가 유체 도관(502)을 통해 중공 니들(504)에 유체 연결되게 된다. 그 다음 물질 주사기(510)로부터 중공 티들(504)을 통해 타겟 영역 안으로 물질의 불륨이 주입될 수 있다. 벨브들 및 주사기들은 수동 또는 자동으로(예를 들어, 제어기를 사용하여) 제어될 수 있어, 유체 전달 메커니즘(502)의 사용이 실질적으로 자동화될 수 있게 된다.

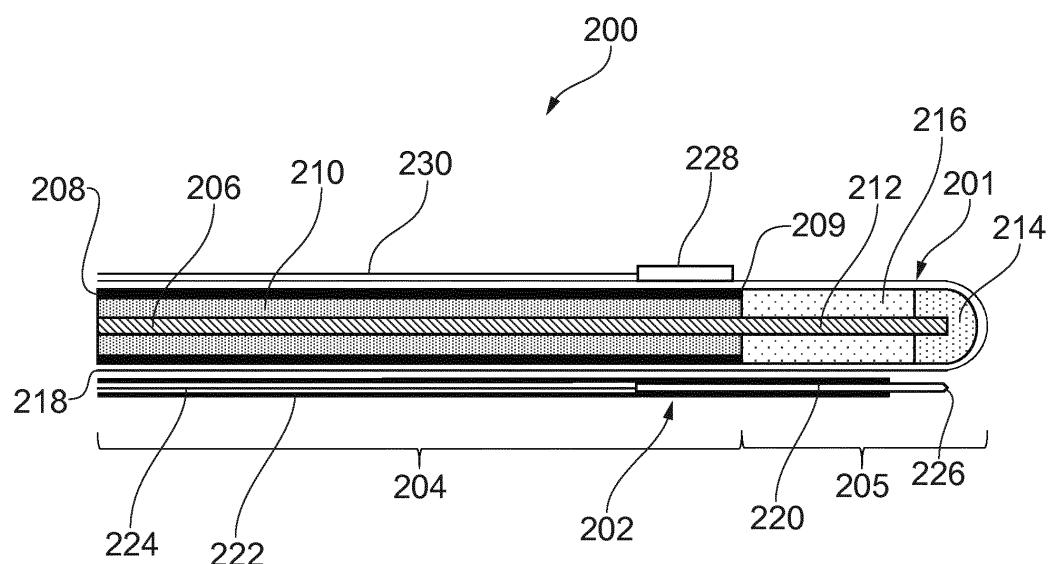
[0067] 대안적인 구성들에서, 유체 도관(502)은 T-접합부에 연결되지 않을 수 있다. 이 경우, 주사기들은 유체 도관의 근단에 직접 연결될 수 있고, 수행되어야 할 동작(예를 들어, 유체 흡인 또는 물질 주입)에 따라 교환되어야 한다. 주사기들 이외의 다른 적합한 유체 전달 메커니즘이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 펌프에 결합되는 용기가 유체를 채집 및/또는 주입하기 위해 사용될 수 있다.

도면

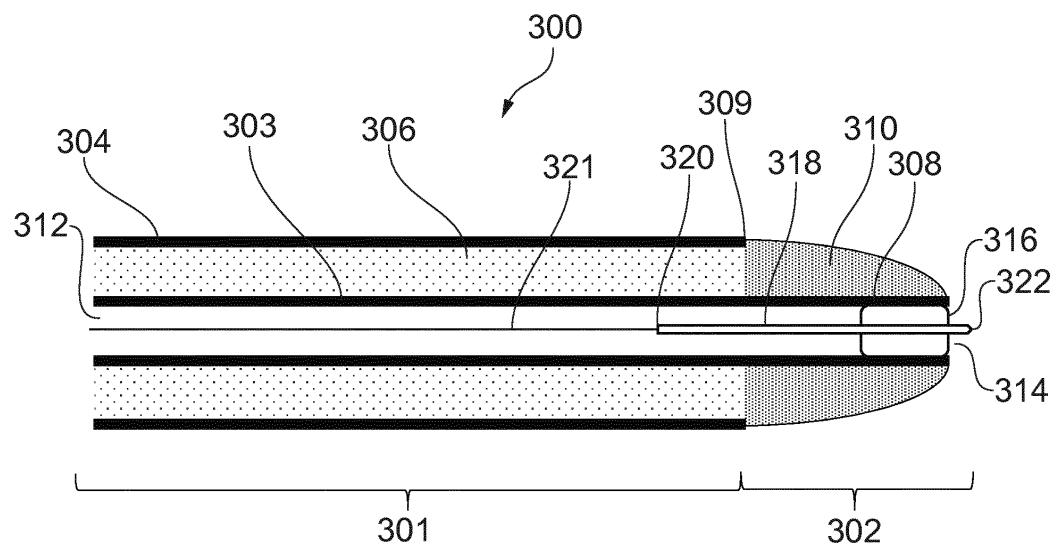
도면1



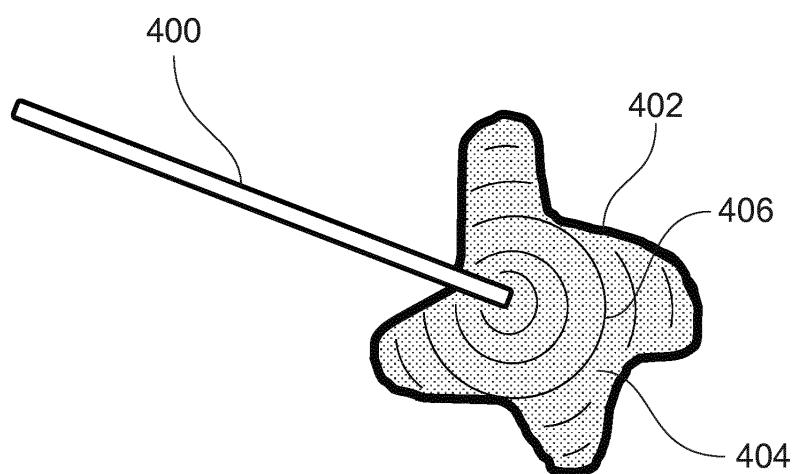
도면2



도면3



도면4



도면5

