(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0003517
(43) 공개일자 2022년01월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 18/18 (2006.01) *A61B 1/00* (2017.01)
A61B 1/018 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01) *A61B 8/12* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 18/1815 (2013.01)
A61B 1/00087 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-7034218
(22) 출원일자(국제) 2020년04월03일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2021년10월21일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2020/059625
(87) 국제공개번호 WO 2020/221552
국제공개일자 2020년11월05일
(30) 우선권주장
1906011.0 2019년04월30일 영국(GB)

(71) 출원인
크리오 메디컬 리미티드
영국 첼스토 몬머스셔 (웨일스) 엔피 16 5유에이 치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2
(72) 발명자
핸콕 크리스토퍼 폴
영국 첼스토 웨일스 엔피16 5유에이치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리오 메디컬 리미티드
번 패트릭
영국 첼스토 웨일스 엔피16 5유에이치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리오 메디컬 리미티드
(74) 대리인
리앤목특허법인

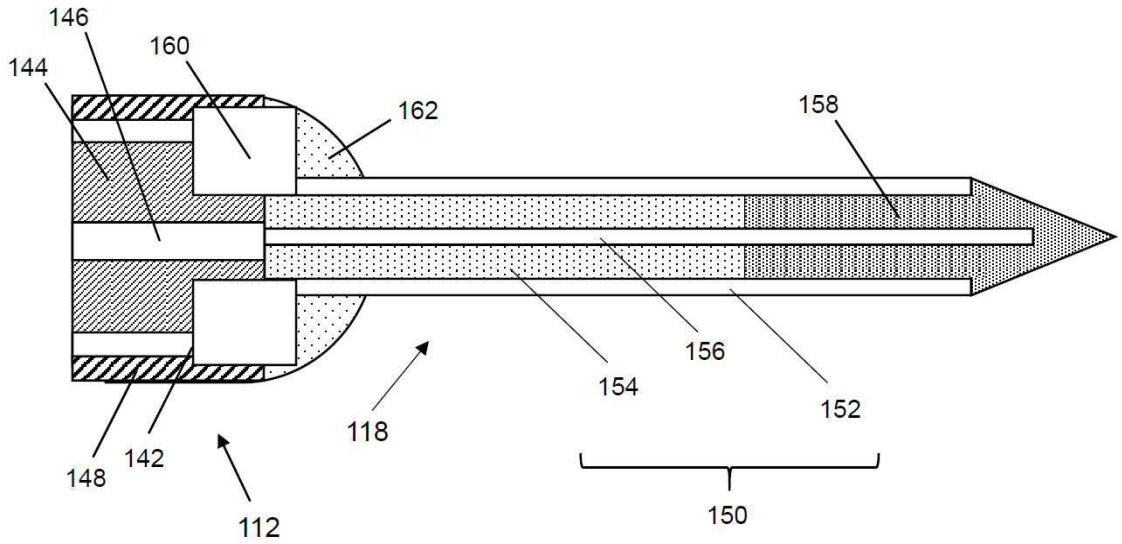
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 **비액체 열 전달 기능을 갖는 전기 수술 기기**

(57) 요 약

다양한 실시형태는, 전기 수술 기기로서, 마이크로파 에너지를 운반하도록 배열된 가요성 동축 전송 라인; 상기 가요성 동축 전송 라인의 원위 단부에 연결되고 상기 마이크로파 에너지를 수신하도록 구성된 방사 팁 부분으로서, 상기 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 원위 동축 전송 라인; 및 상기 원위 동축 전송 라인의 원위 단부에 장착되고, 상기 마이크로파 에너지를 생물학적 조직으로 전달하도록 배열된 바늘 팁을 포함하는, 상기 방사 팁 부분; 및 상기 가요성 동축 전송 라인과 상기 방사 팁 부분 사이의 인터페이스에 장착되는 히트 싱크를 포함하는, 전기 수술 기기를 제공한다. 상기 히트 싱크는 상기 원위 동축 전송 라인의 근위 단부와 열 연통하고, 상기 방사 팁 부분으로부터 열 에너지를 빼내도록 구성된다. 또한, 상기 방사 팁 부분의 최대 외부 직경은 상기 가요성 동축 전송 라인의 외부 직경보다 작다. 또한 관련된 전기 수술 시스템이 개시된다.

대 표 도 - 도4



(52) CPC특허분류
A61B 1/018 (2013.01)
A61B 8/0841 (2013.01)
A61B 8/12 (2013.01)
A61B 2018/00005 (2013.01)
A61B 2018/00047 (2013.01)
A61B 2018/00166 (2013.01)
A61B 2018/1861 (2013.01)
A61B 2018/1869 (2013.01)
A61B 2018/1892 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

전기 수술 기기로서,

마이크로파 에너지를 운반하도록 배열된 가요성 동축 전송 라인;

상기 가요성 동축 전송 라인의 원위 단부에 연결되고 상기 마이크로파 에너지를 수신하도록 구성된 방사 팁 부분(radiating tip portion)으로서,

상기 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 원위 동축 전송 라인; 및

상기 원위 동축 전송 라인의 원위 단부에 장착되고, 상기 마이크로파 에너지를 생물학적 조직으로 전달하도록 배열된 바늘 팁

을 포함하는, 상기 방사 팁 부분; 및

상기 가요성 동축 전송 라인과 상기 방사 팁 부분 사이의 인터페이스에 장착되는 히트 싱크

를 포함하되, 상기 히트 싱크는 상기 원위 동축 전송 라인의 근위 단부와 열 연통하고, 상기 방사 팁 부분으로부터 열 에너지를 빼내도록 구성되고,

상기 방사 팁 부분의 최대 외부 직경은 상기 가요성 동축 전송 라인의 외부 직경보다 작은, 전기 수술 기기.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 히트 싱크는 중실 몸체인, 전기 수술 기기.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 중실 몸체는 상기 원위 동축 전송 라인의 외부 전도체와 상기 가요성 동축 전송 라인의 외부 전도체 사이에 배치되는, 전기 수술 기기.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 히트 싱크는 상기 원위 동축 전송 라인의 근위 단부 주위에 장착된 환형 몸체인, 전기 수술 기기.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 가요성 동축 전송 라인과 상기 방사 팁 부분 사이의 인터페이스 위에 장착된 열 차단재 캡을 더 포함하는, 전기 수술 기기.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 열 차단재 캡은 에폭시로 형성되는, 전기 수술 기기.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 방사 팁 부분은 1.0㎜ 이하의 최대 외부 직경을 갖는, 전기 수술 기기.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 원위 동축 전송 라인은 반파장 변환기인, 전기 수술 기기.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 가요성 동축 전송 라인을 따라 배치된 열 전달 요소를 더 포함

하되, 상기 열 전달 요소는 상기 방사 팁 부분으로부터 열 에너지를 빼내는 열 구배를 제공하는, 전기 수술 기기.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 열 전달 요소는 상기 가요성 동축 전송 라인의 외부 전도체 주위에 장착된 열 전도성 재료의 슬리브인, 전기 수술 기기.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 슬리브는 편조 금속(braided metal)으로 제조되는, 전기 수술 기기.

청구항 12

제9항에 있어서, 상기 열 전달 요소는 상기 가요성 동축 전송 라인의 외부 전도체인, 전기 수술 기기.

청구항 13

제9항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 열 전달 요소의 원위 부분은 상기 가요성 동축 전송 라인을 따라 근위 방향으로 열 에너지를 빼내기 위해 상기 히트 싱크와 열 연통하는, 전기 수술 기기.

청구항 14

제9항 내지 제13항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 열 전달 요소는 중실 몸체를 포함하는, 전기 수술 기기.

청구항 15

전기 수술 시스템으로서,

생물학적 조직을 절제하기 위해 마이크로파 에너지를 생성하도록 구성된 전기 수술용 생성기(electrosurgical generator);

상기 전기 수술용 생성기로부터 마이크로파 에너지를 수신하도록 연결된, 제9항 내지 제14항 중 어느 한 항에 따른 전기 수술 기기; 및

상기 전기 수술 기기의 열 전달 요소의 근위 부분을 강제 냉각시키도록 배열된 냉각 디바이스

를 포함하는, 전기 수술 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 냉각 디바이스는 열전 냉각기인, 전기 수술 시스템.

청구항 17

제15항 또는 제16항에 있어서, 환자의 신체 내로 삽입되기 위한 가요성 삽입 코드를 갖는 수술용 관찰 디바이스를 더 포함하되, 상기 가요성 삽입 코드는 길이를 따라 이어지는 기기 채널을 갖고, 상기 전기 수술 기기는 상기 기기 채널 내에 수용되는 크기를 갖는, 전기 수술 시스템.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 전기 수술 기기의 근위 단부를 수용하기 위한 하우징을 갖는 핸드피스를 더 포함하되, 상기 핸드피스는 상기 기기 채널의 원위 단부에서 상기 전기 수술 기기의 원위 단부를 전개하기 위해 상기 하우징에 대해 상기 전기 수술 기기를 이동시키도록 배열된 제어 기구를 포함하는, 전기 수술 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 표적 조직을 절제 또는 응고시키기 위해 생물학적 조직에 전자기 에너지를 전달하기 위한 전기 수술 기기에 관한 것이다. 전기 수술 기기는 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 공급하기 위한 전기 수술용 생성기를 포함하는 전기 수술 시스템의 일부일 수 있으며, 여기서 전기 수술 기기는 마이크로파 및/또는 RF 에너지를 수

신하고 이 RF 에너지를 표적 조직에 전달하도록 배열된다. 전기 수술 기기는 종양, 낭종 또는 기타 병변과 같은 조직을 절제시키거나 응고시키거나 절제 및 응고시키도록 배열될 수 있다. 응고의 경우, 마이크로파 에너지를 사용하여 종양으로의 혈액 공급을 차단하는 플러그를 생성할 수 있고; 또한 공급을 차단하면 종양 덩어리를 절제하는 것이 바람직할 수 있다. 전기 수술 기기는 췌장, 폐, 신장, 뇌 또는 간의 조직을 치료하는 데 특히 적합할 수 있다.

배 경 기 술

[0002] 전자기(EM) 에너지, 특히 마이크로파 및 무선 주파수(RF) 에너지는 신체 조직을 절단, 응고 및 절제하는 능력 때문에 전기 수술 시술에 유용한 것으로 밝혀졌다. 일반적으로, 신체 조직에 EM 에너지를 전달하기 위한 장치는 EM 에너지의 소스를 포함하는 생성기, 및 조직에 에너지를 전달하기 위해 생성기에 연결된 전기 수술 기기를 포함한다. 기존의 전기 수술 기기는 종종 환자의 신체에 경피적으로 삽입되도록 설계된다. 그러나, 예를 들어 표적 부위가 움직이는 폐 또는 위장(GI) 관의 얇은 벽 부분에 있는 경우 신체에서 경피적으로 기기를 위치시키는 것이 어려울 수 있다. 다른 전기 수술 기기는 기도, 또는 식도 또는 결장의 내강과 같은 신체의 채널을 통해 이어질 수 있는 수술용 관찰 디바이스(예를 들어, 내시경)에 의해 표적 부위로 전달될 수 있다. 이것은 환자의 사망률을 줄이고 수술 중 및 수술 후 합병증을 줄일 수 있는 최소 침습적 치료를 허용한다.

[0003] 마이크로파 EM 에너지를 이용한 조직 절제는 생물학적 조직이 주로 물로 구성되어 있다는 사실에 기초한다. 인간 기관의 연조직은 일반적으로 수분 함량이 70% 내지 80%이다. 물 분자는 영구적인 전기 쌍극자 모멘트를 가지는 데, 이는 분자에 걸쳐 전하 불균형이 존재한다는 것을 의미한다. 이 전하 불균형에 의해 시변 전기장을 인가하는 것에 의해 생성된 힘에 응답하여 인가된 전계의 극성과 전기 쌍극자 모멘트가 정렬하도록 분자가 회전하면서 분자가 이동한다. 마이크로파 주파수에서 빠른 분자 진동은 마찰열을 일으키고 결과적으로 열의 형태로 전계 에너지를 소산시킨다. 이것은 유전체 가열로 알려져 있다. 물(혈액의 주요 성분)은 지방 조직보다 훨씬 높은 쌍극자 모멘트를 가져서 동일한 전기장에서 혈액 내 물 분자의 가열이 지방 분자의 가열보다 더 빠르게 발생한다.

[0004] 이 원리는 마이크로파 주파수의 전자기장을 국부적으로 인가하는 것에 의해 표적 조직의 물 분자를 빠르게 가열하여 조직 응고 및 세포 사멸을 초래하는 마이크로파 절제 요법에서 활용된다. 폐 및 기타 기관의 다양한 질환을 치료하기 위해 마이크로파 방출 프로브(probe)를 사용하는 것으로 알려져 있다. 예를 들어, 폐에서 마이크로파 복사선을 사용하여 천식을 치료하고 종양이나 병변을 절제할 수 있다.

[0005] 마이크로파 에너지를 신체 내에 위치된 치료 부위로 전달하는 데 직면한 하나의 문제는 마이크로파 에너지를 치료 부위로 운반하는 케이블의 손실에 의해 야기되는 원치 않는 효과를 방지하는 방법이다. 이러한 손실은 종종 케이블이 가열되는 것으로 나타나며, 이는 생물학적 조직을 가열하여 잠재적으로 손상시킬 수 있다.

[0006] 이러한 가열 효과는 케이블을 냉각시킴으로써 개선될 수 있다. 일반적으로 이것은 액체 냉각제를 순환시켜서 수행된다. 그러나, 케이블 내에서 냉각제를 순환시키는 데 필요한 공간은 케이블 자체를 소형화하고 냉각에 필요할 수도 있는 임의의 원위 프로브를 소형화하는 데 장벽이 된다. 다른 한편으로, 예를 들어, 폐의 기관지 트리 구조의 미세한 부분에 있는 치료 부위에 접근하기 위해 케이블과 프로브는 가능한 한 작은 것이 바람직하다.

발명의 내용

[0007] 가장 일반적으로, 본 발명은 원위 단부로부터 열을 빼내도록 동작하는 비액체 열 에너지 전달 기구를 갖는 전기 수술 기기를 제공한다. 열 에너지 전달 기구는 열 에너지를 전달하는 데 바람직한 경로를 제공하는, 기기의 열 구배를 제공할 수 있다. 열 구배는 마이크로파 에너지를 운반하는 동축 케이블의 원위 단부에 배치된 히트 싱크(heat sink)(또는 열 질량)에 의해 제공될 수 있다. 히트 싱크는 원위 기기 팁보다 높은 열 전도율을 갖는 재료로 만들어질 수 있다. 히트 싱크는 케이블의 근위 단부에 위치된 (즉, 치료 부위로부터 원격에 위치된) 냉각 디바이스 또는 냉각제 소스에 열 전도성 연결을 제공함으로써 능동적으로 냉각될 수 있다.

[0008] 일 양태에서, 본 발명은, 전기 수술 기기로서, 마이크로파 에너지를 운반하도록 배열된 가요성 동축 전송 라인; 상기 가요성 동축 전송 라인의 원위 단부에 연결되고 상기 마이크로파 에너지를 수신하도록 구성된 방사 팁 부분(radiating tip portion)으로서, 상기 마이크로파 에너지를 운반하기 위한 원위 동축 전송 라인; 및 상기 원위 동축 전송 라인의 원위 단부에 장착되고, 상기 마이크로파 에너지를 생물학적 조직으로 전달하도록 배열된 바늘 팁을 포함하는, 상기 방사 팁 부분; 및 상기 가요성 동축 전송 라인과 상기 방사 팁 부분 사이의 인터페이스에 장착되는 히트 싱크를 포함하고, 상기 히트 싱크는 상기 원위 동축 전송 라인의 근위 단부와 열 연통하고, 상기 방사 팁 부분으로부터 열 에너지를 빼내도록 구성되고, 상기 방사 팁 부분의 최대 외부 직경은 상기 가요

성 동축 전송 라인의 외부 직경보다 작은, 전기 수술 기기를 제공한다. 따라서 히트 싱크는 방사 팁 부분으로부터 멀리 근위 방향으로 방사 팁 부분의 열 에너지(즉, 원위 동축 전송 라인의 손실에 의해 생성된 열)를 빼내도록 동작한다. 이 기술은 전달된 마이크로파 에너지에 악영향을 미치지 않으면서 방사 팁 주변에서 발생하는 열 손실이 집중되는 것을 방지하여 주변 조직에 원치 않는 손상이 발생하는 것을 피할 수 있다.

[0009] 히트 싱크는 중실 몸체일 수 있다. 따라서, 알려진 유체 기반 냉각 시스템과 달리, 기기는 유체의 전달 및 추출을 위해 가요성 샤프트 내에 공간을 필요로 하지 않는다. 이에 의해 훨씬 더 작은 직경의 디바이스로 냉각 효과를 달성할 수 있다.

[0010] 중실 몸체는 원위 동축 전송 라인의 외부 전도체와 가요성 동축 전송 라인의 외부 전도체 사이에 배치될 수 있다. 바람직하게는 외부 전도체와 히트 싱크 사이에 물리적 연결이 있으며, 이에 의해 히트 싱크는 방사 팁 부분으로부터 멀리 연속적인 열 전달 경로의 일부를 형성한다.

[0011] 히트 싱크는 원위 동축 전송 라인의 근위 단부 주위에 장착된 환형 몸체일 수 있다. 히트 싱크는 예를 들어 구리 또는 은과 같은 금속인 열 전도율이 높은 재료로 형성될 수 있다.

[0012] 기기는 가요성 동축 전송 라인과 방사 팁 부분 사이의 인터페이스 위에 장착된 열 차단재 캡을 더 포함할 수 있다. 열 차단재는 주변의 생물학적 조직으로부터 히트 싱크를 차단하기 위해 제공될 수 있다. 이것은 가요성 샤프트의 원위 단부로부터의 열 흐름을 억제함으로써 방사 부분으로부터 멀리 열을 흐르게 하기 위한 바람직한 경로를 형성하는 것을 추가로 도와줄 수 있다. 또한 열 차단재 캡은 히트 싱크를 (아래에서 보다 자세히 설명된) 열 전달 요소를 통해 능동적으로 냉각시키는 상황에서도 유용할 수 있다. 이러한 예에서 열 차단재 캡은 히트 싱크의 냉각 효과가 안테나에 의해 방출되는 전계의 절제 효과에 악영향을 미치는 것을 억제할 수 있으며, 또한 냉각 효과가 주변 조직을 손상시키는 것을 방지할 수 있다.

[0013] 열 차단재 캡은 가요성 샤프트의 원위 단부 위에 몰딩될 수 있는 에폭시 수지 또는 다른 적절한 단열재로 형성될 수 있다.

[0014] 상기 방사 팁 부분은 1.0㎜ 이하의 최대 외부 직경을 가질 수 있다. 예를 들어, 방사 팁 부분은 19 게이지일 수 있다. 일부 예에서, 최대 외부 직경은 0.95㎜, 0.9㎜ 또는 그 이하일 수 있다. 최대 외부 직경은 방사 팁 부분의 길이를 따라 방사 팁 부분의 최대 외부 직경을 의미할 수 있다. 따라서 기기는 기존의 절제 디바이스보다 폐의 더 깊은 영역에 접근할 수 있다.

[0015] 원위 동축 전송 라인은 안테나로 마이크로파 에너지의 전달을 용이하게 하기 위해 반파장 변환기일 수 있다. 원위 바늘 팁을 반파장 변환기로 구성하는 경우의 이점은 구성 요소들 사이, 예를 들어, 동축 전송 라인과 원위 동축 전송 라인 사이, 그리고 원위 동축 전송 라인과 바늘 팁 사이의 인터페이스에서 반사를 최소화하는 것일 수 있다. 후자의 인터페이스에서 반사 계수는 일반적으로 임피던스의 큰 변동으로 인해 더 크다. 반파장 구성은 이러한 반사를 최소화하여 지배적 반사 계수가 원위 동축 전송 라인과 조직 사이의 인터페이스의 계수가 되도록 할 수 있다. 원위 동축 전송 라인의 임피던스는 마이크로파 에너지의 주파수에서 양호한 정합을 제공하기 위해 예상되는 조직 임피던스와 동일하거나 예상되는 조직 임피던스에 근접하도록 선택될 수 있다. 방사 팁 부분은 30㎜, 예를 들어, 40㎜ 이상의 길이를 가질 수 있다. 이러한 방식으로, 방사 팁 부분은 동축 전송 라인의 일부를 조직에 삽입할 필요 없이 원위 바늘 팁이 치료 부위에 도달할 만큼 충분히 길 수 있다. 일부 경우에 방사 팁 부분은 140㎜ 이상의 길이를 가질 수 있다.

[0016] 기기는 가요성 동축 전송 라인을 따라 배치된 열 전달 요소를 더 포함할 수 있으며, 여기서 열 전달 요소는 방사 팁 부분으로부터 열 에너지를 빼내는 열 구배를 제공한다. 열 전달 요소는 근위 단부에서, 예를 들어, 기기의 근위 단부에서 바람직하게는 능동적으로 냉각된다(예를 들어, 냉각제 소스에 노출되거나 냉장기 또는 열전 냉각 효과에 의해 강제 냉각된다). 일례에서, 열 전달 요소는 가요성 동축 전송 라인의 외부 전도체 주위에 장착된 열 전도성 재료의 슬리브일 수 있다. 슬리브는 편조 금속(braided metal)일 수 있고, 예를 들어, 구리나 금과 같은 금속으로 만들어질 수 있다. 일례에서, 열 전달 요소는 가요성 동축 전송 라인의 외부 전도체일 수 있다. 다른 예에서, 열 전달 요소는 외부 전도체로부터 분리되고, 단열층, 예를 들어, PTFE 층 또는 기타 적절하게 가요성 있는 단열재 층에 의해 외부 전도체로부터 분리될 수 있다. 다른 예에서, 열 전달 요소는 본 발명자들이 액체 질소 또는 액체 헬륨과 같은 근위 냉각제 소스의 냉각 효과를 기기의 원위 단부에 전도에 의해 전달하는 데 매우 효과적인 것으로 발견한 이트륨-바륨-구리-산화물 또는 유사한 화합물로 만들어질 수 있다.

[0017] 열 전달 요소의 원위 부분은 가요성 동축 전송 라인을 따라 근위 방향으로 열 에너지를 빼내기 위해 히트 싱크와 열 연통할 수 있다. 다시 말해, 열 전달 요소는 가요성 동축 전송 라인과 원위 동축 전송 라인 사이의 인터

페이스에서 히트 싱크를 능동적으로 냉각한다. 이것은 (주변 조직보다) 기기를 통해 방사 팁 부분으로부터 멀리 근위 방향으로 열 에너지에 대한 바람직한 흐름 경로를 유지하도록 작용할 수 있다.

[0018] 열 전달 요소는 중실 몸체를 포함한다. 다시 말해, 열 전달 요소는 기존의 디바이스의 유체 기반 냉각제 순환 시스템과 별개여서, 기기 내에 동일한 부피를 요구하지 않는다.

[0019] 다른 양태에서, 본 발명은 전기 수술 시스템으로서, 생물학적 조직을 절제하기 위해 마이크로파 에너지를 생성하도록 구성된 전기 수술용 생성기(electrosurgical generator); 상기 전기 수술용 생성기로부터 마이크로파 에너지를 수신하도록 연결된, 전술된 열 전달 요소를 갖는 전기 수술 기기; 및 상기 전기 수술 기기의 열 전달 요소의 근위 부분을 강제 냉각시키도록 배열된 냉각 디바이스를 포함하는, 전기 수술 시스템을 제공한다. 임의의 적절한 수단이 열 전달 요소를 냉각하는 데 사용될 수 있다. 냉각 디바이스는 예를 들어 열전 냉각기일 수 있다. 다른 예에서, 열 전달 요소는 냉각체, 예를 들어, 액체 질소, 액체 헬륨 등의 소스와 열 접촉하게 됨으로써 냉각 상태를 유지할 수 있다. 예를 들어, 열 전달 요소는 액체 질소 또는 액체 헬륨에 담그거나 이로 분무될 수 있다. 이러한 예에서는 열 전달 요소를 강제 냉각할 필요가 없고; 시스템이 열 평형을 찾으려고 할 때 냉각이 발생할 수 있다. 이러한 예에서, 열 전달 요소의 근위 단부의 온도는 -50℃ 미만, 예를 들어, -100℃ 이하일 수 있다.

[0020] 시스템은 환자의 신체에 삽입되기 위한 가요성 삽입 코드를 갖는 수술용 관찰 디바이스를 더 포함할 수 있고, 가요성 삽입 코드는 길이를 따라 이어지는 기기 채널을 갖고, 전기 수술 기기는 기기 채널 내에 수용되는 치수를 가질 수 있다. 기기 채널에 삽입되는 샤프트는 유체 기반 냉각제 순환 시스템을 포함할 필요가 없기 때문에 기기는 기존의 기기보다 작은 직경의 기기 채널과 함께 사용될 수 있다.

[0021] 시스템은 전기 수술 기기의 근위 단부를 수용하기 위한 하우징을 갖는 핸드피스를 더 포함할 수 있다. 핸드피스는 기기 채널의 원위 단부에서 전기 수술 기기의 원위 단부를 전개하기 위해 하우징에 대해 전기 수술 기기를 이동시키도록 배열된 제어 기구를 포함할 수 있다. 핸드피스는 제어 기구, 전기 수술용 생성기로부터 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 공급 케이블, 및 하우징 내의 냉각 디바이스로부터의 입력을 결합시키도록 구성될 수 있으며, 이에 의해 가요성 동축 전송 라인과 열 전달 요소는 관찰 디바이스의 기기 채널에 삽입 가능하고 기기 채널에 대해 활주 가능한 단일 가요성 샤프트에 결합된다.

[0022] 본 명세서에서 "내부"라는 용어는 기기 채널 및/또는 동축 케이블의 중심(예를 들어, 축)에 반경 방향으로 더 가까운 것을 의미한다. "외부"라는 용어는 기기 채널 및/또는 동축 케이블의 중심(축)으로부터 반경 방향으로 더 먼 것을 의미한다.

[0023] "전도성"이라는 용어는 본 명세서에서 문맥에서 달리 지시하지 않는 한, 전기 전도성을 의미하기 위해 사용된다.

[0024] 본 명세서에서 "근위" 및 "원위"라는 용어는 세장형 기기의 단부를 의미한다. 사용 시, 근위 단부는 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 생성기에 더 가까운 반면, 원위 단부는 생성기로부터 더 멀다.

[0025] 본 명세서에서 "마이크로파"는 400MHz 내지 100GHz의 주파수 범위, 바람직하게는 1GHz 내지 60GHz 범위를 나타내기 위해 광범위하게 사용될 수 있다. 마이크로파 EM 에너지에서 선호되는 스폿 주파수는 915MHz, 2.45GHz, 3.3GHz, 5.8GHz, 10GHz, 14.5GHz 및 24GHz를 포함한다. 5.8GHz가 선호될 수 있다. 디바이스는 이러한 마이크로파 주파수 중 둘 이상의 주파수에서 에너지를 전달할 수 있다.

[0026] "무선 주파수" 또는 "RF"라는 용어는 300kHz 내지 400MHz의 주파수를 나타내는 데 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0027] 본 발명의 실시형태는 첨부 도면을 참조하여 아래에서 논의된다.

도 1은 본 발명의 일 실시형태인 조직 절제를 위한 전기 수술 시스템의 개략도이다.

도 2는 본 발명과 함께 사용될 수 있는 내시경의 기기 코드를 통한 개략적인 단면도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시형태인 전기 수술 기기의 가요성 샤프트가 기기 채널을 통과한 상태의 도 2의 기기 코드의 개략적인 측단면도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시형태인 전기 수술 기기의 원위 조립체의 개략적인 측단면도이다.

도 5는 본 발명의 다른 실시형태인 전기 수술 기기의 가요성 샤프트가 기기 채널을 통과한 상태의 도 2의 기기

코드의 개략적인 측단면도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시형태인 전기 수술 시스템의 핸드피스의 개략적인 측단면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 도 1은 본 발명의 일 실시형태인 전기 수술 시스템(100)의 개략도이다. 전기 수술 시스템(100)은 침습성 전기 수술 기기의 원위 단부에 마이크로파 에너지를 공급하여 조직 절제를 수행할 수 있다. 전기 수술 시스템은 또한 유체, 예를 들어, 액체 약물 또는 냉각 유체를 침습성 전기 수술 기기의 원위 단부에 공급할 수 있다. 시스템(100)은 마이크로파 에너지를 제어 가능하게 공급하기 위한 전기 수술용 생성기(102)를 포함한다. 전기 수술용 생성기는 펄스형 마이크로파 에너지를 공급하도록 구성될 수 있다. 이 목적에 적합한 생성기는 WO 2012/076844(전체 내용이 본 명세서에 기재된 것처럼 병합됨)에 설명된다. 전기 수술용 생성기(102)는 적절한 전달 전력 레벨을 결정하기 위해 기기로부터 되수신된 반사 신호를 모니터링하도록 배열될 수 있다. 예를 들어, 생성기(102)는 최적의 전달 전력 레벨을 결정하기 위해 기기의 원위 단부에서 보이는 임피던스를 계산하도록 배열될 수 있다.

[0029] 전기 수술 시스템(100)은 인터페이스 케이블(104)을 통해 전기 수술용 생성기(102)에 연결된 인터페이스 조인트(106)를 더 포함한다. 인터페이스 조인트(106)는 또한 유체 흐름 라인(107)을 통해 주사기와 같은 유체 전달 디바이스(108)에 연결될 수 있지만, 이것이 필수적인 것은 아니다. 일부 예에서, 시스템은 추가적으로 또는 대안적으로 치료 부위로부터 유체를 흡인하도록 배열될 수 있다. 이 시나리오에서, 유체 흐름 라인(107)은 유체를 인터페이스 조인트(106)로부터 적절한 수집기(도시되지 않음)로 운반할 수 있다. 흡인 기구는 유체 흐름 라인(107)의 근위 단부에 연결될 수 있다.

[0030] 인터페이스 조인트(106)는 전기 수술 기기의 위치를 제어하기 위한 기기 제어 기구(109)를 수용할 수 있다. 제어 기구는 전기 수술 기기의 길이 방향 위치 및/또는 전기 수술 기기의 원위 단부의 굴곡을 제어하는 데 사용될 수 있다. 제어 기구는 하나 이상의 제어 와이어 또는 푸시 로드(도시되지 않음)의 길이 방향(전후) 움직임을 제어하기 위해 트리거를 활주함으로써 동작 가능하다. 복수의 제어 와이어가 있는 경우 전체 제어를 제공하기 위해 인터페이스 조인트에 다수의 활주 트리거가 있을 수 있다.

[0031] 이 예에서, 전기 수술 시스템(100)은 아래에서 더 상세히 논의되는 가요성 세장형 열 전달 요소(148)를 냉각시키도록 구성된 능동 냉각 디바이스(130)를 더 포함한다. 능동 냉각 디바이스(130)는 열 냉각 효과를 제공하기에 적합한 임의의 디바이스일 수 있다. 예를 들어 능동 냉각 디바이스는 냉장기일 수도 있고 또는 능동 냉각 디바이스는 열전 냉각, 예를 들어, 펠티에 냉각기 등을 사용하여 동작할 수 있다. 다른 예에서, 냉각 디바이스(130)는, 열 전달 요소(148)와 접촉하게 되는, 예를 들어, 액체 질소 또는 액체 헬륨의 냉각체일 수 있고, 이에 의해 열 전달 요소가 열 평형에 도달하려고 할 때 열 전달 요소(148)의 길이를 따라 냉각체의 냉각 '효과'가 전도에 의해 전달된다.

[0032] 인터페이스 조인트(106)의 기능은 생성기(102), 유체 전달 디바이스(108), 냉각 디바이스(130) 및 기기 제어 기구로부터의 입력을, 인터페이스 조인트(106)의 원위 단부로부터 연장되는 (본 명세서에서 논의된 전기 수술 기기의 일부일 수 있는) 단일 가요성 샤프트(112)로 결합시키는 것이다.

[0033] 전기 수술 시스템(100)은 본 예에서 내시경 초음파 디바이스를 포함하는 수술용 관찰 디바이스(114)를 더 포함하지만, 본 발명은 임의의 유형의 수술용 관찰 디바이스(114) 또는 가요성 카테터(즉, 관찰 기능이 없는 삽입 튜브)와 함께 사용될 수 있는 것으로 이해된다.

[0034] 가요성 샤프트(112)는 수술용 관찰 디바이스(114)의 기기 (작업) 채널의 전체 길이를 통해 삽입될 수 있다.

[0035] 수술용 관찰 디바이스(114)는 다수의 입력 포트 및 출력 포트를 갖는 몸체(116)를 포함하고, 이 출력 포트로부터 기기 코드(120)가 연장된다. 도 2에 더 상세히 도시된 기기 코드(120)는 복수의 루멘을 둘러싸는 외부 재킷을 포함한다. 복수의 루멘은 몸체(116)로부터 기기 코드(120)의 원위 단부로 다양한 것을 운반한다. 복수의 루멘 중 하나는 위에서 논의한 기기 채널이다. 다른 루멘은, 예를 들어, 원위 단부에 조명을 제공하거나 원위 단부로부터 이미지를 수집하기 위해 광학 복사선을 운반하는 채널을 포함할 수 있다. 몸체(116)는 원위 단부를 관찰하기 위한 아이피스(eye piece)(122)를 포함할 수 있다.

[0036] 내시경 초음파 디바이스는 일반적으로 기기 채널의 출구 구멍을 넘어 기기 코드의 원위 팁 상에 초음파 트랜스듀서를 제공한다. 초음파 트랜스듀서로부터의 신호는 알려진 방식으로 이미지를 생성할 수 있는 프로세서(124)로 기기 코드를 따라 적절한 케이블(126)에 의해 되운반될 수 있다. 기기 코드 내에는 기기 채널이 형성될 수

있고, 이 기기 채널을 빠져나간 기기는 초음파 시스템의 시야를 통해 표적 부위에서 기기의 위치에 관한 정보를 제공할 수 있다.

[0037] 가요성 샤프트(112)는, 수술용 관찰 디바이스(114)의 기기 채널을 통과하고 기기 코드의 원위 단부에서 (예를 들어, 환자 내로) 돌출하도록 형성된 원위 조립체(118)(도 1에는 축척에 맞게 그려져 있지 않음)를 갖는다. 원위 조립체(118)는 또한 본 명세서에서 방사 팁 부분이라고 지칭될 수 있다.

[0038] 아래에서 논의되는 원위 조립체(118)의 구조는 특히 내시경 초음파(EUS) 디바이스와 함께 사용하도록 설계될 수 있다. 원위 조립체(118)의 최대 외부 직경은 1.0㎜ 이하, 예를 들어, 0.95㎜ 또는 0.90㎜ 미만이다. 가요성 샤프트의 길이는 1.2m 이상일 수 있다.

[0039] 몸체(116)는 가요성 샤프트(112)에 연결되기 위한 입력 포트(128)를 포함한다. 아래에서 설명되는 바와 같이, 가요성 샤프트의 근위 부분은 전기 수술용 생성기(102)로부터 펄스형 마이크로파 에너지를 원위 조립체(118)로 운반할 수 있는 기존의 동축 케이블을 포함할 수 있다. EUS 디바이스의 기기 채널에 물리적으로 맞출 수 있는 예시적인 동축 케이블은 1.19㎜(0.047"), 1.35㎜(0.053"), 1.40㎜(0.055"), 1.60㎜(0.063"), 1.78㎜(0.070")의 외부 직경과 함께 사용될 수 있다. 맞춤형 크기의 동축 케이블(즉, 주문 제작)도 사용될 수 있다.

[0040] 기기 코드(120)의 원위 단부의 위치를 제어하기 위해, 몸체(116)는 기기 코드(120)를 통해 연장되는 하나 이상의 제어 와이어(도시되지 않음)에 의해 기기 코드(120)의 원위 단부에 기계적으로 결합되는 제어 액추에이터를 더 포함할 수 있다. 제어 와이어는 기기 채널 또는 자체 전용 채널 내에서 이동할 수 있다. 제어 액추에이터는 레버 또는 회전 가능한 손잡이, 또는 임의의 다른 알려진 카테터 조작 디바이스일 수 있다. 기기 코드(120)의 조작은, 예를 들어, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 이미지로부터 조립된 가상 3차원 지도를 사용하여 소프트웨어로 지원될 수 있다.

[0041] 본 발명의 하나의 예시적인 용도는 췌장의 치료이다. 췌장의 표적 부위에 도달하기 위해, 기기 코드(120)는 입, 위 및 십이지장을 통해 안내될 필요가 있을 수 있다. 전기 수술 기기는 십이지장 벽을 통과하여 췌장에 접근하도록 배열된다.

[0042] 본 발명의 또 다른 예시적인 용도는 폐의 치료이다. 폐의 표적 부위에 도달하기 위해, 기기 코드(120)는 환자의 기도를 통해(코 또는 입을 통해) 기관지 트리로 안내될 필요가 있을 수 있다. 전기 수술 기기는 기관지 트리 구조 내의 조직을 치료하기 위해 기기 코드(120)의 원위 단부로부터 전개될 수 있다.

[0043] 도 2는 기기 코드(120)의 축 아래에서 본 도면이다. 이 실시형태에서 기기 코드(120) 내에는 4개의 루멘이 있다. 가장 큰 루멘은 가요성 샤프트(112)를 수용하는 기기 채널(132)이다. 다른 루멘은 초음파 신호 채널(134), 조명 채널(136), 및 카메라 채널(138)을 포함하지만, 본 발명은 이러한 구성으로 제한되지 않는다. 예를 들어, 다른 루멘, 예를 들어, 제어 와이어 또는 유체 전달 또는 흡입용 다른 루멘이 있을 수 있다. 대안적으로, 기기 코드(120)는 가요성 샤프트를 위한 단일 루멘을 형성하는 단순한 가요성 카테터일 수 있다.

[0044] 도 3은 기기 코드(120)의 개략적인 측단면도이다. 기기 채널(132)에는 가요성 샤프트(112)가 통과한다. 가요성 샤프트(112)는, 외부 전도체(142)로 둘러싸이고 외부 전도체로부터 유전체 재료(144)에 의해 분리되는 길이방향으로 연장되는 내부 전도체(146)로 형성된 동축 전송 라인(140)을 포함한다. 동축 전송 라인(140)은 예를 들어 후버수너(Huber+Suhner)사의 수코폼(Sucoform) 브랜드로 이용 가능한 상업적으로 이용 가능한 동축 케이블일 수 있다. 외부 전도체는 2.0㎜ 이하의 외부 직경을 가질 수 있고, 예를 들어, 1.19㎜(0.047"), 1.35㎜(0.053"), 1.40㎜(0.055"), 1.60㎜(0.063") 및 1.78㎜(0.070") 중 임의의 외부 직경을 가질 수 있다.

[0045] 가요성 샤프트(112)는 또한 이 예에서 외부 전도체(142) 위에 장착된 열 전도 슬리브인 가요성 세장형 열 전달 요소(148)를 포함한다. 슬리브는 가요성을 유지하기 위해 구리 또는 은과 같은 편조 금속으로 만들어질 수 있다.

[0046] 위에서 논의된 바와 같이, 열 전달 요소(148)의 근위 단부는 냉각 디바이스(130)와 열 연통한다. 열 전달 요소(148)는 가요성 샤프트(112)의 길이를 따라 열 구배를 제공하여 바람직하게는 샤프트를 따른 방향으로 원위 조립체(118)로부터 열을 빼내도록 구성된다.

[0047] 냉각 디바이스(130)는 열 전달 요소(148)의 근위 단부를 0℃보다 낮은 온도, 예를 들어, -50℃ 미만의 온도, 예를 들어, -100℃의 온도로 강제 냉각시키도록 동작할 수 있다. 열 전달 요소(148)는 그런 다음 그 길이를 따라 동축 전송 라인(140)을 냉각시킬 뿐만 아니라 원위 조립체(118)로부터 열을 빼내기 위해 열 구배를 제공하도록 작용할 수 있다.

[0048] 일례에서, 열 차단 층(도시되지 않음)이 외부 전도체와 열 전달 요소(148) 사이에 제공될 수 있다. 이것은 가요성 샤프트(112)의 길이를 따라 열 구배를 최적화하거나 최대화하기 위해 동축 전송 라인(140)으로부터 열 전달 요소(148)로 열 에너지의 전달을 제한할 수 있다. 다시 말해, 이 층을 제공하면 원위 조립체(118)에서 이용 가능한 냉각 효과를 향상시킨다. 열 차단 층은 PTFE 또는 기타 적절한 가요성 단열재로 만들어질 수 있다.

[0049] 도 4는 본 발명의 일 실시형태인 전기 수술 기기의 원위 조립체(118)(즉, 방사 팁 부분)의 개략적인 측단면도이다. 원위 단부 조립체(118)는 가요성 샤프트(112)의 원위 단부에 위치된다. 원위 단부 조립체(118)는 동축 전송 라인(140)의 외부 직경보다 작은 외부 직경을 갖는 세장형 강성 프로브를 포함한다. 세장형 강성 프로브는 외부 전도체(152)로부터 유전체 재료(154)에 의해 분리된 내부 전도체(156)로 형성된 원위 동축 전송 라인(150)을 포함한다. 내부 전도체(156)는 가요성 샤프트(112)의 동축 전송 라인(140)의 내부 전도체(146)에 전기적으로 연결된다. 이 예에서, 원위 동축 전송 라인(150)의 내부 전도체(156)는 가요성 샤프트(112)의 동축 전송 라인(140)의 내부 전도체(146)보다 작은 외부 직경을 갖는다.

[0050] 원위 동축 전송 라인(150)의 유전체 재료(154)는 가요성 샤프트(112)의 동축 전송 라인(140)의 유전체 재료(144)와 동일하거나 상이할 수 있다. 일례에서, 유전체 재료(154)는 조직으로 세장형 프로브의 삽입을 용이하게 하기 위해 유전체 재료(144)의 것보다 큰 강성을 갖는다.

[0051] 세장형 프로브는, 예를 들어, 강성 유전체(전기 절연) 재료로 형성된 최원위 팁 요소(158)를 더 포함할 수 있다. 팁 요소(158)는 조직을 관통하기 위해, 도 4에 도시된 바와 같이 뾰족한 단부를 가질 수 있다. 다른 예에서, 이 단부는, 예를 들어, 반구형 방식으로 둥글 수 있다.

[0052] 내부 전도체(156)는 가요성 샤프트(112)의 동축 전송 라인(140)으로부터 수신된 마이크로파 에너지를 방사하기 위한 안테나를 형성하기 위해 유전체 재료(154)와 외부 전도체(152)의 원위 단부를 넘어 팁 요소(158) 내로 연장된다. 외부 전도체(152)는 팁 요소(158)의 외부 표면의 일부 위로 연장될 수 있다. 이것은, 팁 요소(158)를 원위 조립체(118)에 고정하고, 안테나에 의해 방출되는 전계가 원위 팁 주위로 대략 구형 형상을 갖도록 하는 데 도움을 줄 수 있다.

[0053] 원위 동축 전송 라인(150)의 길이는 가요성 샤프트(112)의 동축 전송 라인(140)으로부터 마이크로파 에너지를 안테나로 효율적으로 전달하도록 선택될 수 있다. 일례에서, 원위 동축 전송 라인(150)은 반파장 변환기로 구성될 수 있다.

[0054] 본 발명의 실시형태에서, 가요성 샤프트(112)와 원위 조립체(118) 사이의 인터페이스는 세장형 프로브로부터, 특히 원위 동축 전송 라인(150)으로부터 열 에너지를 빼내도록 구성된다. 도 4에 도시된 솔루션에는 두 가지 양태가 있다.

[0055] 제1 양태는 세장형 프로브의 원위 단부에 히트 싱크를 제공하는 것이다. 이 예에서, 히트 싱크는 주변의 생물학적 조직보다 더 높은 열 전도율을 갖는 재료로 형성된 링(160)이다. 이 재료는 예를 들어 구리 또는 은일 수 있다. 링(160)은 원위 동축 전송 라인(150)의 외부 전도체(152)와 물리적으로 직접 접촉한다. 히트 싱크는 열 흡수 가능한 열 질량으로 동작할 수 있다. 다시 말해, 링(160)의 열 질량(즉, 열 에너지를 흡수하는 링의 능력)은 세장형 프로브(특히 원위 동축 전송 라인(150))의 열 질량보다 크다. 따라서, 열 평형을 이루기 위해서는 동축 전송 라인(150)에서 발생된 열은 링(160)으로 되흐르는 경향이 있다. 히트 싱크는 링 형태일 필요는 없다. 예를 들어, 히트 싱크는 가요성 샤프트(112) 또는 동축 전송 라인(140)의 원위 구획 위에 형성된 전도성 층일 수 있다. 일례에서, 동축 전송 라인(140) 또는 그 원위 부분은 주석 코팅된 구리 수코폼 86 케이블로 형성될 수 있다.

[0056] 제2 양태는 열 전달 요소(148)에 의해 제공된다. 이 예에서, 열 전달 요소(148)는 링(160)의 외부 표면과 물리적으로 접촉한다. 이것의 효과는 열 전달 요소(148)에 의해 링(160)으로부터 열 에너지를 빼내어 이 구성 요소의 열 에너지 흡수 능력을 향상시킨다는 것이다.

[0057] 제1 양태는 단독으로 구현될 수 있으며, 즉 세장형 프로브로부터 멀리 열 전달은 원위 히트 싱크에 의해 제공될 수 있다. 이 예에서는, 별도의 냉각 디바이스가 필요치 않다. 그러나, 링(160)의 냉각 효과는 냉각 디바이스와 열 전달 요소(148)를 제공하는 것에 의해 향상될 수 있다.

[0058] 열 전달 요소(148) 또는 링(160)의 냉각 효과가 가요성 샤프트(112)의 원위 단부에 존재할 수 있는 생물학적 조직에 영향을 미치는 것을 방지하기 위해, 가요성 샤프트(112)와 원위 조립체(118) 사이의 인터페이스 위에 열 차단재 캡(162)이 제공될 수 있다. 이 캡(162)은 링(160)보다 훨씬 낮은 열 전도율을 갖는 에폭시 수지 또는 다

른 재료로 만들어질 수 있다.

[0059] 열 차단재 캡(162)은 또한 링(160)과 열 전달 요소(148)의 냉각 효과가 안테나에 의해 방출되는 전계의 형상에 영향을 미치는 것을 방지할 수 있다.

[0060] 도 5는 본 발명의 다른 실시형태인 전기 수술 기기의 가요성 샤프트(112)가 기기 채널을 통과한 상태의 도 2의 기기 코드의 개략적인 측단면도이다. 이 실시형태에서 열 전달 요소(148)는 동축 전송 라인(140)의 외부 전도체로도 작용하는 전도성 재료로 형성된다. 이 예에서 원위 조립체로부터 멀리 열 전달은 동축 전송 라인의 외부 전도체의 원위 단부를 강제 냉각시킴으로써 달성된다. 추가적인 예에서, 냉각 효과는 내부 전도체(146)를 강제 냉각시킴으로써 더욱 향상될 수 있다.

[0061] 도 6은 본 발명의 일 실시형태인 전기 수술 시스템의 핸드피스(180)의 개략적인 측단면도이다. 핸드피스(180)는 냉각 디바이스(130), (인터페이스 케이블(104)을 통해) 전기 수술용 생성기, 및 제어 기구(109)로부터의 입력을 단일 가요성 샤프트(112)에 결합된다는 점에서 위에서 논의된 인터페이스 조인트(106)의 기능을 수행할 수 있다.

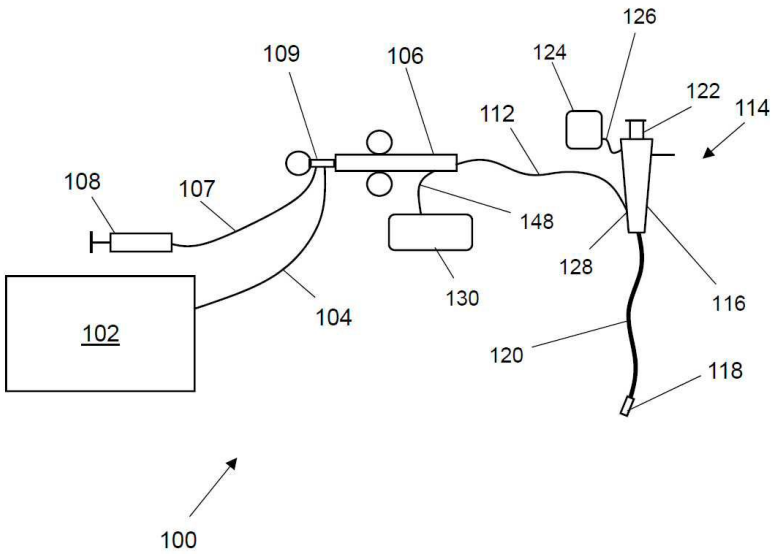
[0062] 제어 기구(109)는 핸드피스(180)의 하우징(184)에 대해 앞뒤로 이동 가능한 슬라이더(slider)(182)를 포함한다. 슬라이더(182)는 제1 신호 전달 요소(168) 내에서 하우징(184) 내에서 이동하는 전도성 막대(170)에 연결된다. 이 예에서, 제1 신호 전달 요소(168)는 막대(170)가 내부에서 활주하는 전도성 슬리브이다. 막대(170)는 슬리브와 전기적으로 접촉하고, 이 슬리브는 커넥터(166)를 통해 인터페이스 케이블(104)의 내부 전도체에 연결된다. 전도성 막대(170)는 그 원위 단부에서 동축 전송 라인(140)의 근위 원위에 연결된다. 전도성 막대(170)는 동축 전송 라인(140)의 내부 전도체(146)에 전기적으로 연결된다. 동축 전송 라인(140)의 근위 단부는 동축 전송 라인(140)의 외부 전도체의 근위 부분(174)과 전기적으로 접촉하는 제2 신호 전달 요소(172)에 활주 가능하게 수용된다. 제2 신호 전달 요소(172)는 커넥터(166)를 통해 인터페이스 케이블(104)의 외부 전도체에 전기적으로 연결된다.

[0063] 상기 기구에 의해, 동축 전송 라인(140)은 인터페이스 케이블(104)로부터 마이크로파 전력을 수신하면서도 제어 기구(109)에 의해 길이 방향으로 활주 가능하다.

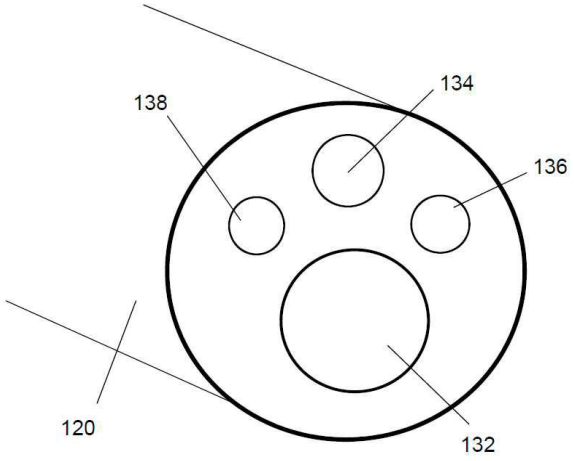
[0064] 이 예에서, 열 전달 요소(148)는 동축 전송 라인(140) 위에 형성되고 동축 전송 라인에 부착되거나 고정된 슬리브이다. 동축 전송 라인(140)의 외부 전도체의 근위 부분(174)은 제2 신호 전달 요소(172)에 의해 수신되기 위해 열 전달 요소(148)의 근위 단부를 넘어 근위 방향으로 연장된다. 한편, 열 전달 요소(148)의 근위 부분은 냉각 디바이스(130)와 열 연통하는 환형 냉각 요소인 냉각 재킷(164) 내에 활주 가능하게 수용된다. 냉각 디바이스(130)는 냉각 재킷(164)으로부터 열을 빼내서 냉각 재킷이 열 전달 요소(148)로부터 열을 빼내어 열 전달 요소를 냉각시키도록 동작한다.

도면

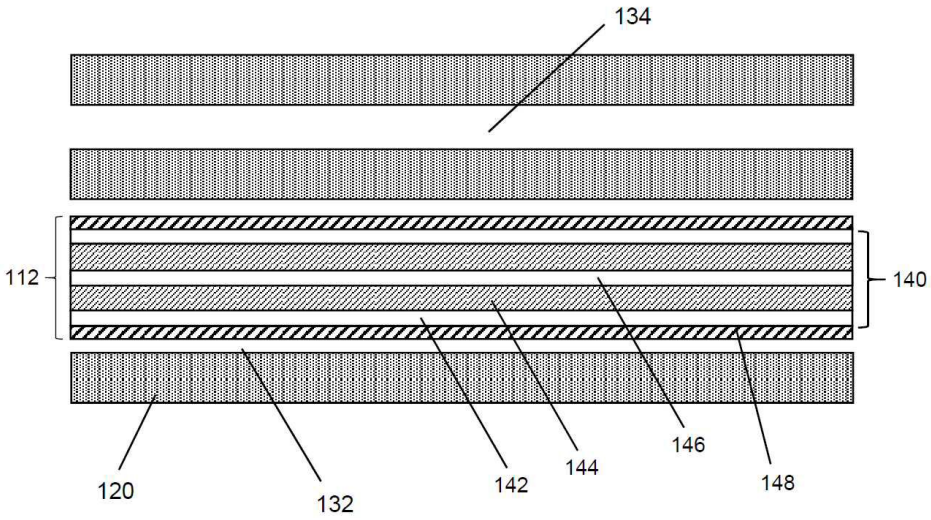
도면1



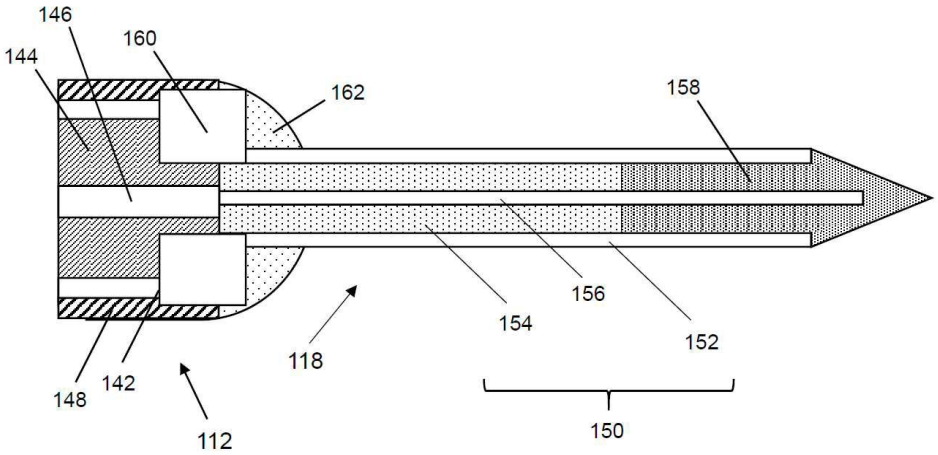
도면2


134
138
136
120
132

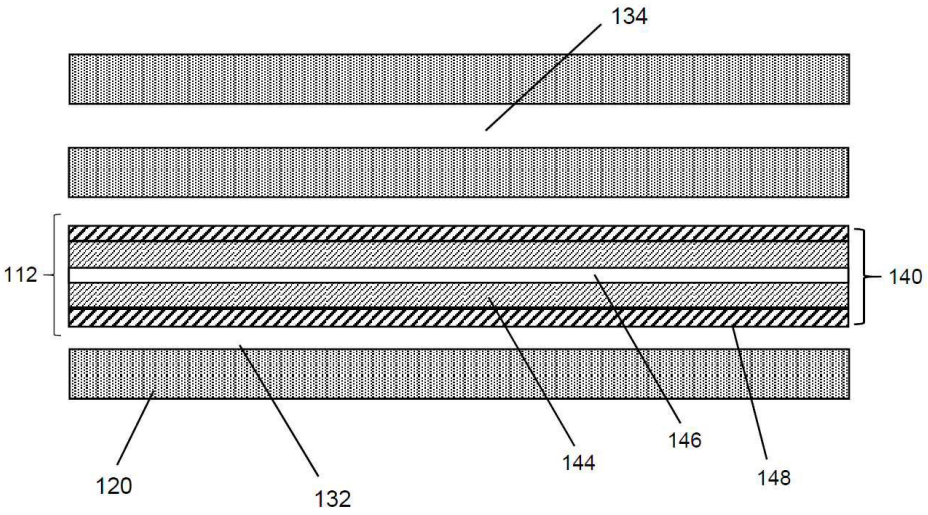
도면3


134
112
140
120
132
142
144
146
148

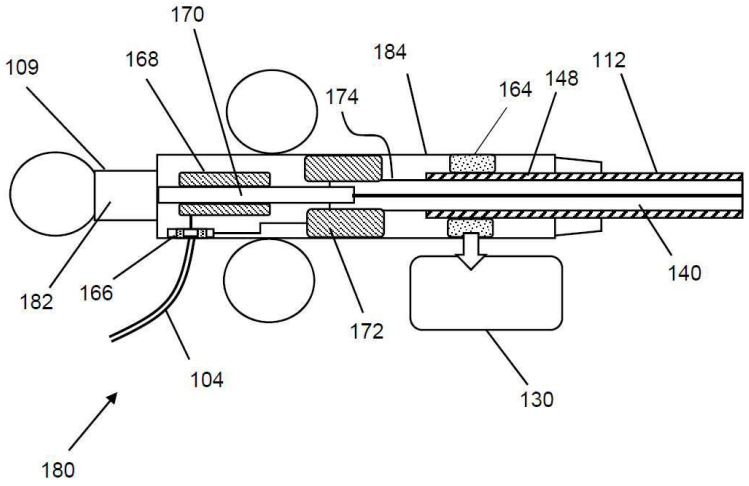
도면4


146
160
144
162
158
156
154
152
118
148
142
112
150

도면5


134
112
140
120
132
144
146
148

도면6


170
109
168
184
174
164
148
112
140
182
166
172
104
130
180