



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2021-0031851  
(43) 공개일자 2021년03월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 18/18 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)  
A61B 18/14 (2006.01) A61B 34/30 (2016.01)

(52) CPC특허분류  
A61B 18/1815 (2013.01)  
A61B 18/1492 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2020-7025734  
(22) 출원일자(국제) 2019년06월27일  
심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2020년09월07일  
(86) 국제출원번호 PCT/EP2019/067166  
(87) 국제공개번호 WO 2020/011546  
국제공개일자 2020년01월16일

(30) 우선권주장  
1811434.8 2018년07월12일 영국(GB)

(71) 출원인  
**크리오 메디컬 리미티드**  
영국 첵스토 몬머스셔 (웨일스) 엔퍼 16 5유에이치  
치 보포트 파크 웨이 보포트 파크 크리오 하우스  
유닛 2

(72) 발명자  
**헨콕 크리스토퍼 폴**  
영국 바스 바스 앤드 노스 이스트 서머셋 비에이1  
4엘엔 네이피어 로드 37

**번 페트릭**  
영국 첵스토 웨일스 엔퍼16 5유에이치 뷰포트 파  
크 웨이 뷰포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리  
오 메디컬 리미티드

**샤 팔라브**  
영국 첵스토 웨일스 엔퍼16 5유에이치 뷰포트 파  
크 웨이 뷰포트 파크 크리오 하우스 유닛 2 크리  
오 메디컬 리미티드

(74) 대리인  
**리엔특허법인**

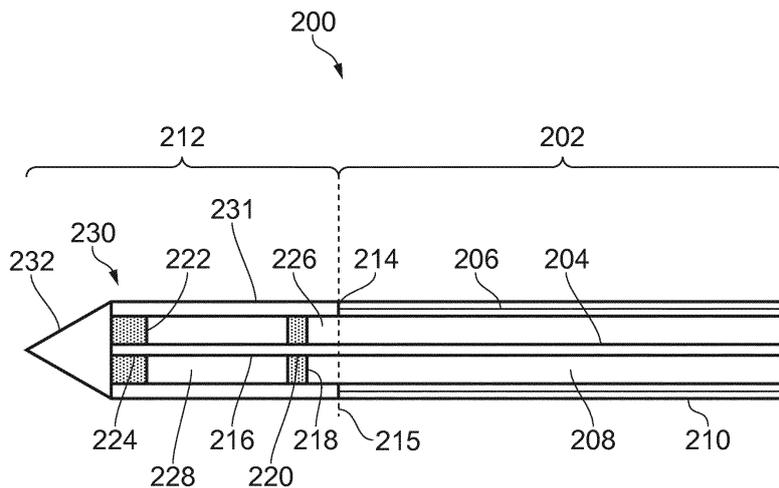
전체 청구항 수 : 총 23 항

(54) 발명의 명칭 **전기 외과 기구**

**(57) 요약**

가요성이 강화된 방사 팁을 갖는 전기 외과 기구. 제1 양태에서, 이는 방사 팁의 절곡을 가능하게 하기 위해 방사 팁에 유전체 물질을 성형함으로써 달성된다. 제2 양태에서, 이는 부품들 사이의 움직임 및 굴곡을 가능하게 하기 위해, 방사 팁의 유전체 바디 및 외측 시스를 별도의 부품들로서 형성함으로써 달성된다. 방사 팁의 가요성을 개선함으로써, 전기 외과 기구의 조작성이 개선될 수 있다.

**대표도** - 도2



(52) CPC특허분류

*A61B 2018/00077* (2013.01)  
*A61B 2018/00184* (2013.01)  
*A61B 2018/00345* (2013.01)  
*A61B 2018/00541* (2013.01)  
*A61B 2018/00577* (2013.01)  
*A61B 2018/00601* (2013.01)  
*A61B 2018/1838* (2013.01)  
*A61B 2018/1861* (2013.01)  
*A61B 2018/1892* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

전기 외과 기구로서,

마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위한 동축 피드 케이블로서, 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체 및 상기 외측 도전체를 분리하는 유전체 물질을 갖는, 상기 동축 피드 케이블; 및  
 상기 동축 피드 케이블의 원단에 배치되어 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위한 방사 팁으로서,

상기 방사 팁의 외면으로부터 상기 동축 피드 케이블로부터 수용된 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 에너지 전달 구조체로서, 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결되고 상기 동축 피드 케이블의 상기 원단을 너머 길이 방향으로 연장되는 세장형 도전체를 포함하는, 상기 에너지 전달 구조체; 및

상기 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디를 포함하는, 상기 방사 팁을 포함하며,

상기 유전체 바디는 그 안에 공동을 포함하며, 상기 공동은 상기 세장형 도전체에 인접하게 배치되어 상기 방사 팁이 굴곡될 수 있게 하는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 공동은 상기 세장형 도전체 주위에 배치되는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 3

청구항 1 또는 2에 있어서, 상기 공동은 상기 유전체 바디에 길이 방향으로 연장되는 루멘을 포함하는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 4

청구항 3에 있어서, 상기 유전체 바디는 상기 세장형 도전체를 둘러싸는 내측 슬리브를 포함하고, 상기 루멘은 상기 세장형 도전체로부터 상기 내측 슬리브의 방사상 두께만큼 이격되는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 5

청구항 3 또는 4에 있어서, 상기 루멘은 환형 단면을 갖는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 6

청구항 3에 있어서, 상기 루멘은 상기 유전체 바디의 외면에 배치되는 길이 방향으로 연장되는 홈을 형성하는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 7

청구항 1 또는 2에 있어서, 상기 공동은 상기 유전체 바디에 오목에 의해 형성되는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 8

청구항 7에 있어서, 상기 오목부는 상기 유전체 바디 주위에 연장되는 환상 홈을 형성하는, 전기 외과 기구.

#### 청구항 9

청구항 7 또는 8에 있어서, 상기 유전체 바디는 곱형 표면을 포함하고, 상기 오목부는 상기 곱형 표면에 곱들로 형성되는, 전기 외과 기구.

**청구항 10**

청구항 1 내지 9 중 어느 한 항에 있어서, 상기 방사 팁은 상기 유전체 바디의 외면 주위에 배치되는 외측 시스(outer sheath)를 더 포함하되, 상기 외측 시스는 상기 외측 시스와 상기 유전체 바디 사이의 상대적인 움직임을 가능하게 하도록 상기 유전체 바디로부터 떨어져 있는, 전기 외과 기구.

**청구항 11**

전기 외과 기구로서,

마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위한 동축 피드 케이블로서, 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체 및 상기 외측 도전체를 분리하는 유전체 물질을 갖는, 상기 동축 피드 케이블; 및  
 상기 동축 피드 케이블의 원단에 배치되어 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위한 방사 팁으로서,

상기 방사 팁의 외면으로부터 상기 동축 피드 케이블로부터 수용된 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 에너지 전달 구조체로서, 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결되고 상기 동축 피드 케이블의 상기 원단을 너머 길이 방향으로 연장되는 세장형 도전체를 포함하는, 상기 에너지 전달 구조체; 및

상기 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디; 및

상기 유전체 바디의 외면 주위에 배치되는 외측 시스로서, 상기 외측 시스와 상기 유전체 바디 사이의 상대적인 움직임을 가능하게 하도록 상기 유전체 바디로부터 떨어져 있는, 상기 외측 시스를 포함하는, 상기 방사 팁을 포함하는, 전기 외과 기구.

**청구항 12**

청구항 10 또는 11에 있어서, 상기 유전체 바디는 제1 유전체 물질로 형성되고, 상기 외측 시스는 상기 제1 유전체 물질과 상이한 제2 유전체 물질로 형성되는, 전기 외과 기구.

**청구항 13**

청구항 12에 있어서, 상기 제1 유전체 물질은 상기 제2 유전체 물질보다 더 높은 용융 온도를 갖는, 전기 외과 기구.

**청구항 14**

청구항 13에 있어서, 상기 제1 유전체 물질은 폴리테트라플루오로에틸렌이고 상기 제2 유전체 물질은 플루오르화된 에틸렌 프로필렌인, 전기 외과 기구.

**청구항 15**

청구항 10 내지 14 중 어느 한 항에 있어서, 상기 외측 시스는 상기 유전체 바디의 원단을 커버하도록 배열된 원단 팁을 포함하는, 전기 외과 기구.

**청구항 16**

청구항 10 내지 15 중 어느 한 항에 있어서, 상기 외측

시스는 상기 유전체 바디의 상기 외측 표면 주위에 시일을 형성하도록 구성되는, 전기 외과 기구.

**청구항 17**

청구항 11 내지 16 중 어느 한 항에 있어서, 상기 유전체 바디는 상기 세장형 도전체가 연장되는 나선형 바디를 포함하는, 전기 외과 기구.

**청구항 18**

전기 외과 기구로서,

마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위한 동축 피드 케이블로서, 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체 및 상기 외측 도전체를 분리하는 유전체 물질을 갖는, 상기 동축 피드 케이블; 및  
 상기 동축 피드 케이블의 원단에 배치되어 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위한 방사 팁으로서,

상기 방사 팁의 외측 표면으로부터 상기 동축 피드 케이블로부터 수용된 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 에너지 전달 구조체로서, 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결되고 상기 동축 피드 케이블의 상기 원단을 너머 길이 방향으로 연장되는 세장형 도전체를 포함하는, 상기 에너지 전달 구조체; 및

상기 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디를 포함하는, 상기 방사 팁을 포함하며;

상기 유전체 바디는 상기 세장형 도전체가 연장되는 나선형 바디를 포함하는, 전기 외과 기구.

**청구항 19**

청구항 1 내지 18 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 전달 구조체는 각각 상기 세장형 도전체에 전기적으로 연결되는 근위 튜닝 요소 및 원위 튜닝 요소를 포함하며, 상기 근위 튜닝 요소 및 상기 원위 튜닝 요소는 상기 세장형 도전체의 길이만큼 길이 방향으로 떨어져 이격되고;

상기 유전체 바디는 상기 근위 튜닝 요소와 상기 원위 튜닝 요소는 사이에 배치되는 제1 유전체 스페이서를 포함하는, 전기 외과 기구.

**청구항 20**

청구항 1 내지 18 중 어느 한 항에 있어서,

상기 에너지 전달 구조체는 상기 유전체 바디의 표면 상에 배치되는 원위 전극 및 근위 전극을 포함하며, 상기 원위 전극 및 상기 근위 전극은 상기 유전체 바디의 중간 부분에 의해 서로 물리적으로 떨어져 있고;

상기 근위 전극은 상기 외측 도전체에 전기적으로 연결되며;

상기 원위 전극은 상기 세장형 도전체를 통해 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결되는, 전기 외과 기구.

**청구항 21**

청구항 20에 있어서, 상기 유전체 바디의 상기 중간 부분에 장착되는 튜닝 요소를 더 포함하는, 전기 외과 기구.

**청구항 22**

생체 조직을 처치하기 위한 전기 외과 장치로서,

마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 공급하도록 배열되는 전기 외과 발생기; 및

상기 전기 외과 발생기로부터 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위해 연결되는 청구항 1 내지 21 중 어느 한 항에 따른 전기 외과 기구를 포함하는, 전기 외과 장치.

**청구항 23**

청구항 22에 있어서, 기구 채널을 갖는 가요성 삽입 코드를 포함하는 외과 관찰 디바이스를 더 포함하며, 상기 전기 외과 기구는 상기 기구 채널과 맞도록 치수가 설정되는, 전기 외과 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

본 발명은 타겟 조직을 절제하기 위해 타겟 조직으로 마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위한 전기 외과 기구에 관한 것이다. 프로브는 내시경 또는 카테터의 채널을 통해 삽입될 수 있거나, 또

[0001]

는 복강경 수술 또는 개복 수술에 사용될 수 있다. 이 기구는 폐 또는 위장에 사용할 수 있지만, 그에 제한되지는 않는다.

### 배경 기술

[0002] 전자기(EM) 에너지, 특히 마이크로파 및 라디오 주파수(RF) 에너지는 신체 조직을 절개, 응고 및 절제하는 능력으로 전기 외과 수술들에 유용한 것으로 밝혀졌다. 통상적으로, EM 에너지를 신체 조직에 전달하기 위한 장치는 EM 에너지원을 포함하는 생성기 및 에너지를 조직에 전달하기 위해 생성기에 연결된 전기 외과 기구를 포함한다. 통상적인 전기 외과 기구들은 보통 환자의 신체에 경피적으로 삽입되도록 설계된다. 그러나, 예를 들어, 타겟 부위가 움직이는 폐 또는 위장(GI) 관의 얇은 벽 섹션에 있는 경우, 신체에 경피적으로 기구를 위치시키는 것이 어려울 수 있다. 다른 전기 외과 기구들은 기도 또는 식도 또는 결장의 내강과 같은 신체의 채널들을 통해 이어질 수 있는 외과 관찰 디바이스(예를 들어, 내시경)에 의해 타겟 부위로 전달될 수 있다. 이를 통해 최소 침습적 처치가 가능하여, 환자의 사망률을 줄이고 수술 중 및 수술 후 합병증을 줄일 수 있다.

[0003] 마이크로파 EM 에너지를 사용한 조직 제거는 생체 조직이 주로 물로 구성되어 있다는 사실에 근거한다. 인간의 연한 장기 조직은 통상적으로 수분 함량이 70%와 80% 사이이다. 물 분자는 영구적인 전기 쌍극자 모멘트를 가지며, 이는 분자에 걸쳐 전하 불균형이 존재한다는 것을 의미한다. 이러한 전하 불균형은 분자들이 그것들의 전기 쌍극자 모멘트를 인가된 전기장의 극성과 정렬하기 위해 회전함에 따라 시간에 따라 변하는 전기장의 인가에 의해 생성되는 힘에 반응하여 분자들을 이동시킨다. 마이크로파 주파수들에서, 빠른 분자 진동은 마찰 가열을 일으키고 결과적으로 열의 형태로 전기장 에너지를 소멸시킨다. 이를 유전 가열이라고 한다.

[0004] 이러한 원리는 마이크로파 절제 요법에서 활용되며, 타겟 조직의 물 분자들은 마이크로파 주파수들의 국소 전자기장을 인가하여 빠르게 가열되어 조직 응고 및 세포 사멸을 초래한다. 폐 및 기타 장기들의 다양한 병태를 치료하기 위해 마이크로파 방출 프로브들을 사용하는 것이 알려져 있다. 예를 들어, 폐에서, 마이크로파 방사는 천식을 치료하고 종양 또는 병변을 제거하는데 사용할 수 있다.

[0005] RF EM 에너지는 생체 조직의 절개 및/또는 응고에 사용될 수 있다. RF 에너지를 사용하여 절개하는 방법은 전류가 조직 기질은 통과 할 때(세포들의 이온 함량, 즉 나트륨 및 칼륨에 의해 보조됨), 조직에 걸쳐 전자들의 흐름에 대한 임피던스가 열을 생성한다는 원리에 기초하여 작동한다. 순수 사인파가 조직 기질에 인가될 때, 조직의 수분 함량을 증발시키기에 충분한 열이 세포들 내에서 생성된다. 그에 따라 세포막에 의해 제어될 수 없는 세포의 내부 압력이 크게 상승하여, 세포가 파열된다. 이것이 넓은 영역에서 발생할 때 조직이 절단된 것을 볼 수 있다.

[0006] RF 응고는 조직에 기화되는 대신, 세포 함량이 약 65°C로 가열되는 덜 효율적인 과정을 인가하여 작동한다. 이는 건조로 조직을 건조시키고 또한 혈관벽의 단백질과 세포벽을 구성하는 콜라겐을 변성시킨다. 단백질을 변성시키는 것은 응고 캐스케이드에 대한 자극으로 작용하므로, 응혈이 강화된다. 동시에, 세포벽의 콜라겐은 막대와 같은 분자에서 코일로 변성되어, 혈관이 수축하고 크기가 줄어들어, 혈전에 고정점을 제공하고, 전에 더 작은 영역을 제공한다.

### 발명의 내용

[0007] 가장 개괄적으로, 본 발명은 가요성이 강화된 방사 팁을 갖는 전기 외과 기구를 제공한다. 본 발명의 제1 양태에서, 이는 방사 팁의 절곡을 가능하게 하기 위해 방사 팁에 유전체 물질을 성형함으로써 달성된다. 본 발명의 제2 양태에서, 이는 부품들 사이의 움직임 및 굴곡을 가능하게 하기 위해, 방사 팁의 유전체 바디 및 외측 시스템을 별도의 부품들로서 형성함으로써 달성된다. 방사 팁의 가요성을 개선함으로써, 전기 외과 기구의 조작성이 개선될 수 있다.

[0008] 본 발명의 전기 외과 기구는 신체의 타겟 조직을 절제하는데 사용될 수 있다. 타겟 조직을 효율적으로 절제하려면, 방사 팁을 가능한 한 타겟 조직에 가깝게(많은 경우 내부에) 위치시켜야 한다. 타겟 조직(예를 들어, 폐)에 도달하려면, 디바이스를 신체에서 통로들(예를 들어, 기도들)을 통해 장애물들 주위로 가이딩해야 할 수 있다. 그에 따라, 방사 팁을 보다 유연하게 만드는 것이 방사 팁을 타겟 조직으로 가이딩하는 것을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 타겟 조직이 폐에 있는 경우, 이는 좁고 구불구불할 수 있는 세기관지들과 같은 통로들을 따라 기구를 조종하는 것을 가능하게 할 수 있다. 방사 팁을 타겟 조직에 가능한 한 가깝게 위치시키면, 주변의 건강한 조직의 조사를 방지하거나 줄일 수 있다.

[0009] 본 발명의 제1 양태에 따르면, 전기 외과 기구로서: 마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하

기 위한 동축 피드 케이블로서, 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체 및 상기 외측 도전체를 분리하는 유전체 물질을 갖는, 상기 동축 피드 케이블; 및 상기 동축 피드 케이블의 원단에 배치되어 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위한 방사 팁으로서: 상기 방사 팁의 외면으로부터 상기 동축 피드 케이블로부터 수용된 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 에너지 전달 구조체로서, 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결되고 상기 동축 피드 케이블의 상기 원단을 너머 길이 방향으로 연장되는 세장형 도전체를 포함하는, 상기 에너지 전달 구조체; 및 상기 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디를 포함하는, 상기 방사 팁을 포함하며, 상기 유전체 바디는 그 안에 공동을 포함하며, 상기 공동은 상기 세장형 도전체에 인접하게 배치되어 상기 방사 팁이 굴곡될 수 있게 하는, 전기 외과 기구가 제공된다.

- [0010] 에너지 전달 구조는 마이크로파 에너지만 또는 무선 주파수 에너지만 전달하도록 구성될 수 있다. 그리고 실시예들에서, 에너지 전달 구조는 마이크로파 및 무선 주파수 에너지를 별개로 또는 동시에 전달할 수 있도록 구성될 수 있다. 세장형 도전체는 마이크로파 에너지를 방사하기 위한 안테나로 구성될 수 있거나, 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위해 능동 전극에 전기적 연결을 제공하는(예를 들어, 외측 도전체에 연결된 리턴 전극과 조합하여) 수단으로 구성될 수 있다.
- [0011] 전기 외과 기구는 특히 폐 또는 자궁과 같이 인체의 제한되거나 접근하기 어려운 위치들의 조직을 절제하는데 적합할 수 있다. 그러나, 기구는 다른 장기들의 조직을 절제하는데 사용될 수도 있음을 이해할 수 있다.
- [0012] 동축 피드 케이블은 일단에서 전기 외과 발생기에 연결 가능한 통상적인 저손실 동축 케이블일 수 있다. 특히, 내측 도전체는 동축 피드 케이블의 길이 방향 축을 따라 연장되는 세장형 도전체일 수 있다. 유전체 물질은 내측 도전체 주위에 배치될 수 있다, 예를 들어, 제1 유전체 물질은 내측 도전체가 관통 연장되는 채널을 가질 수 있다. 외측 도전체는 유전체 물질의 표면 상에 배치되는 도전성 물질로 만들어진 슬리브일 수 있다. 동축 피드 케이블은 케이블을 절연하고 보호하기 위한 외측 보호 시스를 더 포함할 수 있다. 일부 예에서, 보호 시스는 조직이 케이블에 접촉되는 것을 방지하기 위해 비점착성 물질로 만들어지거나 코팅될 수 있다. 방사 팁은 동축 피드 케이블의 원단에 위치되고, 동축 피드 케이블을 따라 전달되는 EM 에너지를 타겟 조직으로 전달하는 역할을 한다. 방사 팁은 동축 피드 케이블에 영구적으로 부착될 수 있거나, 또는 그것은 동축 피드 케이블에 착탈 가능하게 부착될 수 있다. 예를 들어, 방사 팁을 수용하고 필요한 전기 연결부들을 형성하도록 배열되는 커넥터가 동축 피드 케이블의 원단에 제공될 수 있다.
- [0013] 유전체 바디는 세장형 도전체를 전달하기 위한 채널을 포함할 수 있다. 기구는 세장형 도전체를 채널을 통해 넣거나 세장형 도전체 상에 유전체를 증착하여 조립될 수 있다.
- [0014] 유전체 바디는 일반적으로 원통형일 수 있지만, 다른 형상들도 가능하다. 유전체 바디는 동축 피드 케이블의 원단에 부착될 수 있다. 일부 예에서, 유전체 바디는 동축 피드 케이블의 원단을 너머 연장되는 동축 피드 케이블의 유전체 물질의 돌출 부분을 포함할 수 있다. 이는 방사 팁의 구성을 단순화하고, 방사 팁과 동축 피드 케이블 사이의 경계에서 EM 에너지의 반사를 방지할 수 있다. 다른 예들에서는, 동축 피드 케이블의 유전체 물질과 분리되는 제2 유전체 물질이 유전체 바디를 형성하는데 사용될 수 있다. 제2 유전체 물질은 동축 피드 케이블의 유전체 물질과 동일하거나, 또는 상이할 수 있다. 제2 유전체 물질은 마이크로파 에너지가 타겟 조직으로 전달되는 효율을 개선하기 위해 타겟 조직과의 임피던스 정합을 개선하도록 선택될 수 있다. 유전체 바디는 또한 원하는 방식으로 방사 프로파일을 형성하도록 선택 및 배열되는 유전체 물질의 다수의 상이한 조각들을 포함할 수 있다. 유전체 바디는 조직이 그것에 접촉되는 것을 방지하기 위해 비점착성 물질(예를 들어, PTFE)로 만들어지거나 코팅될 수 있다.
- [0015] 유전체 바디는 길이 방향, 즉, 동축 피드 케이블의 길이 방향 축에 평행 한 방향으로 연장된다. 세장형 도전체는 유전체 바디의 채널 내에서 연장된다. 채널은 유전체 바디의 일 부분을 통해 연장되는 통로일 수 있다. 세장형 도전체는 세장형 형상을 갖는 임의의 적합한 도전체일 수 있다. 예를 들어, 세장형 도전체는 유전체 바디 내에서 연장되는 도전성 물질의 와이어, 로드 또는 스트립일 수 있다. 일부 실시 예에서, 세장형 도전체는 동축 피드 케이블의 원단을 너머 연장되는 내측 도전체의 원위부일 수 있다. 다시 말해, 내측 도전체는 동축 피드 케이블의 원단을 너머 유전체로 연장되어 세장형 도전체를 형성할 수 있다. 이는 내측 도전체의 원단에 별도의 도전체를 연결할 필요가 없기 때문에, 동축 피드 케이블의 원단에 방사 팁을 형성하는 것을 가능하게 할 수 있다.
- [0016] 방사 팁은 마이크로파 방사기로 작용하도록 구성될 수 있다, 즉, 그것은 동축 피드 케이블에 의해 전달되는 마이크로파 에너지를 방사하도록 구성될 수 있다. 특히, 동축 피드 케이블로부터 방사 팁으로 전달되는 마이크로파 에너지는 세장형 도전체의 길이를 따라 방사될 수 있다. 외측 도전체는 세장형 도전체가 외측 도전체의 원단

을 너머 연장되도록, 동축 피드 케이블의 원단에서 끝날 수 있다. 이러한 방식으로, 방사 팀은 마이크로파 모노폴 안테나 역할을 할 수 있다. 그에 따라, 방사 팀으로 전달되는 마이크로파 에너지가 세장형 도전체로부터 주변 타겟 조직으로 방사될 수 있다.

[0017] 추가적으로 또는 대안적으로, 방사 팀은 RF 에너지를 사용하여 타겟 조직을 절개 또는 절제하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 방사 팀은 타겟 조직을 절개 또는 절제하도록 배열된 노출된 전극(예를 들어, 양극성 RF 전극) 쌍을 포함할 수 있다. 전극들 중 하나는 내측 도전체에 전기적으로 연결될 수 있고(예를 들어, 세장형 도전체를 통해), 전극들 중 다른 하나는 외측 도전체에 전기적으로 연결될 수 있다. 이러한 방식으로, 라디오 주파수 에너지를 근위 및 원위 전극들로 전달함으로써, 전극들 사이 또는 그 주위에 위치되는 생체 조직이 절개 및/또는 절제될 수 있다. 일부 경우에, 방사 팀은 마이크로파 및 RF 에너지 양자를 별개로 또는 동시에 전달하도록 구성될 수 있다. 이는 RF 및 마이크로파 에너지의 인가를 전환하거나 변경함으로써, 전기 외과 기구의 기능을 빠르게 변경할 수 있다.

[0018] 공동은 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디의 부분에 형성될 수 있다, 즉, 공동은 세장형 도전체가 관통 연장되는 채널을 갖는 유전체 바디의 부분에 위치될 수 있다. 공동은 길이 방향에 수직인 측면(예를 들어, 방사) 방향으로 채널로부터 이격될 수 있다. 예를 들어, 유전체 바디가 원통형인 경우, 채널의 중심이 실질적으로 원통형 바디의 중심 축 상에 놓일 수 있고, 공동은 채널로부터 방사상으로 이격될 수 있다. 공동은 예를 들어, 유전체 바디 내에, 또는 그것의 표면 상에 형성되는 공극, 예를 들어, 유전체 바디의 유전체 물질이 없는 영역일 수 있다, . 예를 들어, 공동은 유전체 바디의 표면 상의 만입부 또는 오목부일 수 있다. 공동은 유전체 바디의 외면에 형성될 수 있다. 대안적으로, 공동은 유전체 바디의 내면에, 예를 들어, 채널의 벽에 형성될 수 있다. 공동이 유전체 바디 내에 형성되는 경우, 공동은 유전체 바디 내에 둘러싸인 공극 또는 포켓일 수 있다.

[0019] 공동은 세장형 도전체를 둘러싸는 유전체 바디의 부분의 물질의 양을 감소시킬 수 있다. 예를 들어, 공동은 세장형 도전체를 둘러싸는 유전체 바디의 부분에서 유전체 바디를 형성하는 물질의 측면 방향의 총 두께를 감소시킬 수 있다. 이는 세장형 도전체 주위 유전체 바디의 강성을 감소시킬 수 있다. 공동은 또한 유전체 바디의 절곡을 가능하게 하는 절곡 지점 또는 굴곡 역할을 할 수 있다. 따라서 공동은 유전체 바디의 가요성을 증가시키는 역할을 할 수 있다. 이는 방사 팀의 절곡을 가능하게 할 수 있으며, 이는 다시 신체의 좁고 구불구불한 통로들을 통해 전기 외과 기구를 가이딩하는 것을 가능하게 할 수 있다. 이는 타겟 조직에 에너지의 효율적인 전달을 보장하기 위해, 방사 팀이 타겟 조직에 가능한 한 가깝게 위치될 수 있게 할 수 있다. 공동의 체적은 유전체 물질의 전체 체적에 비해 상대적으로 작을 수 있다. 이러한 방식으로, 공동은 유전체 바디의 임피던스 매칭 속성들에 큰 영향을 미치지 않으면서 유전체 바디의 가요성을 개선할 수 있다. 그에 따라, 방사 팀의 방사 프로파일은 공동의 존재에 의해 크게 영향을 받지 않을 수 있다.

[0020] 공동은 비어 있을 수 있다(예를 들어, 그것은 공기로 채워질 수 있다). 일부 경우에, 공동은 유전체 바디의 가요성을 개선하기 위해 변형 가능한 물질로 채워질 수 있다.

[0021] 일부 경우에, 유전체 바디에 다수의 공동이 형성될 수 있다. 공동들은 유전체의 길이를 따라 배열될 수 있다, 예를 들어, 그것들은 길이 방향으로 이격될 수 있다. 이는 유전체 바디의 길이를 따라 복수의 절곡 지점을 제공하여, 유전체 바디의 길이를 따라 그것의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 공동들은 또한 유전체 바디의 길이 방향 축 주위에 배열될 수도 있다. 이는 길이 방향에 비해 상이한 방향들로 유전체 바디의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 그에 따라, 다수의 공동을 갖는 것은 유전체 바디의 가요성을 더욱 개선할 수 있다. 다수의 공동은 균일하게 이격될 수 있거나, 또는 그것들은 임의의 방식으로 배열될 수 있다. 공동들은 특정 방향으로 유전체 바디의 절곡을 가능하게 하도록 유전체 바디 상에 배치될 수 있다. 예를 들어, 유전체 바디의 측면 상에 공동을 배치하면 예를 들어, 공동을 갖는 측면 상의 유전체의 강성을 감소시킴으로써, 유전체 바디를 그러한 측면을 향한 절곡을 가능하게 할 수 있다. 유전체 바디의 다수의 방향으로의 절곡을 가능하게 하기 위해서는, 유전체 바디의 길이 방향 축 주위에 다수의 공동이 배열될 수 있다.

[0022] 공동(또는 공동들)은 유전체 바디의 제조 동안 형성될 수 있다. 예를 들어, 유전체 바디는 하나 이상의 공동을 포함하도록 몰딩될 수 있다. 대안적으로, 공동들은 유전체 바디에 홀들을 뚫고 및/또는 유전체 바디의 부분들을 기계 가공함으로써 형성될 수 있다.

[0023] 일부 실시 예에서, 공동은 유전체 바디에 길이 방향으로 연장되는 루멘에 의해 형성될 수 있다. 유전체 바디는 세장형 도전체를 둘러싸는 내측 슬리브를 포함(즉, 세장형 도전체가 연장되는 채널을 제공)할 수 있다. 루멘은 내측 슬리브의 방사상 두께만큼 세장형 도전체로부터 이격될 수 있다. 루멘은 유전체 바디의 가요성을 개선하기 위해, 유전체 바디의 전부 또는 일 부분을 따라 연장될 수 있다. 루멘은 유전체 바디의 일 부분을 통해 연장되

는 통로 또는 채널일 수 있다. 루멘은 폐쇄된 루멘일 수 있다, 즉, 그것은 유전체 바디 내부에 형성될 수 있다. 대안적으로, 루멘은 개방 루멘일 수 있다, 즉, 그것은 유전체 바디의 표면에 형성될 수 있다. 일부 예에서, 루멘은 유전체 바디에서 채널에 평행할 수 있다. 다른 예들에서, 루멘은 그것이 유전체 바디의 채널 주위를 감도록 나선형 형상을 가질 수 있다. 루멘은 원형 단면을 가질 수 있거나, 또는 그것은 다른 형상의 단면을 가질 수 있다. 바람직하게는, 루멘은 방사 팁을 통해 배선 또는 다른 입력들을 전달하는데 사용될 수 있다. 유전체 바디의 루멘은 입력이 전기 외과 기구의 근단으로부터 방사 팁으로 공급될 수 있도록, 동축 피드 케이블의 루멘과 연속적일 수 있다. 예를 들어, 루멘은 유체(예를 들어, 팁을 냉각하기 위한 냉각 유체)를 전달하는데 사용될 수 있다. 루멘은 제어 와이어를 전달하는데 사용될 수 있다(예를 들어, 방사 팁의 원단에 위치되는 블레이드 또는 다른 메커니즘을 제어하기 위해).

[0024] 유전체 바디에 길이 방향으로 연장되는 다수의 루멘이 있을 수 있다(예를 들어, 다중 공동이 있는 경우). 루멘들은 그것들이 유전체 바디의 채널 주위로 이격되도록 배열될 수 있다, 예를 들어, 그것들은 채널 주위에 균등하게 이격될 수 있다. 이는 다수의 방향에서 길이 방향 축에 대한 방사 팁의 절곡을 가능하게 할 수 있다.

[0025] 일부 실시 예에서, 루멘은 채널이 형성되는 유전체 바디의 일 부분을 둘러싸는 환형 단면을 가질 수 있다. 다시 말해, 유전체는 세장형 도전체를 포함하는 채널이 형성되는 내측 부분, 및 내측 부분 주위에 슬리브를 형성하는 외측 부분을 포함할 수 있다. 외측 부분은 내측 부분으로부터 이격되어, 내측 부분과 외측 부분 사이에 루멘을 형성할 수 있다. 예를 들어, 외측 부분이 스페이서를 사용하여 내측 부분으로부터 이격될 수 있다. 유전체 바디의 내측 부분을 둘러싸는 환형 단면을 갖는 루멘을 제공함으로써, 유전체 바디의 길이 방향 축 주위에 공동이 효과적으로 형성될 수 있다. 이는 유전체 바디의 강성이 길이 방향 축에 대해 실질적으로 대칭이 되게 할 수 있으며, 이는 예를 들어, 길이 방향 축에 대한 유전체 바디의 절곡을 가능하게 할 수 있다, 예를 들어, 우선적인 절곡 방향이 없을 수 있다. 루멘은 그 환형 단면의 중심이 실질적으로 유전체 바디의 길이 방향 축에 놓여, 루멘이 길이 방향 축에 대해 축 대칭이 되도록 배열될 수 있다. 이는 길이 방향 축에 대한 유전체 바디의 강성의 등방성을 더욱 개선할 수 있다.

[0026] 일부 실시 예에서, 루멘은 유전체 바디의 외면에 배치될 수 있다. 예를 들어, 그것은 유전체 바디의 외면 상에 길이 방향으로 연장되는 홈을 형성할 수 있다. 그에 따라 루멘은 유전체 바디의 외면 상의 개방 루멘이 될 수 있다. 유전체 바디가 다수의 공동을 포함하는 경우, 다수의 홈이 외면 상에 형성될 수 있다. 방사 팁의 절곡을 가능하게 하는 것 외에도, 홈들은 맞물림 피쳐들의 역할을 할 수 있다. 예를 들어, 전기 외과 기구의 외측 보호 시스는 방사 팁에 대해 외측 보호 시스를 고정하기 위해, 홈들에 맞물리는 하나 이상의 돌출부를 가질 수 있다. 다른 예에서, 홈들은 외과 관찰 디바이스의 기구 채널을 따라 방사 팁을 가이드하고/거나 방사 팁의 원하는 배향을 유지하는데 사용될 수 있다. 유전체 바디의 표면 상의 홈들은 예를 들어, 방사 팁을 회전시키기 위해, 방사 팁을 파지하는데 사용될 수도 있다.

[0027] 일부 실시 예에서, 공동은 유전체 바디에 오목부에 의해 형성될 수 있다. 오목부는 유전체 바디의 표면에 형성될 수 있다. 오목부는 유전체 바디의 표면에 형성되는 만입부 또는 노치일 수 있다. 오목부는 유전체 바디의 절곡 지점 또는 굴곡 역할을 할 수 있다, 예를 들어, 그것은 유전체 바디의 다른 영역들에 비해 절곡에 대한 저항이 감소된 영역을 구성할 수 있다(예를 들어, 오목부에서 유전체 바디의 두께 감소로 인해). 오목부의 길이는 길이 방향에 대한 유전체 바디의 절곡을 가능하게 하기 위해, 길이 방향에 수직일 수 있다. 다수의 절곡 지점 또는 굴곡을 제공하기 위해 다수의 오목부가 유전체 바디에 형성될 수 있다. 제1 양태에서, 이는 방사 팁의 절곡을 가능하게 하기 위해 방사 팁에 유전체 물질을 성형함으로써 달성된다.

[0028] 일부 실시 예에서, 오목부는 유전체 바디의 외면에 형성될 수 있다. 다른 실시 예들에서, 오목부는 유전체 바디의 내면에, 예를 들어, 유전체 바디의 채널의 벽에 형성될 수 있다. 다수의 오목부가 있는 경우, 일부 오목부는 외면에 형성될 수 있는 한편, 일부 오목부는 내면에 형성될 수 있다.

[0029] 일부 실시 예에서, 오목부는 유전체 바디의 원주 주위로 연장되는 홈을 형성할 수 있다. 홈은 유전체 바디의 외면에 형성될 수 있다. 홈은 유전체 바디의 원주 주위에 루프 또는 링을 형성할 수 있다. 이 경우, 홈은 길이 방향에 수직한 방향으로 배향될 수 있다. 다른 경우들에, 홈은 그것이 유전체 바디의 길이를 따라 유전체 바디 주위를 감도록 나선형 형상을 가질 수 있다. 유전체 바디의 원주 주위에 홈을 형성함으로써, 유전체 바디의 강성은 길이 방향 축에 대해 실질적으로 대칭일 수 있다. 이는 길이 방향 축에 대한 유전체 바디의 절곡을 가능하게 할 수 있다.

[0030] 일부 실시 예에서, 유전체 바디는 곱형 표면을 포함할 수 있고, 오목부는 곱형 표면의 곱들에 의해 형성될 수 있다. 유전체 바디의 외면이 곱형일 수 있고/있거나, 내면(채널의 벽)이 곱형일 수 있다. 일부 경우에, 유전체

바디의 외면과 내면이 모두 고풍형일 수 있다. 예를 들어, 유전체 바디의 일 부분은 고풍 관 또는 파이프의 길이에 의해 형성될 수 있다. 적합한 고풍 관 또는 파이프들은 PTFE, FEP 또는 PFA로 만들어질 수 있다. 고풍 표면은 일련의 정점 및 저점을 형성하도록 배열되는 일련의 골 및 이랑을 포함할 수 있다. 오목부는 인접한 골들/이랑들 사이에 형성되는 저점에 대응할 수 있다. 고풍 표면은 다수의 골을 포함할 수 있으므로, 고풍 표면에 다수의 오목부가 형성될 수 있다. 오목부들은 상술된 바와 같이, 유전체 바디에 대한 절곡 지점 또는 굴곡 역할을 할 수 있다. 고풍 관은 상업적으로 폭넓게 이용 가능하다. 이는 저렴한 비용으로 유연한 방사 팁의 생산을 가능하게 할 수 있다.

[0031] 일부 실시 예에서, 상기 방사 팁은 상기 유전체 바디의 외면 주위에 배치되는 외측 시스를 더 포함할 수 있으며, 상기 외측 시스와 상기 유전체 바디 사이의 상대적인 움직임이 가능하게 하도록 상기 유전체 바디로부터 떨어져 있다. 외측 시스는 방사 팁을 환경으로부터 보호하고 절연하는 역할을 할 수 있다. 외측 시스는 조직이 그것에 접촉되는 것을 방지하기 위해 비점착성 물질(예를 들어, PTFE)로 만들어지거나 코팅될 수 있다. 외측 시스는 유전체 바디의 외면을 커버하는 절연 물질의 슬리브일 수 있다. 예를 들어, 외측 시스는 유전체 바디 주위에 수축된 열 수축 관의 길이에 의해 형성될 수 있다. 외측 시스는 유전체 바디와 분리되며, 이는 그것이 유전체 바디 별도로 형성된다는 것을 의미한다. 즉, 그것들은 별개의 구성요소들로 형성된다. 뿐만 아니라, 외측 시스를 유전체 바디에 고정하는 접착제 또는 다른 연결 수단이 없을 수 있다. 외측 시스는 외측 시스와 유전체 바디 사이의 마찰력을 통해 유전체 바디 상에 홀딩될 수 있다. 그 결과, 유전체 바디의 외면과 외측 시스 사이의 소량의 상대적인 움직임이 가능할 수 있다. 이러한 방식으로, 유전체가 절곡될 때, 외측 시스는 유전체의 표면에 대해 이동할 수 있어, 외측 시스에 응력이 축적되는 것을 방지할 수 있다. 예를 들어, 외측 시스는 유전체 바디의 절곡의 내부 주위에서 "번치 업(bunch up)"할 수 있다. 그에 따라, 외측 시스는 방사 팁의 절곡에 대해 어떠한 상당한 저항도 제공하지 않을 수 있다, 즉, 외측 시스는 방사 팁의 강성을 크게 증가시키지 않을 수 있다. 따라서 유전체 바디와 별도로 외측 시스를 형성하면 방사 팁의 절곡이 가능해질 수 있다. 추가로, 이는 유전체 바디의 파손 및/또는 외측 시스의 인열을 유발할 수 있는, 유전체 바디와 외측 시스 사이의 인터페이스에 의 응력 집중을 방지할 수 있다.

[0032] 외측 시스는 동축 피드 케이블에 대한 위치를 고정하기 위해, 동축 피드 케이블의 원단에 일단이 부착될 수 있다. 예를 들어, 외측 시스는 동축 피드 케이블의 보호 시스에 부착될 수 있다. 일부 경우에, 외측 시스는 동축 피드 케이블의 보호 시스의 연속일 수 있다, 예를 들어, 외측 시스는 동축 피드 케이블의 원단을 너머 연장되는 동축 피드 케이블의 보호 시스의 원위부일 수 있다. 공동이 유전체 바디의 외면 상에 형성되는 경우, 외측 시스는 공동을 커버하는 역할을 할 수 있다. 이러한 방식으로, 방사 팁은 유전체 바디에 공동들이 있음에도 불구하고, 매끄러운 외면을 가질 수 있다.

[0033] 외측 시스의 구성은 본 발명의 독립적인 양태를 제공할 수 있다. 이러한 양태에 따르면, 전기 외과 기구로서: 마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위한 동축 피드 케이블로서, 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체 및 상기 외측 도전체를 분리하는 유전체 물질을 갖는, 상기 동축 피드 케이블; 및 상기 동축 피드 케이블의 원단에 배치되어 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위한 방사 팁으로서: 상기 방사 팁의 외면으로부터 상기 동축 피드 케이블로부터 수용된 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 에너지 전달 구조체로서, 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결되고 상기 동축 피드 케이블의 상기 원단을 너머 길이 방향으로 연장되는 세장형 도전체를 포함하는, 상기 에너지 전달 구조체; 및 상기 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디; 및 상기 유전체 바디의 외면 주위에 배치되는 외측 시스로서, 상기 외측 시스와 상기 유전체 바디 사이의 상대적인 움직임을 가능하게 하도록 상기 유전체 바디로부터 떨어져 있는, 상기 외측 시스를 포함하는, 상기 방사 팁을 포함하는, 전기 외과 기구가 제공된다.

[0034] 본 발명의 제1 양태의 특징들은 본 발명의 제2 양태와 공유될 수 있고, 다시 논의되지 않는다. 특히, 본 발명의 제2 양태의 전기 외과 기구의 유전체 바디는 본 발명의 제1 양태와 관련하여 상술된 바와 같이, 공동(또는 다수의 공동)을 포함할 수 있다.

[0035] 상술된 본 발명의 제1 또는 제2 양태들 중 어느 하나의 실시 예들은 이하의 특징들을 포함할 수 있다.

[0036] 일부 실시 예에서, 상기 유전체 바디는 제1 유전체 물질로 형성되고, 상기 외측 시스는 상기 제1 유전체 물질과 상이한 제2 유전체 물질로 형성될 수 있다. 상기 제1 및 제2 유전체 물질들은 타겟 조직과 상기 방사 팁의 임피던스 정합을 개선하도록 선택될 수 있다. 상기 제1 및 제2 유전체 물질들은 또한 상기 방사 팁의 절곡을 가능하게 하도록 선택될 수도 있다. 예를 들어, 제2 유전체 물질이 제1 유전체 물질보다 더 낮은 강성을 가질 수

있다. 이는 외측 시스가 방사 팁의 전체 강성을 크게 증가시키지 않음을 보장할 수 있다.

- [0037] 일부 실시 예에서, 상기 제1 유전체 물질은 상기 제2 유전체 물질보다 더 높은 용융 온도를 가질 수 있다. 이는 외측 시스가 유전체 바디 위에 제2 유전체 물질을 용융 또는 수축시킴으로써 형성될 수 있게 할 수 있다. 예를 들어, 외측 시스는 제2 유전체 물질로 만들어진 열 수축 물질의 관에 의해 형성될 수 있다. 열 수축 관은 유전체 바디 위에 배치된 다음 열을 가하여 유전체 위에 수축될 수 있다. 제1 유전체 물질의 용융 온도가 제2 유전체 물질의 용융 온도보다 높기 때문에, 유전체 바디는 그 위에 외측 시스가 형성될 때 용융되지 않는다. 이는 유전체 바디 위에 외측 시스가 잘 맞도록 보장하는 동시에, 그것들을 그것들 사이의 상대적인 움직임을 가능하게 하는 별도의 구성요소들로 유지할 수 있다. 이는 방사 팁의 제조를 가능하게 할 수 있다.
- [0038] 일부 실시 예에서, 제1 유전체 물질은 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)일 수 있고 제2 유전체 물질은 플루오르화 에틸렌 프로필렌(FEP)일 수 있다. PTFE는 FEP보다 용융 온도가 높다. FEP는 일반적으로 PTFE보다 부드럽기 때문에, 쉽게 절곡 가능할 수 있다. 이러한 물질들의 조합을 사용하여, 외측 시스는 유전체 바디 위에 FEP를 용융시켜(예를 들어, 몰드를 사용하여), 유전체 상에 직접 외측 시스를 형성함으로써 형성될 수 있다. 대안적으로는, FEP로 만들어진 열 수축 관의 길이를 사용하여 유전체 위에 외측 시스를 형성할 수 있다.
- [0039] 일부 실시 예에서, 상기 외측 시스는 상기 유전체 바디의 원단을 커버하도록 배열된 원단 팁을 포함할 수 있다. 그에 따라, 외측 시스는 유전체 바디의 외면(예를 들어, 측면들) 및 원단 모두를 커버할 수 있다. 이러한 방식으로, 외측 시스는 유전체 바디 위에 캡을 형성할 수 있다. 말단 팁은 나머지 외측 시스(예를 들어, 제2 유전체 물질)와 동일한 유전체 물질로 만들어 질 수 있다. 원위 팁은 방사 팁의 타겟 조직 안으로 삽입할 수 있게 하기 위해 뾰족할 수 있다. 대안적으로, 원위 팁은 둥글거나 평평할 수도 있다. 원위 팁은 타겟 조직과의 임피던스 정합을 개선하는 역할을 할 수 있다. 원위 팁은 또한 방사 팁 주위 환경에 위치되는 유체가 외측 시스와 유전체 바디 사이의 공간(예를 들어, 공동)으로 들어가는 것을 방지하는 역할을 할 수도 있다.
- [0040] 일부 실시 예에서, 상기 외측 시스는 상기 유전체 바디의 상기 외면 주위에 시일을 형성하도록 구성될 수 있다. 그에 따라 외측 시스는 유전체 바디의 외면을 봉지할 수 있다. 외측 시스는 방사 팁 주위 환경에 위치되는 유체가 외측 시스와 유전체 바디 사이의 공간으로 들어가는 것을 방지하도록 작용할 수 있다. 예를 들어, 유전체 바디의 근단 및 유전체 바디의 원단에서 외측 시스와 유전체 바디 사이에 시일이 형성될 수 있다. 외측 시스가 원위 팁을 포함하는 경우, 시일은 유전체 바디의 근단에만 필요할 수 있다. 일부 경우에, 동축 피드 케이블과 방사 팁 사이의 인터페이스에서 누출을 방지하기 위해 동축 피드 케이블의 원단과 외측 시스 사이에 시일이 형성될 수 있다.
- [0041] 공동이 유전체 바디의 외면 상에 있는 경우, 외측 시스는 공동에 공기(또는 몇몇 다른 유체)를 가두는 역할을 하고, 주변 환경의 유체가 공동으로 들어가는 것을 방지할 수 있다.
- [0042] 일부 실시 예에서, 방사 팁은 유전체 초크를 더 포함할 수 있다. 유전체 초크는 방사 팁에서 반사된 EM 에너지의 전파를 동축 피드 케이블 아래로 다시 감소시키기 위해 외측 도전체에 대해(예를 들어, 외측 도전체와 근위 전극 사이에) 장착된 전기 절연 물질 조각일 수 있다. 이는 방사 팁의 방사 프로파일이 동축 피드 케이블을 따라 연장하는 양을 감소시키고, 향상된 방사 프로파일을 제공할 수 있다.
- [0043] 상기 유전체 바디는 상기 세장형 도전체가 연장되는 나선형 바디를 포함할 수 있다. 다시 말해, 유전체 바디의 일 부분은 나선형으로 형성될 수 있으며, 나선형은 세장형 도전체의 길이 주위에 감겨진다. 그에 따라 세장형 도전체가 관통 연장되는 채널이 나선의 코일들에 의해 형성될 수 있다. 유전체 바디의 나선형 형상은 유전체 바디의 절곡을 가능하게 할 수 있고, 유전체 바디의 길이 방향 축에 대해 유전체 바디의 실질적으로 대칭인 강성을 제공할 수 있다. 나선형 바디는 나선형 스프링으로 작용하여, 방사 팁의 높은 가요성을 제공할 수 있다. 더욱이, 유전체 바디의 나선형 형상은 유전체 바디가 절곡된 후 그것의 원래의 형상으로 복귀하는 것을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 권선 통로를 통과하기 위해 절곡된 후, 유전체 바디의 탄력성으로 인해 방사 팁이 다시 곧게 펴질 수 있다.
- [0044] 나선형 유전체 바디는 본 발명의 제3 독립적인 양태를 포함할 수 있다. 이러한 양태에 따르면, 전기 외과 기구로서: 마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 전달하기 위한 동축 피드 케이블로서, 내측 도전체, 외측 도전체 및 상기 내측 도전체 및 상기 외측 도전체를 분리하는 유전체 물질을 갖는, 상기 동축 피드 케이블; 및 상기 동축 피드 케이블의 원단에 배치되어 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위한 방사 팁으로서: 상기 방사 팁의 외면으로부터 상기 동축 피드 케이블로부터 수용된 상기 마이크로파 에너지 및/또는 상기 라디오 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 에너지 전달 구조체로서, 상기 내

측 도전체에 전기적으로 연결되고 상기 동축 피드 케이블의 상기 원단을 너머 길이 방향으로 연장되는 세장형 도전체를 포함하는, 상기 에너지 전달 구조체; 및 상기 세장형 도전체 주위에 배치되는 유전체 바디를 포함하는, 상기 방사 팁을 포함하며; 상기 유전체 바디는 상기 세장형 도전체가 연장되는 나선형 바디를 포함하는, 전기 외과 기구가 제공된다.

[0045] 본 발명의 제1 양태 및 본 발명의 제2 양태의 특징들은 본 발명의 제3 양태와 공유될 수 있고, 다시 논의되지 않는다.

[0046] 상술된 본 발명의 양태들 중 어느 하나의 전기 외과 기구의 일부 실시 예에서, 상기 에너지 전달 구조체는 각각 상기 세장형 도전체에 전기적으로 연결되는 근위 튜닝 요소 및 원위 튜닝 요소를 포함할 수 있으며, 상기 근위 튜닝 요소 및 상기 원위 튜닝 요소는 상기 세장형 도전체의 길이만큼 길이 방향으로 떨어져 이격된다. 상기 유전체 바디는 상기 근위 튜닝 요소와 상기 원위 튜닝 요소는 사이에 배치되는 제1 유전체 스페이서를 포함할 수 있다.

[0047] 근위 튜닝 요소는 방사 팁의 근단 부근에 위치되는 도전성 물질(예를 들어, 금속) 조각일 수 있다. 원위 튜닝 요소는 방사 팁의 원단 부근에 위치되는 도전성 물질(예를 들어, 금속) 조각일 수 있다. 그에 따라, 원위 튜닝 요소는 근위 튜닝 요소보다 동축 피드 케이블의 원단으로부터 더 멀리 떨어져 있을 수 있다. 근위 및 원위 튜닝 요소들은 모두 세장형 도전체에 전기적으로 연결된다. 예를 들어, 근위 및 원위 튜닝 요소들은 각각 세장형 도전체 상에 또는 그 주위에 배치될 수 있다. 근위 및 원위 튜닝 요소들은 임의의 적합한 수단으로 세장형 도전체에 전기적으로 연결될 수 있다. 예를 들어, 근위 및 원위 튜닝 요소들은 세장형 도전체에 용접 또는 납땜될 수 있다. 다른 예에서, 근위 및 원위 튜닝 요소들은 도전성 접착제(예를 들어, 도전성 에폭시)를 사용하여 세장형 도전체에 연결될 수 있다. 근위 및 원위 튜닝 요소들은 세장형 도전체의 길이만큼 길이 방향으로 떨어져 이격된다. 다시 말해, 근위와 원위 전극들 사이에 세장형 도전체의 섹션이 배치된다. 근위 및 원위 튜닝 요소들은 그것들이 환경으로부터 절연/보호되도록, 유전체 바디의 일 부분에 의해 커버될 수 있다.

[0048] 근위 및 원위 튜닝 요소들은 방사 팁에 의해 방출되는 마이크로파 에너지의 프로파일을 형성하는 역할을 할 수 있다. 특히, 본 발명자들은 세장형 도전체 상에 길이 방향으로 이격된 튜닝 요소들을 배치하는 것이 방사 팁 주위에 집중되는 방사 프로파일을 생성하는 역할을 할 수 있다는 것을 발견했다. 방사 프로파일은 대략 구형 형상을 이룰 수 있다. 튜닝 요소들은 또한 동축 피드 케이블을 따라 뒤로 연장되는 방사 프로파일의 꼬리를 줄이는 역할을 할 수도 있다. 이러한 방식으로, 방사 팁으로 전달되는 마이크로파 에너지가 방사 팁으로부터 방출될 수 있고 방사 팁 주위의 명확한 체적에서 주변 타겟 조직을 절제할 수 있다. 튜닝 요소들의 형상, 크기 및 위치는 원하는 마이크로파 방사 프로파일을 얻도록 선택될 수 있다.

[0049] 제1 유전체 스페이서는 근위 튜닝 요소와 원위 튜닝 요소 사이에 위치되는 유전체 바디의 일 부분일 수 있다. 유전체 바디의 채널은 제1 유전체 스페이서에 부분적으로 또는 전체적으로 형성될 수 있다. 일부 경우에, 근위 튜닝 요소는 동축 피드 케이블의 원단으로부터 떨어져 이격될 수 있다. 그러한 경우, 유전체 바디는 근위 튜닝 요소와 동축 피드 케이블의 원단 사이에 배치되는 제2 유전체 스페이서를 포함할 수 있다.

[0050] 유전체 바디에 공동이 형성되는 경우, 공동은 제1 유전체 스페이서에 형성될 수 있다. 일부 경우에, 공동은 제2 유전체 스페이서에 형성될 수 있다. 대안적으로, 공동들은 제1 및 제2 유전체 스페이서들 모두에 형성될 수 있다. 이는 방사 팁의 가요성을 더욱 개선시킬 수 있다.

[0051] 방사 팁이 외측 시스를 포함하는 경우, 외측 시스는 제1 유전체 스페이서의 외면을 커버할 수 있다. 외측 시스는 외측 시스와 제1 유전체 스페이서 사이의 상대적임 움직임을 가능하게 하기 위해, 제1 유전체 스페이서와 분리될 수 있다. 유전체가 또한 제2 유전체 스페이서를 포함하는 경우, 외측 시스는 또한 제2 유전체 스페이서의 외면을 커버할 수 있다. 외측 시스는 또한 근위 및 원위 튜닝 요소들의 외면들을 커버할 수 있어, 그것들을 환경으로부터 보호하고 절연시킬 수 있다.

[0052] 상술된 본 발명의 양태들 중 어느 하나의 전기 외과 기구의 일부 실시 예에서, 상기 에너지 전달 구조체는 상기 유전체 바디의 표면 상에 배치되는 원위 전극 및 근위 전극을 포함할 수 있으며, 상기 원위 전극 및 상기 근위 전극은 상기 유전체 바디의 중간 부분에 의해 서로 물리적으로 떨어져 있다. 상기 근위 전극은 상기 외측 도전체에 전기적으로 연결될 수 있다. 상기 원위 전극은 상기 세장형 도전체를 통해 상기 내측 도전체에 전기적으로 연결될 수 있다.

[0053] 근위 및 원위 전극들이 각각 외측 및 내측 도전체들에 전기적으로 연결되기 때문에, 근위 및 원위 전극들은 바이폴라 RF 전극들의 역할을 하도록 동축 피드 케이블을 따라 전달되는 RF 에너지를 수용할 수 있다. 이러한 방

식으로, 라디오 주파수 에너지를 근위 및 원위 전극들로 전달함으로써, 전극들 사이 또는 그 주위에 위치되는 생체 조직이 절제 및/또는 응고될 수 있다. 더욱이, 근위 전극과 원위 전극 사이의 길이 방향 간격은 마이크로파 에너지가 동축 피드 케이블을 따라 전달 될 때 근위 및 원위 전극들이 쌍극 안테나의 극들처럼 거동할 수 있게 한다. 그에 따라, 방사 은 동축 피드 케이블을 따라 마이크로파 에너지가 전달될 때 마이크로파 쌍극 안테나로 거동할 수 있다. 근위 전극과 원위 전극의 간격은 사용되는 마이크로파 주파수와, 타겟 조직으로 인한 부하에 따라 달라질 수 있다. 따라서 방사 팀의 이러한 구성을 통해 RF 및 마이크로파 에너지를 모두 사용하여 조직을 처리할 수 있다. 본 발명자들은 또한 RF 에너지와 마이크로파 에너지 사이를 전환함으로써, 기구의 방사 프로파일("절제 프로파일"이라고도 함)을 변경할 수 있음을 발견했다. 다시 말해, 전기 외과 기구에 의해 절제된 조직의 체적의 크기 및 형상은 RF 에너지와 마이크로파 에너지 사이를 전환하여 조정될 수 있다. 이는 수술 절차 동안 기구들을 교체하지 않고도, 절제 프로파일을 현장에서 변경할 수 있게 한다.

[0054] 유전체 바디의 중간 부분은 근위 전극과 원위 전극 사이에 위치되는 유전체 스페이서일 수 있다. 유전체 바디의 채널은 유전체 바디의 중간 부분에 부분적으로 또는 전체적으로 형성될 수 있다.

[0055] 유전체 바디에 공동이 형성되는 경우, 공동은 유전체 바디의 중간 부분에 형성될 수 있다. 방사 팀이 외측 시스템을 포함하는 경우, 외측 시스템은 유전체 바디의 중간 부분의 외면을 커버할 수 있다. 외측 시스템은 외측 시스템과 유전체 바디 사이의 상대적임 움직임을 가능하게 하기 위해, 중간 부분과 분리될 수 있다. 외측 시스템은 근위 및 원위 전극들을 커버하지 않도록 배열될 수 있다, 즉, 근위 및 원위 전극들이 방사 팀의 표면에 노출된다. 외측 시스템은 방사 팀이 매끄러운 외면을 갖도록, 근위 및 원위 전극들의 표면들과 동일 평면상에 놓이도록 배열될 수 있다.

[0056] 일부 실시 예에서, 상기 방사 팀은 상기 유전체 바디의 상기 중간 부분에 장착되는 튜닝 요소를 더 포함할 수 있다. 튜닝 요소는 방사 프로파일을 형성하고, 방사 팀과 타겟 조직 사이의 임피던스 정합을 개선하는 역할을 할 수 있다. 튜닝 요소는 유전체 바디의 중간 부분 내에 장착된 전기 도전성 바디를 포함할 수 있으며, 전기 도전성 바디는 세장형 도전체에 전기적으로 연결된다. 튜닝 요소는 방사 팀의 커플링 효율을 개선하기 위해 커패시턴스를 도입하도록 선택된 치수들을 가질 수 있다. 예를 들어, 전기 도전성 바디는 근위 전극과 원위 전극 사이에 위치되는 세장형 도전체의 일 부분 주위에 장착된 슬리브일 수 있다.

[0057] 상술된 본 발명의 임의의 양태들의 전기 외과 기구는 완비 전기 수술 시스템의 일부를 형성할 수 있다. 예를 들어, 상기 전기 외과 시스템은 마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 공급하도록 배열되는 전기 외과 발생기; 및 상기 전기 외과 발생기로부터 상기 마이크로파 에너지 및/또는 라디오 주파수 에너지를 수용하기 위해 연결되는 본 발명의 전기 외과 기구를 포함할 수 있다. 전기 외과 기구는 환자의 신체에 삽입하기 위한 가요성 삽입 코드를 갖는 외과 관찰 디바이스(예를 들어, 내시경)를 더 포함할 수 있으며, 가요성 삽입 코드는 그것의 길이를 따라 이어지는기구 채널을 갖고, 전기 외과 기구는 기구 채널 내에 맞도록 치수가 설정된다.

[0058] 본 명세서에서, "마이크로파"는 400 MHz 내지 100 GHz의 주파수 범위, 그러나 바람직하게는 1 GHz 내지 60 GHz의 범위를 나타내기 위해 광범위하게 사용될 수 있다. 마이크로파 EM 에너지에 대해 바람직한 스폿 주파수들은: 915 MHz, 2.45 GHz, 3.3 GHz, 5.8 GHz, 10 GHz, 14.5 GHz 및 24 GHz를 포함한다. 5.8 GHz가 바람직할 수 있다. 그에 반해, 본 명세서는 적어도 3 자릿수 더 적은 주파수 범위, 예를 들어, 300 MHz 이하를 나타내기 위해 "라디오 주파수(radiofrequency)" 또는 "RF"를 사용한다. 바람직하게는, RF 에너지는 신경 자극을 방지하기에 충분히 높고(예를 들어, 10kHz 이상), 조직 블렌칭 또는 열 확산을 방지할만큼 충분히 낮은(예를 들어, 10 MHz 미만) 주파수를 갖는다. RF 에너지에 대한 바람직한 주파수 범위는 100 kHz와 1 MHz 사이일 수 있다.

[0059] 여기서, 용어들 "근위" 및 "원위"는 각각 처치 부위에서 더 멀고 더 가까운 전기 외과 기구의 단부들을 지칭한다. 따라서, 사용시, 전기 외과 기구의 근단은 RF 및/또는 마이크로파 에너지를 제공하기 위한 생성기에 더 가깝고, 원단은 처치 부위, 즉, 환자의 타겟 조직에 더 가깝다.

[0060] 용어 "도전성"은 문맥상 달리 서술하지 않는 한, 전기 도전성을 의미하기 위해 여기서 사용된다.

[0061] 여기서 사용되는 용어 "길이 방향"은 동축 전송선의 축에 평행한 전기 외과 기구의 길이에 따른 방향을 지칭한다. 여기서 사용되는 용어 "측면 방향"은 길이 방향에 수직인 방향, 예를 들어, 동축 전송선의 길이 방향 축으로부터 방사상 바깥쪽 방향을 지칭한다. 용어 "내측"은 기구의 중심(예를 들어, 축)에 방사상으로 더 가까운 것을 의미한다. 용어 "외측"은 기구의 중심(예를 들어, 축)에 방사상으로 더 먼 것을 의미한다.

[0062] 용어 "전기 외과"는 수술 동안 사용되고 마이크로파 및/또는 라디오 주파수 전자기(EM) 에너지를 이용하는 기구, 장치 또는 도구와 관련하여 사용된다.

**도면의 간단한 설명**

- [0063] 본 발명의 예들은 첨부한 도면들을 참조하여 아래에서 논의되며, 여기서:  
 도 1은 본 발명의 일 실시 예인 조직 절제를 위한 전기 외과 시스템의 개략도이다;  
 도 2는 본 발명의 일 실시예인 전기 외과 기구의 개략적인 측면면도이다;  
 도 3은 본 발명의 다른 실시예인 전기 외과 기구의 개략적인 측면면도이다;  
 도 4a는 본 발명의 일 실시예인 전기 외과 기구의 개략적인 측면면도이다;  
 도 4b는 도 4a에 전기 외과 기구의 유전체 스페이서의 측면도이다;  
 도 5a 내지 도 5c는 본 발명의 일 실시 예에 따른 전기 외과 기구에 사용될 수 있는 유전체 스페이서들의 단면도들이다;  
 도 6은 본 발명의 다른 실시예인 전기 외과 기구의 개략적인 측면면도이다;  
 도 7a 및 도 7b는 도 6의 전기 외과 기구의 유전체 스페이서의 사시도이다;  
 도 8은 도 2의 전기 외과 기구에 대한 시뮬레이션된 방사 프로파일을 도시한 도해이다;  
 도 9는 도 6의 전기 외과 기구에 대한 시뮬레이션된 방사 프로파일을 도시한 도해이다;  
 도 10은 본 발명의 다른 실시예인 전기 외과 기구의 개략적인 측면면도이다; 그리고  
 도 11a 및 도 11b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 전기 외과 기구에 사용될 수 있는 유전체 스페이서의 사시도들이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0064] 도 1은 침습 전기 외과 기구의 원단에 마이크로파 에너지 및 라디오 주파수 에너지를 공급할 수 있는 완비 전기 외과 시스템(100)의 개략도이다. 시스템(100)은 마이크로파 및/또는 라디오 주파수 에너지를 제어 가능하게 공급하기 위한 발생기(102)를 포함한다. 이러한 목적에 적합한 발생기는 여기에 참고로 통합되는 WO 2012/076844에 설명되어 있다. 발생기는 전달에 적절한 전력 레벨을 결정하기 위해 기구로부터 되받는 반사 신호들을 모니터링하도록 배열될 수 있다. 예를 들어, 발생기는 최적의 전달 전력 레벨을 결정하기 위해 기구의 원단에서 보이는 임피던스를 계산하도록 배열될 수 있다. 발생기는 환자의 호흡 사이클과 정합하도록 변조된 일련의 펄스로 전력을 전달하도록 배열될 수 있다. 이는 폐에서 공기가 빠질 때 전력 전달이 일어날 수 있게 할 것이다.
- [0065] 발생기(102)는 인터페이스 케이블(104)에 의해 인터페이스 조인트(106)에 연결된다. 필요한 경우, 인터페이스 조인트(106)는 예를 들어, 하나 이상의 제어 와이어 또는 푸시 로드(도시되지 않음)의 길이 방향(앞뒤) 움직임을 제어하기 위해, 트리거(110)를 슬라이딩함으로써 동작 가능한 기구 제어 메커니즘을 하우징할 수 있다. 복수의 제어 와이어가 존재하는 경우, 전면 제어를 제공하기 위해 인터페이스 조인트 상에 다수의 슬라이딩 트리거가 존재할 수 있다. 인터페이스 조인트(106)의 기능은 발생기(102) 및 기구 제어 메커니즘으로부터의 입력들을 인터페이스 조인트(106)의 원단으로부터 연장되는 단일 가요성 샤프트(112)로 조합시키는 것이다. 다른 실시 예들에서, 인터페이스 조인트(106)에 다른 유형의 입력이 또한 연결될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시 예에서, 유체가 기구로 전달될 수 있도록, 유체 공급 장치가 인터페이스 조인트(106)에 연결될 수 있다.
- [0066] 가요성 샤프트(112)는 내시경(114)의 기구 채널의 전체 길이를 통해 삽입 가능하다.
- [0067] 가요성 샤프트(112)는 내시경(114)의 기구 채널을 통과하고 내시경의 관의 원단에서 (예를 들어, 환자 내부로) 돌출하는 형상을 갖는 원위 어셈블리(118)(도 1에서는 축척대로 도시되어 있지 않음)를 갖는다. 원위 어셈블리는 마이크로파 에너지 및 라디오 주파수 에너지를 생체 조직으로 전달하기 위한 능동 팁을 포함한다. 팁 구성에 대해서는 보다 상세히 후술된다.
- [0068] 원위 어셈블리(118)의 구조는 작업 채널을 통과하기에 적합한 최대 외경을 갖도록 배열될 수 있다. 통상적으로, 내시경과 같은 외과 관찰 디바이스에서의 작업 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 0.3 m 이상, 예를 들어 2 m 이상일 수 있다. 다른 예들에서, 원위 어셈블리(118)는 가요성 샤프트(112)가 작업 채널을 통해 삽입된 후(그리고 기구 코드가 환자 안으로 도입되기 전) 샤프트의 원단에 장착될 수 있다. 대안적으로, 가요성 샤프트(112)는 그것의 근위를 연결하기

전에 원단으로부터 작업 채널 안으로 삽입될 수 있다. 이러한 배열들에서, 원단 어셈블리(118)는 외과 관찰 디바이스(114)의 작업 채널보다 큰 치수들을 가질 수 있게 될 수 있다.

- [0069] 상술한 시스템은 기구를 환자의 신체 안으로 도입하는 하나의 방법이다. 다른 기술들도 가능하다. 예를 들어, 기구는 카테터를 사용하여 삽입될 수도 있다.
- [0070] 도 2는 본 발명의 일 실시예인 전기 외과 기구(200)의 측면면도이다. 전기 외과 기구(200)는 마이크로파 에너지를 생체 조직으로 방사함으로써 조직을 절제하도록 구성된다. 전기 외과 기구의 원단은 예를 들어, 상술된 원위 어셈블리(118)에 대응할 수 있다. 전기 외과 기구(200)는 마이크로파 에너지를 전달하기 위해 그것의 근단에서 발생기(이들테면 발생기(102))에 연결 가능한 동축 피드 케이블(204)을 포함한다. 동축 피드 케이블은 상술한 인터페이스 케이블(104)에 대응할 수 있다. 동축 피드 케이블(202)은 유전체 물질(208)에 의해 분리되는 내측 도전체(204) 및 외측 도전체(206)를 포함한다. 동축 피드 케이블(202)은 마이크로파 에너지에 대해 저손실인 것이 바람직하다. 동축 피드 케이블(204) 상에는 원단으로부터 반사되는 마이크로파 에너지의 역전파를 저해하고 그에 따라 디바이스를 따라 후향 가열을 제한하기 위해 초크(choke)(도시되지 않음)가 제공될 수 있다. 동축 피드 케이블(202)은 동축 피드 케이블을 보호하기 위해 외측 전도체(206) 주위에 배치되는 가요성 보호 시스(210)를 더 포함한다. 보호 시스(210)는 외측 도체(206)를 그것의 주변으로부터 전기적으로 절연시키기 위해 절연 물질로 만들어질 수 있다. 보호 시스(210)는 조직이 기구에 접촉되는 것을 방지하기 위해 PTFE와 같은 비점착성 물질로 만들어지거나 코팅될 수 있다.
- [0071] 동축 피드 케이블(202)의 원단(214)에는 방사 팁(212)이 형성된다. 도 2의 점선(215)은 동축 피드 케이블(202)과 방사 팁(212) 사이의 인터페이스를 도시한다. 방사 팁(212)은 동축 피드 케이블(202)에 의해 전달되는 마이크로파 에너지를 수용하고, 에너지를 생체 조직으로 전달하도록 배열된다. 동축 피드 케이블(202)의 외측 도체(206)는 동축 피드 케이블(202)의 원단(214)에서 끝난다, 즉, 외측 도체(206)가 방사 팁(212) 안으로 연장되지 않는다. 방사 팁(212)은 동축 피드 케이블(202)의 원단을 너머 연장되는 내측 도체(204)의 원위부(216)를 포함한다. 특히, 내측 도체(204)의 원위부(216)는 외측 도체(206)의 원단을 너머 연장된다.
- [0072] 방사 팁(212)의 근단 부근 내측 도체(204)의 원위부(216)에는 도전성 물질(예를 들어, 금속)로 만들어진 근위 튜닝 요소(218)가 전기적으로 연결된다. 근위 튜닝 요소(218)는 원통형 형상을 갖고, 내측 도체(204)의 원위부(216)가 통과하는 채널(220)을 포함한다. 근위 튜닝 요소(218)는 예를 들어, 도전성 접착제(예를 들어, 도전성 에폭시)를 사용하거나 납땜 또는 용접에 의해, 내측 도전체(204)에 고정될 수 있다. 근위 튜닝 요소(218)는 그것이 내측 도전체(204)의 길이 방향 축에 대해 대칭으로 배치되도록, 그것의 중심이 내측 도전체(204) 상에 놓이도록 장착된다.
- [0073] 방사 팁(212)의 원단 부근 내측 도체(204)의 원위부(216)에는 도전성 물질(예를 들어, 금속)로 만들어진 원위 튜닝 요소(222)가 전기적으로 연결된다. 그에 따라, 원위 튜닝 요소(222)는 내측 도전체(204)를 따라 근위 튜닝 요소(218)보다 더 멀리 위치된다. 원위 튜닝 요소(222)는 내측 도전체(204)의 원위부(216)의 길이만큼 근위 튜닝 요소로부터 떨어져 이격되어 있다. 근위 튜닝 요소(218)와 같이, 원위 튜닝 요소는 원통형 형상을 갖고 채널(224)을 포함한다. 도 2에서 볼 수 있는 바와 같이, 내측 도전체(204)의 원위부(216)는 채널(224) 안으로 연장된다. 내측 도체(204)의 원위부(216)는 채널(224)의 원단에서 끝난다, 즉, 그것은 원위 튜닝 요소(222)를 너머 돌출되지 않는다. 원위 튜닝 요소(222)는 예를 들어, 도전성 접착제(예를 들어, 도전성 에폭시)를 사용하거나 납땜 또는 용접에 의해, 내측 도전체(204)에 고정될 수 있다. 근위 튜닝 요소(218)와 같이, 원위 튜닝 요소(222)는 그것의 중심이 내측 도전체(204) 상에 놓이도록 장착된다.
- [0074] 근위 튜닝 요소(218) 및 원위 튜닝 요소(222) 양자는 동일한 외경을 갖는다. 근위 튜닝 요소(218) 및 원위 튜닝 요소(222)의 외경은 전기 외과 기구(200)의 외경보다 약간 작을 수 있다. 도시된 예에서, 원위 튜닝 요소(222)는 기구의 길이 방향으로 근위 튜닝 요소(218)보다 더 길다. 예를 들어, 원위 튜닝 요소(222)는 근위 튜닝 요소(218)의 길이의 대략 2배일 수 있다. 원위 튜닝 요소(222)를 근위 튜닝 요소(218)보다 더 길게 만들면, 방사 팁(212)의 원단 주위에 마이크로파 방출을 집중시킬 수 있다.
- [0075] 유전체 물질(208)의 원위부(226)는 동축 피드 케이블(202)의 원단(214)을 너머 방사 팁(212)으로 연장된다. 유전체 물질(208)의 원위부(226)는 근위 튜닝 요소(218)와 동축 피드 케이블(202)의 원단(214) 사이의 스페이서로서 작용한다. 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 유전체 물질(208)은 동축 피드 케이블(202)의 원단(214)에서 끝날 수 있고, 동축 피드 케이블(202)의 원단(214)과 근위 튜닝 요소(218) 사이에 별도의 스페이서가 제공될 수 있다. 근위 튜닝 요소(218)와 원위 튜닝 요소(222) 사이의 방사 팁(212)에는 유전체 스페이서(228)가 제공된다. 유전체 스페이서(228)는 관통 연장되는 중앙 채널을 갖는 원통형 유전체 물질 조각이다. 그에 따라, 유전체 스

페이서(228)는 유전체 물질의 관일 수 있다. 내측 도전체(204)의 원위부(214)는 유전체 스페이서(228)에서의 채널을 통해 연장된다. 유전체 스페이서(228)의 근위면은 근위 튜닝 요소(218)와 접촉하고, 유전체 스페이서(228)의 원위면은 원위 튜닝 요소(222)와 접촉한다. 유전체 스페이서(228)는 근위 및 원위 튜닝 요소들(218, 222)과 대략 동일한 외경을 갖는다.

[0076] 동축 피드 케이블(202)을 따라 전달되는 마이크로파 에너지는 내측 도전체(204)의 원위부(216)의 길이를 따라 방사되어, 타겟 조직을 절제할 수 있다. 전기 외과 수술 기구(200)의 방사 프로파일은 도 8과 관련하여 후술된다.

[0077] 방사 팁(212)은 방사 팁(212)의 외부 상에 제공되는 외측 시스(230)를 더 포함한다. 외측 시스(230)는 유전체 스페이서(228) 및 근위 및 원위 튜닝 요소들(218, 222)을 커버하여 방사 팁(212)의 외면을 형성한다. 외측 시스(230)는 방사 팁(212)을 절연하고 그것을 환경으로부터 보호하는 역할을 할 수 있다. 보호 시스(230)의 외경은 기구가 매끄러운 외면을 갖도록, 동축 피드 케이블(202)의 외경과 실질적으로 동일하다. 특히, 시스(230)의 외면은 인터페이스(215)에서 동축 피드 케이블(202)의 외면과 동일 평면상에 있을 수 있다. 외측 시스(230)는 그 근단에서 보호 시스(210)의 원단에 고정된다. 동축 피드 케이블(202)과 방사 팁(212) 사이의 인터페이스에서 유체가 기구에 새어 들어가는 것을 방지하기 위해 외측 시스(230)와 보호 시스(210) 사이에 시일이 형성될 수 있다. 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 외측 시스(230)는 동축 피드 케이블(202)의 보호 시스(210)의 연속일 수 있다.

[0078] 외측 시스(230)는 방사 팁(212)의 원단을 커버하는 뾰족한 원위 팁(232)을 포함한다. 원위 팁(232)은 유전체 스페이서(228)의 외면을 커버하는 외측 시스(230)의 슬리브 부분(231)에 연결된다. 그에 따라, 외측 시스(230)는 방사 팁(212)의 외부 주위에 캡을 형성한다. 원위 팁(232)은 방사 팁(212)의 타겟 조직 안으로 삽입할 수 있게 하기 위해 뾰족할 수 있다. 그러나, 다른 실시 예들(도시되지 않음)에서, 원위 팁은 둥글거나 평평할 수도 있다.

[0079] 유전체 스페이서(228) 및 유전체 물질(208)의 원위부(226)는 함께, 방사 팁(212)의 유전체 바디를 형성할 수 있다. 외측 시스(230)(원위 팁(232) 포함)는 방사 팁의 유전체 바디와 별도로 형성된다. 특히, 외측 시스(230)는 (예를 들어, 접착제를 통해 또는 다른 방법으로) 방사 팁의 유전체 바디에 부착되지 않는다. 외측 시스는 또한 근위 또는 원위 튜닝 요소들(218, 222)에도 고정되지 않을 수 있다. 그에 따라, 외측 시스(230)는 보호 시스(210)와의 연결을 통해, 그리고 방사 팁(212)의 유전체 바디와 외측 시스(230) 사이의 마찰력을 통해 방사 팁(212) 상에 홀딩된다. 그 결과, 방사 팁(212)의 유전체 바디와 외측 시스(230)의 사이의 소량의 상대적인 움직임 및 굴곡이 가능할 수 있다. 외측 시스(230)와 유전체 바디 사이의 상대적인 움직임의 범위는 외측 시스와 유전체 바디의 상대적인 강성(가요성)에 의존적일 수 있다.

[0080] 유전체 바디에 관한 외측 시스(230)의 움직임은 외측 시스(230)에의 응력(예를 들어, 방사 팁(212)이 절곡될 때 발생할 수 있는)이 완화될 수 있게 할 수 있기 때문에, 유전체 바디의 가요성은 방사 팁(212)의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 외측 시스(230)는 방사 팁(212)에서 절곡의 내부 주위에서 "번치 업"할 수 있고/거나, 방사 팁(212)에서 절곡의 내부 주위에서 유전체 바디로부터 떨어져 이격되게 된다. 추가로, 방사 팁(212)의 유전체 바디와 외측 시스(230) 사이의 상대적인 움직임을 가능하게 함으로써, 유전체 바디와 외측 시스(230) 사이의 인터페이스에 응력을 방지될 수 있다.

[0081] 외측 시스(230)는 방사 팁(212)의 유전체 바디보다 낮은 용융 온도를 갖는 유전체 물질로 만들어진다. 예를 들어, 외측 시스(230)는 FEP로 만들어질 수 있는 한편, 유전체 스페이서(228)는 PTFE로 만들어질 수 있다. 외측 시스는 유전체 바디 위에 외측 시스(230)의 유전체 물질을 용융 또는 수축시킴으로써 형성될 수 있다. 예를 들어, 외측 시스(230)는 열 수축 관의 길이에 의해 형성될 수 있다. 이러한 방식으로, 외측 시스(230)는 제조 동안 외측 시스(230)가 유전체 바디와 합쳐지지 않도록, 방사 팁(212)의 유전체 바디 상에 직접 형성될 수 있다. 외측 시스(230)는 하나로 일체로 형성될 수 있다, 즉, 슬리브 부분(231)과 말단 팁(232)은 단일 부품으로 형성될 수 있다. 대안적으로, 슬리브 부분(231) 및 원위 팁(232)은 별개로 형성되고, 그 후 함께 조립될 수 있다.

[0082] 도 3은 본 발명의 다른 실시예인 전기 외과 기구(300)의 측면면도를 도시한다. 전기 외과 기구(300)는 마이크로파 및 RF 에너지를 별개로 또는 동시에 타겟 조직으로 전달하도록 구성된다. 전기 외과 기구의 원단은 예를 들어, 상술된 원위 어셈블리(118)에 대응할 수 있다.

[0083] 전기 외과 기구(300)는 마이크로파 에너지 및 RF 에너지를 전달하기 위해 그것의 근단에서 발생기(이를테면 발생기(102))에 연결 가능한 동축 피드 케이블(302)을 포함한다. 동축 피드 케이블(302)은 유전체 물질(308)에 의

해 분리되는 내측 도전체(304) 및 외측 도전체(306)를 포함한다. 동축 피드 케이블은 동축 피드 케이블(302)을 보호하기 위해 외측 도전체(306) 주위에 배치되는 가요성 보호 시스(310)를 더 포함한다. 동축 피드 케이블(302)은 상술된 동축 피드 케이블(202)과 유사할 수 있다.

[0084] 동축 피드 케이블(302)의 원단에는 방사 텀(312)이 형성된다. 방사 텀(312)은 동축 피드 케이블(302)에 의해 전달되는 마이크로파 에너지 및 RF 에너지를 수용하고, 에너지를 생체 조직으로 전달하도록 배열된다. 방사 텀(312)은 방사 텀(312)의 근단 부근에 위치되는 근위 전극(314), 및 방사 텀(312)의 원단 부근에 위치되는 원위 전극(316)을 포함한다. 근위 전극(314)은 방사 텀(312)의 외면 주위에 노출된 링을 형성하는 중공 원통형 도전체이다. 근위 전극(214)은 동축 피드 케이블(302)의 외측 도전체(306)에 전기적으로 연결된다. 예를 들어, 근위 전극(314)은 외측 도전체(306)에 용접 또는 납땜될 수 있다. 근위 전극(314)은 연결의 축 대칭을 보장하기 위해, 외측 도전체(306)의 전체 원주 주위로 연장되는 물리적 접촉 영역에 의해 외측 도전체(306)에 전기적으로 연결될 수 있다. 외측 도전체(206)는 근위 전극(314)에서 끝난다, 즉, 그것은 근위 전극(314)을 너머 원위 방향으로 연장되지 않는다. 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 근위 전극은 외측 도전체(306)의 노출된 원위부일 수 있다.

[0085] 원위 전극(316)은 또한 방사 텀(312)의 외면 주위에 노출된 링을 형성하는 중공 원통형 도전체이다. 근위 전극(314)과 같이, 원위 전극(316)은 동축 피드 케이블(302)과 동축으로 배열된다. 근위 및 원위 전극들(314, 316)은 실질적으로 동일한 형상 및 크기를 가질 수 있다. 원위 전극(316)은 근위 전극(314)으로부터 전기 외과 기구(300)의 길이 방향으로 떨어져 이격되어 있다. 근위 및 원위 전극들(314, 316)은 전기 외과 수술 기구(300)가 매끄러운 외면을 갖도록, 동축 피드 케이블(302)의 외경과 동일한 외경을 갖는다. 이는 조직이 근위 및 원위 전극들(314, 316)에 걸리는 것을 방지할 수 있다.

[0086] 근위 전극(314)은 내측 도전체(304)의 원위로 돌출된 부분이 통과하는 통로를 확정한다. 이러한 방식으로, 내측 도전체(304)는 방사 텀(312) 안으로 연장되며, 원위 전극(316)에 전기적으로 연결된다. 내측 도전체(304)는 내측 도전체(306)로부터 방사상으로(즉, 바깥쪽으로) 연장되는 도전체(318)를 통해 원위 전극(316)에 전기적으로 연결된다. 도전체(318)는 내측 도전체(304)의 축 주위에 대칭으로 배열되는 하나 이상의 브랜치(예를 들어, 와이어 또는 다른 가요성 도전성 요소)를 포함할 수 있다. 대안적으로, 도전체(318)는 내측 도전체(304) 주위에 장착되고 내측 도전체(304)와 원위 전극(316) 사이에 연결되는 도전성 디스크 또는 링을 포함할 수 있다. 내측 도전체(304)와 원위 전극(316) 사이의 연결은 내측 도전체(204)에 의해 확정되는 축 주위로 대칭인 것이 바람직하다. 이는 방사 텀(312) 주위에 대칭적인 필드 형상의 형성을 가능하게 할 수 있다.

[0087] 동축 피드 케이블(302)의 유전체 물질(308)의 원위부는 또한 외측 도전체(306)의 원단을 너머 근위 전극(314)에 의해 확정되는 통로를 통해 방사 텀(312)으로 연장된다. 그에 따라 내측 도전체(304) 및 근위 전극(314)이 유전체 물질(308)에 의해 절연된다. 유전체 물질(308)의 원위부는 방사 텀(312)의 유전체 바디를 형성한다. 튜닝 요소(320)는 근위 전극(314)과 원위 전극(316) 사이에 위치되는, 방사 텀(312)의 유전체 바디의 중간 부분(322)에 위치된다. 튜닝 요소(320)는 용량성 리액턴스를 도입하기 위해 근위 전극(314)과 원위 전극(316) 사이의 내측 도전체(304)에 전기적으로 연결되는 전기 도전성 요소이다. 이러한 예에서, 도전성 튜닝 요소(320)는 원통형 형상이고, 내측 도전체(304)와 동축으로 배열된다. 튜닝 요소(320)는 기구가 마이크로파 주파수들에서 작동될 때 커플링 효율을 개선(즉, 반사 신호를 감소)하는 역할을 할 수 있다.

[0088] 근위 전극(314) 및 원위 전극(316)은 각각 외측 도전체(306) 및 내측 도전체(304)에 전기적으로 연결되므로, 바이폴라 RF 절개 전극들로서 사용될 수 있다. 예를 들어, 원위 전극(316)은 능동 전극으로서 작용할 수 있고 근위 전극(314)은 동축 피드 케이블(302)을 따라 전달되는 RF 에너지에 대한 리턴 전극으로서 작용할 수 있다. 이러한 방식으로, 상술된 메커니즘들을 통해, 방사 텀(312) 주위에 배치된 타겟 조직이 절개되고/거나 RF 에너지를 사용하여 응고될 수 있다.

[0089] 추가로, 방사 텀(312)은 동축 피드 케이블(302)을 따라 마이크로파 에너지가 전달될 때 마이크로파 쌍극 안테나로 거동할 수 있다. 특히, 근위 전극(314) 및 원위 전극(316)은 마이크로파 주파수들에서 쌍극 안테나의 방사 요소들로서 작용할 수 있다. 그에 따라, 방사 텀 구조는 라디오 주파수 에너지 및 마이크로파 에너지 양자가 타겟 조직으로 전달될 수 있게 한다. 이는 방사 텀으로 전달되는 EM 에너지의 유형에 따라, 라디오 주파수 및 마이크로파 에너지를 사용하여 타겟 조직이 절제 및/또는 응고될 수 있게 한다. 근위 및 원위 전극들(314, 316)의 원통형 형상들은 기구(300)의 길이 방향 축에 대해 대칭인 방사 프로파일을 생성하는 역할을 할 수 있다.

[0090] 방사 텀(312)은 외측 시스(324)를 포함한다. 외측 시스(324)는 근위 전극(314)과 원위 전극(316) 사이의 유전체 물질(308)의 중간 부분(322)의 외면을 커버한다. 외측 시스(324)는 방사 텀(312)이 매끄러운 외면을 갖도록, 근

위 및 원위 전극들(314, 316)의 노출된 표면들과 동일 평면상에 놓인다. 외측 시스(324)는 근위 및 원위 전극들(314, 316) 사이 방사 팁(312)의 부분을 보호하고 절연시키는 역할을 할 수 있다. 외측 시스(324)는 유전체 물질(308)과 별도로 형성된다. 특히, 외측 시스(324)는 (예를 들어, 접착제를 통해 또는 다른 방법으로) 유전체 물질(308)에 부착되지 않는다. 외측 시스(324)는 길이 방향으로의 외측 시스(324)의 움직임을 차단할 수 있는 근위 및 원위 전극들(314, 316)에 의해 방사 팁(312) 상에 홀딩될 수 있다(근위 전극(314), 원위 전극(316) 및 외측 시스(324) 모두가 동일한 외경 갖기 때문에). 외측 시스(324)는 또한 외측 시스(324)와 유전체 물질(308) 사이의 마찰력에 의해 제자리에 홀딩될 수도 있다. 그 결과, 외측 시스(324)와 유전체 물질(308)의 중간 부분(322) 사이에서 소량의 움직임 및 굴곡이 가능할 수 있다. 외측 시스(324)와 중간 부분(322) 사이의 상대적인 움직임의 범위는 외측 시스(324)와 중간 부분(322)의 상대적인 강성(가요성)에 의존적일 수 있다. 방사 팁(312)은 그것의 원단에 원위 팁(326)을 더 포함한다. 원위 팁은 방사 팁(312)의 타겟 조직으로의 삽입을 가능하게 하도록 뾰족하다.

- [0091] 기구(200)와 유사하게, 외측 시스(324)의 이러한 구성은 방사 팁(312)의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 특히, 외측 시스(324)와 유전체 물질(308)의 중간 부분(322) 사이의 어느 정도의 움직임 허용함으로써, 방사 팁이 절곡될 때 발생할 수 있는 외측 시스(324)에의 응력이 완화될 수 있다. 중간 부분(322)과 외측 시스(324) 사이의 인터페이스에서의 응력 또한 방지될 수 있다.
- [0092] 외측 시스(324)는 상술된 외측 시스(230)와 유사한 방식으로 형성될 수 있다. 예를 들어, 외측 시스(324)는 유전체 물질(208)의 중간 부분(322) 주위에 용융 또는 수축되는 FEP로 만들어질 수 있다. 유전체 물질(208)의 중간 부분(322)은 FEP보다 더 높은 용융 온도를 갖는 물질(예를 들어, PTFE)로 만들어질 수 있어서, 외측 시스(324)의 형성 동안 용융되지 않게 된다.
- [0093] 전기 외과 기구의 방사 팁의 가요성은 또한 방사 팁에서의 유전체 물질의 형상을 변경함으로써 증가될 수도 있다. 특히, 절곡을 가능하게 하기 위해 방사 팁의 유전체 물질에 하나 이상의 공동이 형성될 수 있다.
- [0094] 도 4a는 본 발명의 일 실시예인 전기 외과 기구(400)의 측면도면을 도시한다. 전기 외과 기구(400)는 그것의 유전체 스페이서가 관통하여 연장되는 환형 루멘을 포함한다는 점을 제외하고는, 상술된 전기 외과 기구(200)와 유사하다. 도 2에 사용된 것들에 대응하는 참조 부호들은 도 4a에서 도 2와 관련하여 상술된 특징들에 대응하는 전기 외과 수술 기구(400)의 특징들을 나타내는데 사용된다.
- [0095] 전기 외과 기구(400)는 근위 튜닝 요소(218)와 원위 튜닝 요소(222) 사이에, 그것의 방사 팁(212)에 유전체 스페이서(401)를 포함한다. 유전체 스페이서(401)는 그것이 관통 연장되는 환형 루멘(402)을 포함한다는 점을 제외하고는, 전기 외과 기구(200)의 유전체 스페이서(228)와 유사하다. 환형 루멘(402)은 유전체 스페이서(401)의 길이를 따라 길이 방향으로 연장된다. 도 4b는 전기 외과 기구(400)의 길이 방향에 수직인 평면에서, 전기 외과 기구(400)의 유전체 스페이서(401)의 단면도를 도시한다. 볼 수 있는 바와 같이, 환형 루멘(402)은 내측 도전체(204)의 원위부(216)를 둘러싸는 환형(예를 들어 원형) 단면을 갖는다. 환형 루멘(402)은 내측 도전체의 원위부(216)가 관통 연장되는 유전체 스페이서(401)의 내측 부분(404)과, 내측 부분(404) 주위에 슬리브를 형성하는 유전체 스페이서(401)의 외측 부분(406) 사이에 형성된다. 환형 루멘(402)은 내측 도전체(204)의 원위부(216) 주위에 동축으로 배열된다. 다시 말해, 환형 루멘(402)은 내측 도전체(204)의 길이 방향 축에 대해 실질적으로 대칭이다.
- [0096] 환형 루멘(402)은 유전체 스페이서(401) 내에 공동(또는 공극)을 형성한다, 즉, 유전체 스페이서(401) 내에 유전체 스페이서(401)의 유전체 물질이 없는 관형 영역을 형성한다. 환형 루멘(402)은 예를 들어, 공기로 채워질 수 있다. 그 결과, 유전체 스페이서(401) 내 물질의 양이 (예를 들어, 전기 외과 기구(200)의 유전체 스페이서(228)와 비교하여) 감소된다. 특히, 도 4b에 도시된 바와 같이, 유전체 물질을 포함하는 유전체 스페이서(401)의 단면적은 환형 루멘(402)의 단면적에 대응하는 양만큼 감소된다. 일반적으로 말하면, 바디의 강성은 그러한 바디를 형성하는 물질의 단면적에 비례한다. 그에 따라, 유전체 스페이서(228)에 환형 루멘(402)을 형성함으로써, 유전체 스페이서(401)의 강성이 감소될 수 있으며, 이는 그것의 길이를 따라 유전체 스페이서(401)의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 환형 루멘(402)이 기구의 길이 방향 축에 대해 대칭으로 배치됨에 따라, 유전체 스페이서(401)의 강성은 길이 방향 축에 대해 실질적으로 대칭일 수 있다. 그 결과, 유전체 스페이서(401)의 절곡이 길이 방향 축에 수직인 평면에 놓인 모든 방향으로 가능하게 될 수 있다.
- [0097] 도 4a 및 도 4b에 도시된 환형 루멘(402) 이외의 상이한 유형들의 루멘 또는 공동이 방사 팁의 가요성을 개선시키기 위해 사용될 수 있다. 도 5a 내지 도 5c는 관통 연장되는 상이한 형상들의 루멘을 갖는 유전체 스페이서들의 (길이 방향 축에 수직인 평면에서의) 단면도들을 도시한다. 도 5a 내지 도 5c에 도시된 유전체 스페이서들은

예를 들어, 전기 외과 기구(400)에서 유전체 스페이서(401)를 대체할 수 있다.

- [0098] 도 5a는 유전체 스페이서(500)의 단면도를 도시한다. 유전체 스페이서(500)는 중앙 채널(502)을 포함하며, 이를 통해 내측 도전체(204)의 원위부(216)가 연장될 수 있다. 유전체 스페이서(500)는 또한 중앙 채널(502) 주위에 배치되는 세 개의 루멘(504, 506, 508)을 포함한다. 루멘들(504, 506, 508)은 길이 방향 축에 대해 실질적으로 회전 대칭이 되도록 배열된다. 루멘들(504, 506, 508)은 유전체 스페이서(500)의 길이를 따라 길이 방향으로 연장될 수 있다. 루멘들(504, 506, 508)은 공기로 채워질 수 있다. 환형 루멘(402)과 유사하게, 루멘들(504, 506, 508)은 유전체 스페이서(500)의 강성을 감소시켜, 방사 팀의 가요성을 개선하는 역할을 한다.
- [0099] 도 5b는 다른 유전체 스페이서(510)의 단면도를 도시한다. 유전체 스페이서(510)는 중앙 채널(512)을 포함하며, 이를 통해 내측 도전체(204)의 원위부(216)가 연장될 수 있다. 중앙 채널(512)은 내측 도전체(204)의 원위부(216)보다 더 큰 단면을 가질 수 있어서, 중앙 채널(512)의 벽과 원위부(216) 사이에 공간이 형성된다. 그에 따라, 중앙 채널(512)은 유전체 스페이서(500) 내의 공동으로서 작용하여, 그것의 강성을 감소시킬 수 있다. 유전체 스페이서(510)는 또한 그것의 외면 상에 형성된 일련의 개방 루멘(514-524)(또는 홈)을 포함한다. 개방 루멘들(514-524)은 길이 방향 축에 대해 실질적으로 회전 대칭이 되도록 배열된다. 개방 루멘들(514-524)은 유전체 스페이서(510)의 강성을 감소시킬 수 있다. 유전체 스페이서의 외면 위에 형성되는 외측 시스(예를 들어, 외측 시스(230))에 의해 개방 루멘들에 공기가 가워질 수 있다.
- [0100] 도 5c는 다른 유전체 스페이서(526)의 단면도를 도시한다. 유전체 스페이서(526)는 그것이 중앙 채널(528)을 포함하며, 이를 통해 내측 도전체(204)의 원위부(216)가 연장될 수 있고, 그것의 외면 상에 배열되는 일련의 개방 루멘(530-536)을 포함하므로, 유전체 스페이서(510)와 유사하다. 개방 루멘들(530-536)은 길이 방향 축에 대해 실질적으로 회전 대칭이 되도록 배열된다.
- [0101] 공동들 또는 루멘들은 유전체 스페이서의 전체 길이를 따라 연장될 필요는 없다. 예를 들어, 루멘 또는 공동은 유전체 스페이서의 일 부분을 따라서만 연장될 수 있거나, 또는 이를 통해 걸쳐 이어지는 하나 이상의 방사상 지지 아암을 가질 수 있다. 일부 경우에, 유전체 스페이서의 상이한 부분들을 따라 연장되는 다수의 루멘 또는 공동이 제공될 수 있다. 유전체 스페이서 내에 상이한 유형들의 공동 또는 루멘이 조합될 수 있다. 방사 팀이 특정 방향으로 우선적으로 절곡 가능한 것이 바람직한 경우, 공동들 또는 루멘들은 유전체 스페이서의 대응 측면 상에 배치되어, 그 측면 상에서 스페이서의 강성을 감소시킬 수 있다. 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 동축 피드 케이블(202)과의 인터페이스 부근에서 방사 팀(212)의 가요성을 개선하기 위해, 유전체 물질(208)의 원위부(226)에 루멘들이 형성될 수 있다. 상술된 공동들 또는 루멘들은 방사 팀의 가요성을 개선하기 위해 다른 전기 외과 기구들에 통합될 수 있다. 예를 들어, 상술된 전기 외과 기구(300)는 유전체 물질(308)의 중간 부분(322)이 관통 연장되는 하나 이상의 루멘을 포함하도록 변형될 수 있다.
- [0102] 도 6은 본 발명의 다른 실시예인 전기 외과 기구(600)의 측면도를 도시한다. 전기 외과 기구(600)는 그것의 유전체 스페이서가 그것의 가요성을 개선하는 형상을 갖는다는 점을 제외하고는, 상술된 전기 외과 기구(200)와 유사하다. 도 2에 사용된 것들에 대응하는 참조 부호들은 도 6에서 도 2와 관련하여 상술된 특징들에 대응하는 전기 외과 수술 기구(600)의 특징들을 나타내는데 사용된다.
- [0103] 전기 외과 기구(600)는 근위 튜닝 요소(218)와 원위 튜닝 요소(222) 사이에, 그것의 방사 팀(212)에 유전체 스페이서(602)를 포함한다. 유전체 스페이서(602)는 일반적으로 원통형 형상이다. 유전체 스페이서(602)는 중그것의 중심을 통하는 양 채널(603)을 포함하며, 여기에 내측 도전체(204)의 원위부(216)가 연장된다. 유전체 스페이서(602)의 외면에는 제1 환형 홈(604) 및 제2 환형 홈(606)이 형성된다. 제1 홈(604) 및 제2 홈(606)은 각각 유전체 스페이서(602)의 외면 주위에 루프를 형성한다. 도 7a는 유전체 스페이서(602)의 사시도를 도시하고, 도 7b는 유전체 스페이서(602)의 측면도를 도시한다. 제1 홈(604) 및 제2 홈(606)은 유전체 스페이서(602)에 유전체 스페이서(602)의 단면적이 감소되는(예를 들어, 홈들로부터 떨어져 있는 유전체 스페이서(602)의 영역들에 비해) 영역을 형성한다. 따라서 유전체 스페이서(602)는 유전체 스페이서(602)의 절곡이 홈들(604, 606)에서 가능하게 되도록 홈들의 외부보다 홈들(604, 606)에서 더 낮은 강성을 가질 수 있다. 따라서 제1 및 제2 홈들(604, 606)은 유전체 스페이서에 대한 절곡 지점 또는 굴곡으로서 작용할 수 있다. 그에 따라 제1 및 제2 홈들(604, 606)은 방사 팀(212)의 가요성을 개선하는 역할을 할 수 있다.
- [0104] 외측 시스(230)의 슬리브 부분(231)은 유전체 스페이서(602)의 외면을 커버한다. 이러한 방식으로, 제1 및 제2 홈들(604, 606)은 방사 팀(212)이 매끄러운 외면을 갖도록, 외측 시스(230)에 의해 커버된다. 외측 시스에 의해 공기가 제1 및 제2 홈들(604, 606)에 가워질 수 있다.

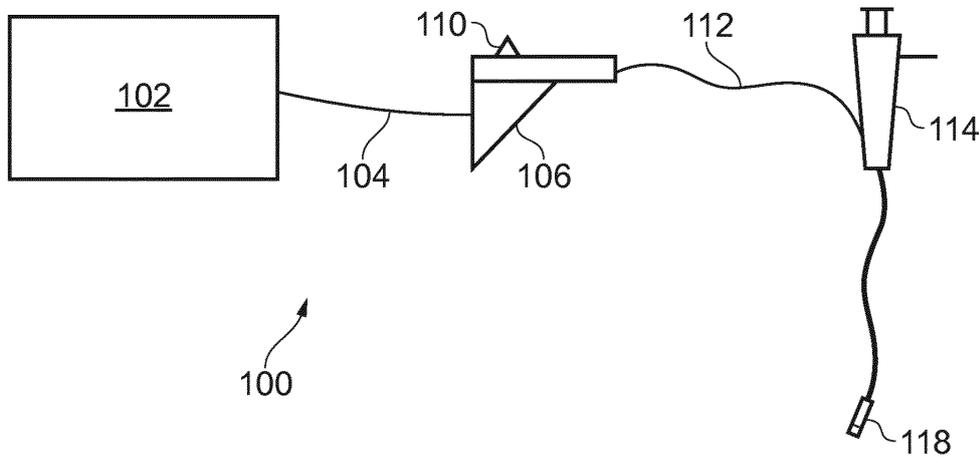
- [0105] 다른 실시 예들(도시되지 않음)에서, 유전체 스페이서에 대한 추가 절곡 지점들을 제공하기 위해 유전체 스페이서의 외면에 더 많은 수의 홈이 제공될 수 있다. 유전체 스페이서의 가요성을 더욱 개선시키기 위해, 유전체 스페이서의 내면, 예를 들어, 내측 도전체(204)의 원위부(216)가 연장되는 채널(603)의 벽 상에 홈들이 형성될 수도 있다. 도시된 예에서, 제1 및 제2 홈들(604, 606)은 직사각형 프로파일을 갖는다, 즉, 그것들은 서로 평행한 측벽들(608, 610), 및 측벽들(608, 610)에 수직한 내벽(612)을 갖는다(도 7b 참조). 그러나, 다른 형상들의 홈들도 사용될 수 있다. 예를 들어, 측벽들(608, 610)은 서로에 대해 경사각일 수 있다. 일부 경우에, 홈들은 삼각형 프로파일, 또는 둥근 프로파일을 가질 수 있다. 상이한 프로파일들을 갖는 홈들의 조합들이 동일한 유전체 스페이서 상에 사용될 수 있다. 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 동축 피드 케이블(202)과의 인터페이스 부근에서 방사 팁(212)의 가요성을 개선하기 위해, 유전체 물질(208)의 원위부(226)에 홈들이 형성될 수 있다. 유전체 스페이서의 표면에 홈들 또는 오목부들을 형성하는 개념은 방사 팁의 가요성을 개선하기 위해 다른 전기 외과 기구들에 통합될 수 있다. 예를 들어, 전기 외과 기구(300)는 유전체 물질(308)의 중간 부분(322)에 홈들이 형성되어, 방사 팁(312)에 절곡 지점들을 제공하도록 변형될 수 있다.
- [0106] 도 8은 전기 외과기구(200)에 대한 타겟 조직에서 시뮬레이션된 방사 프로파일을 도시한다. 유한 요소 분석 소프트웨어를 사용하여 5.8 GHz의 마이크로파 주파수에 대해 방사 프로파일을 시뮬레이션했다. 방사 프로파일은 마이크로파 에너지에 의해 절제된 조직의 결과 체적을 나타낸다. 도 8에서 볼 수 있는 바와 같이, 방사 프로파일은 방사 팁 주위에 집중되어 있고, 대략 구형 영역을 획정한다.
- [0107] 도 9는 전기 외과기구(600)에 대한 타겟 조직에서 시뮬레이션된 방사 프로파일을 도시한다. 유한 요소 분석 소프트웨어를 사용하여 5.8 GHz의 마이크로파 주파수에 대해 방사 프로파일을 시뮬레이션했다. 도 8에 도시된 방사 프로파일과 같이, 전기 외과 기구(600)에 대한 방사 프로파일은 방사 팁 주위에 집중되어 있고, 대략 구형 영역을 획정한다. 전기 외과 기구(600)의 방사 프로파일의 형상은 유전체 스페이서(602) 내 제1 및 제2 홈들(604, 606)의 존재에 의해 현저하게 영향을 받지 않는다. 그에 따라, 제1 및 제2 홈들(604, 606)은 방사 팁의 방사 프로파일에 크게 영향을 미치지 않으면서, 방사 팁의 가요성을 개선시킬 수 있다.
- [0108] 도 10은 본 발명의 다른 실시예인 전기 외과 기구(700)의 측단면도를 도시한다. 전기 외과 기구(700)는 그것의 유전체 스페이서가 그것의 가요성을 개선하기 위해 골형이라는 점을 제외하고는, 상술된 전기 외과 기구(200)와 유사하다. 도 2에 사용된 것들에 대응하는 참조 부호들은 도 10에서 도 2와 관련하여 상술된 특징들에 대응하는 전기 외과 수술 기구(700)의 특징들을 나타내는데 사용된다.
- [0109] 전기 외과 기구(700)는 근위 튜닝 요소(218)와 원위 튜닝 요소(222) 사이에, 그것의 방사 팁(212)에 유전체 스페이서(702)를 포함한다. 유전체 스페이서(702)는 골형(또는 포선형) 관의 길이로 형성된다. 골형 관의 길이는 예를 들어, PTFE 또는 PFA로 만들어질 수 있다. 유전체 스페이서(702)는 내측 도전체(204)의 원위부가 관통 연장되는 채널(또는 통로)을 획정한다. 유전체 스페이서(702)의 외면 상의 골들은 일련의 규칙적으로 이격된 정점들(예를 들어, 정점들(704, 706)) 및 정점들 사이에 위치되는 저점들(예를 들어, 골(708))을 획정한다. 골형 외면의 저점들은 유전체 스페이서(702)의 외면 상의 홈들 또는 오목부들, 즉, 유전체 스페이서가 더 작은 외경을 갖는 영역들(예를 들어, 정점들이 위치되는 영역들에 비해)에 대응한다. 이와 같이, 저점들(홈들)은 유전체 바디(702)에 대한 절곡 저점 또는 굴곡으로서 거동할 수 있다. 그에 따라, 유전체 스페이서(702)의 골형 외면은 일련의 규칙적으로 이격된 절곡 지점들을 제공하며, 이는 그것의 길이를 따라 유전체 스페이서(702)의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 이는 방사 팁(212)을 매우 유연하게 할 수 있다.
- [0110] 외측 시스(230)는 방사 팁(212)을 매끄러운 외면을 갖도록, 유전체 스페이서(702)의 골형 외면을 커버한다. 외측 시스(230)에 의해 골들에 공기가 가뒀질 수 있다. 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 유전체 스페이서의 외면은 매끄러울 수 있고, 대신에 유전체 스페이서의 내면(예를 들어, 내측 도전체(204)의 원위부(216)가 관통 연장되는 채널의 벽) 상에 골들이 형성될 수 있다. 방사 팁의 가요성을 증가시키기 위해 방사 팁에 골형 유전체 물질을 사용하는 개념은 다른 전기 외과 기구들에 통합될 수 있다. 예를 들어, 전기 외과 기구(300)는 유전체 물질(308)의 중간 부분(322)이 골형 표면을 가져, 방사 팁(312)에 대한 일련의 절곡 지점들을 제공하도록 변형될 수 있다.
- [0111] 도 11a 및 도 11b는 본 발명의 일 실시 예인 전기 외과 기구에 사용될 수 있는 유전체 스페이서(800)의 사시도들을 도시한다. 예를 들어, 유전체 스페이서(800)는 전기 외과기구(200)에서 유전체 스페이서(228)를 대체할 수 있다. 유전체 스페이서(800)는 코일로 형성되는 가요성 유전체 물질(예를 들어, PTFE)로 만들어진 나선형 바디(802)를 갖는다. 나선형 바디(802)는 그것의 축을 따라 연장되고, 세장형 도전체(예를 들어, 내측 도전체(208)의 원위부(216))가 연장될 수 있는 통로(804)를 획정한다. 그것의 나선형 형상으로 인해, 유전체 스페이서(80

0)는 나선형 스프링처럼 거동할 수 있다. 특히, 유전체 스페이서(800)의 나선형 형상은 그것의 길이 방향 축에 대한 유전체 스페이서(800)의 절곡을 가능하게 할 수 있다. 그에 따라 유전체 스페이서(800)를 전기 외과기구의 방사 팁에 통합함으로써, 방사 팁의 절곡이 가능하게 될 수 있다. 유전체 스페이서의 나선형 형상은 또한 유전체 스페이서(800)의 탄성을 향상시킬 수 있다. 유전체 스페이서(800)는 방사 팁이 절곡된 후에 방사 팁을 곧게 펴는 역할을 할 수 있다. 예를 들어, 권선 통로를 통과하기 위해 방사 팁을 절곡시킨 후, 유전체 스페이서(800)의 탄성은 방사 팁을 곧게 펴도록 작용할 수 있다. 이러한 방식으로, 방사 팁은 절곡된 후에 그것의 원래의(예를 들어, 직선) 구성으로 자동 복귀할 수 있다.

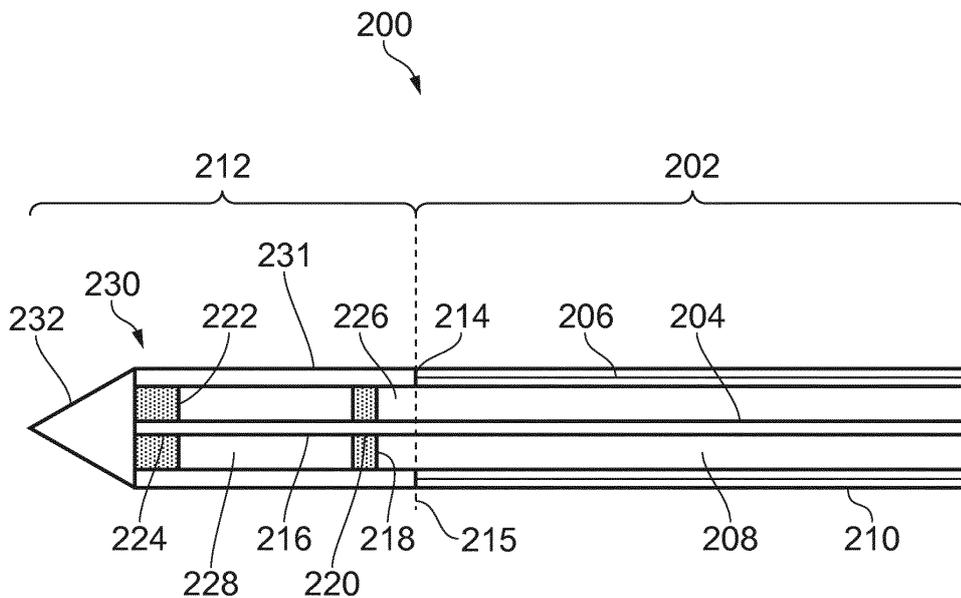
[0112] 일부 실시 예(도시되지 않음)에서, 유전체 스페이서의 일 부분만이 나선형 형상을 가질 수 있다. 방사 팁의 절곡을 가능하게 하기 위해 방사 팁에 나선형 형상 유전체 물질을 사용하는 개념은 다른 전기 외과 기구들에 통합될 수 있다. 예를 들어, 전기 외과 기구(300)는 유전체 물질(308)의 중간 부분(322)이 나선형 부분을 포함하여, 방사 팁(312)의 절곡을 가능하게 하도록 변형될 수 있다.

도면

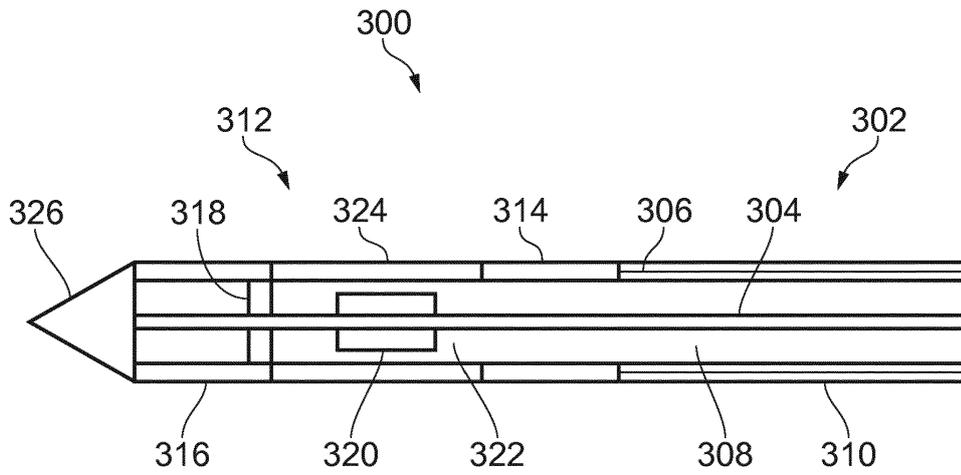
도면1



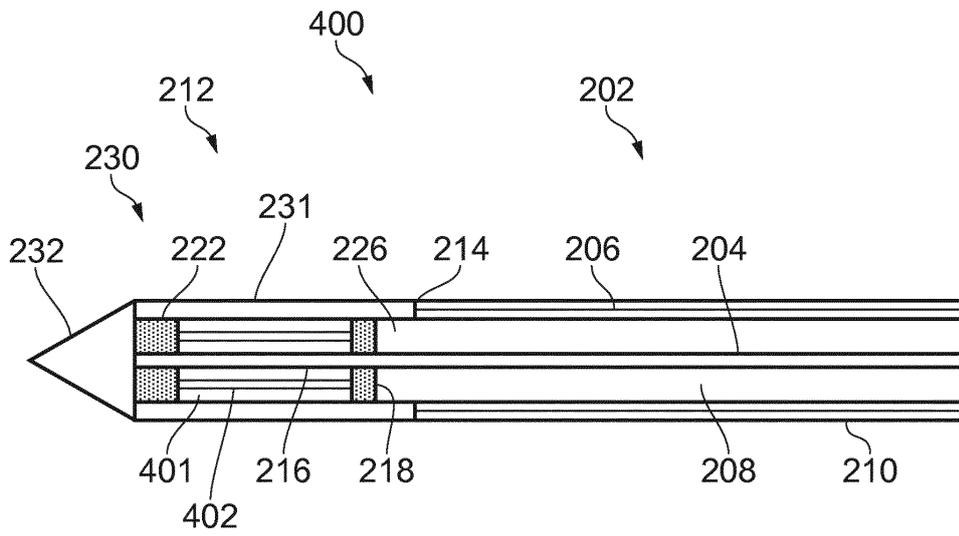
도면2



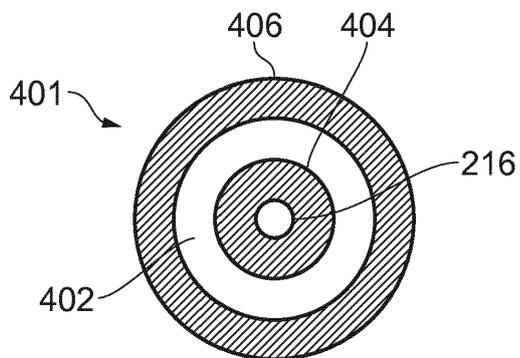
도면3



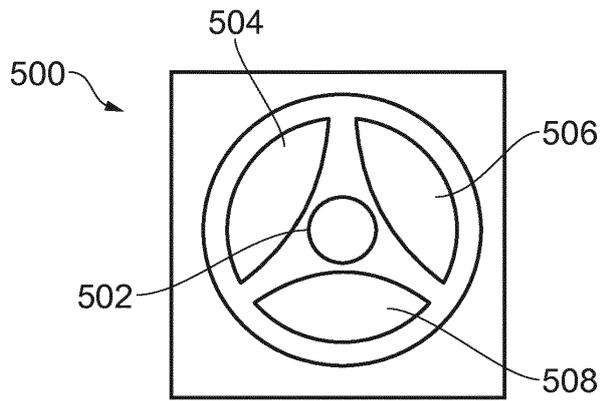
도면4a



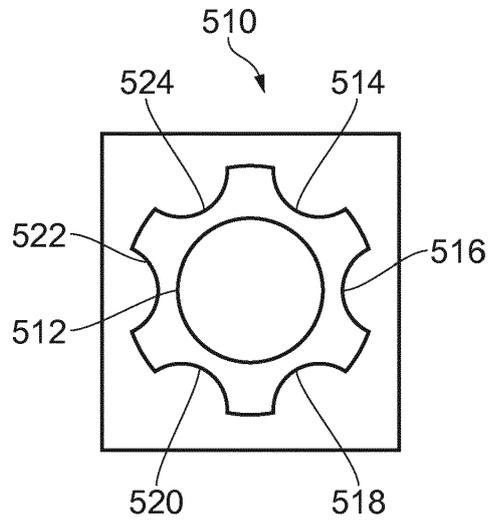
도면4b



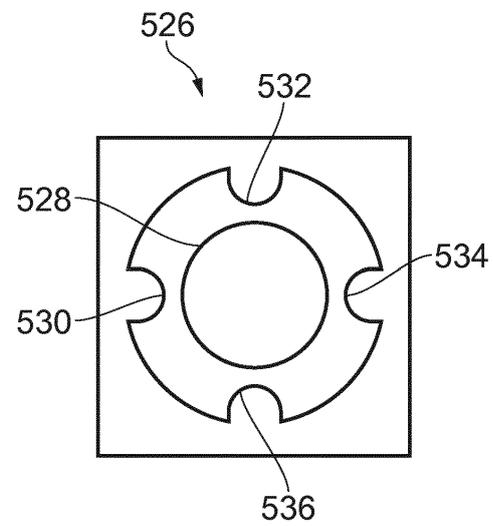
도면5a



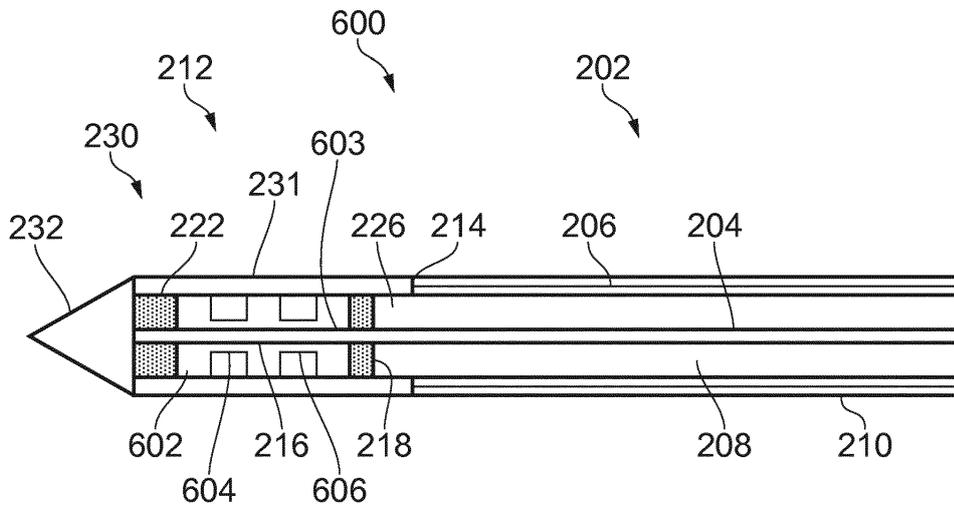
도면5b



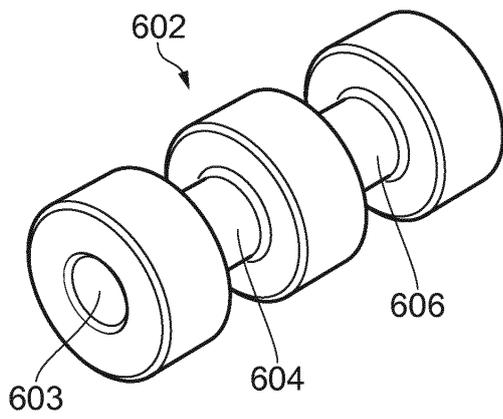
도면5c



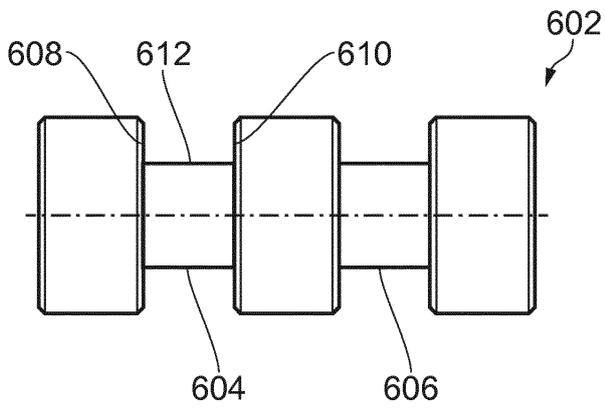
도면6



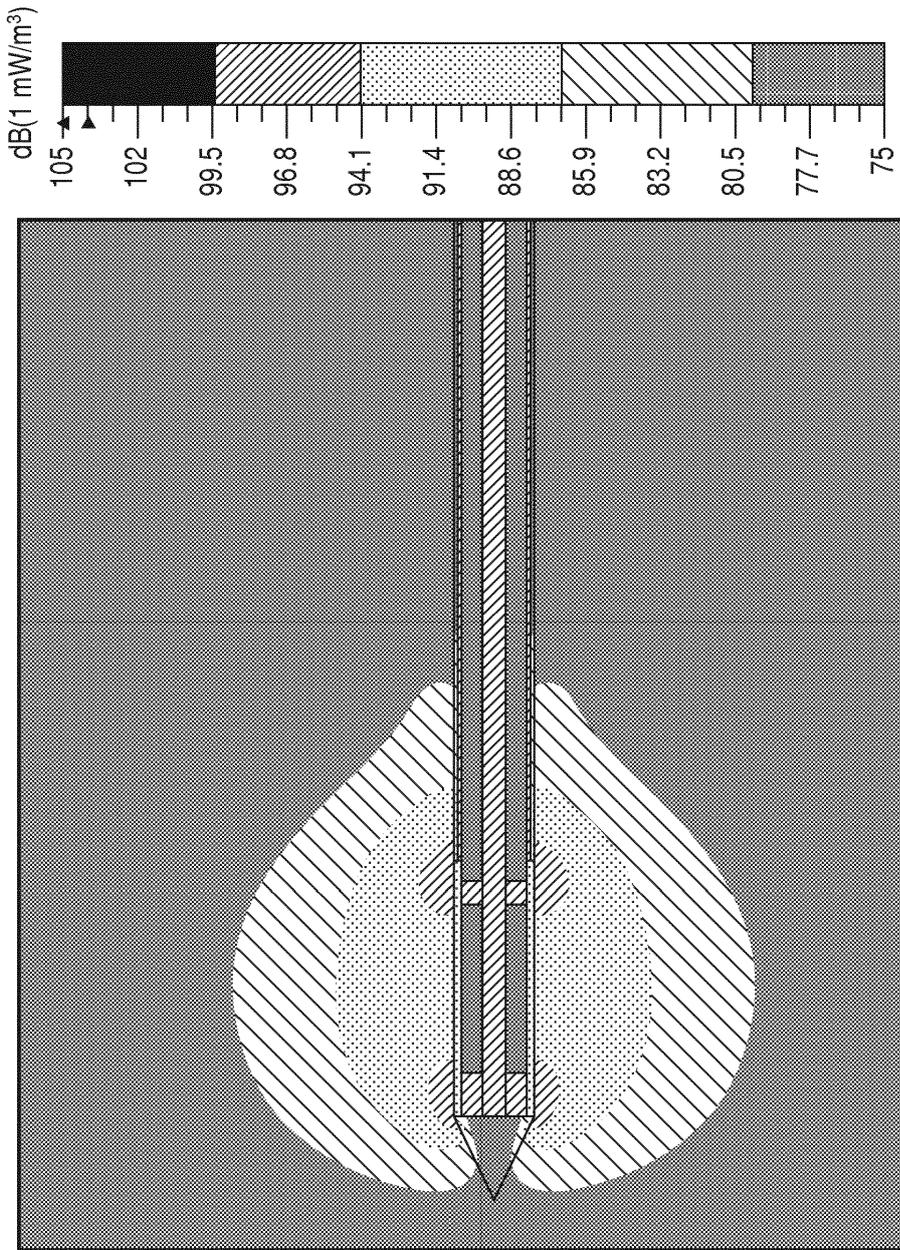
도면7a



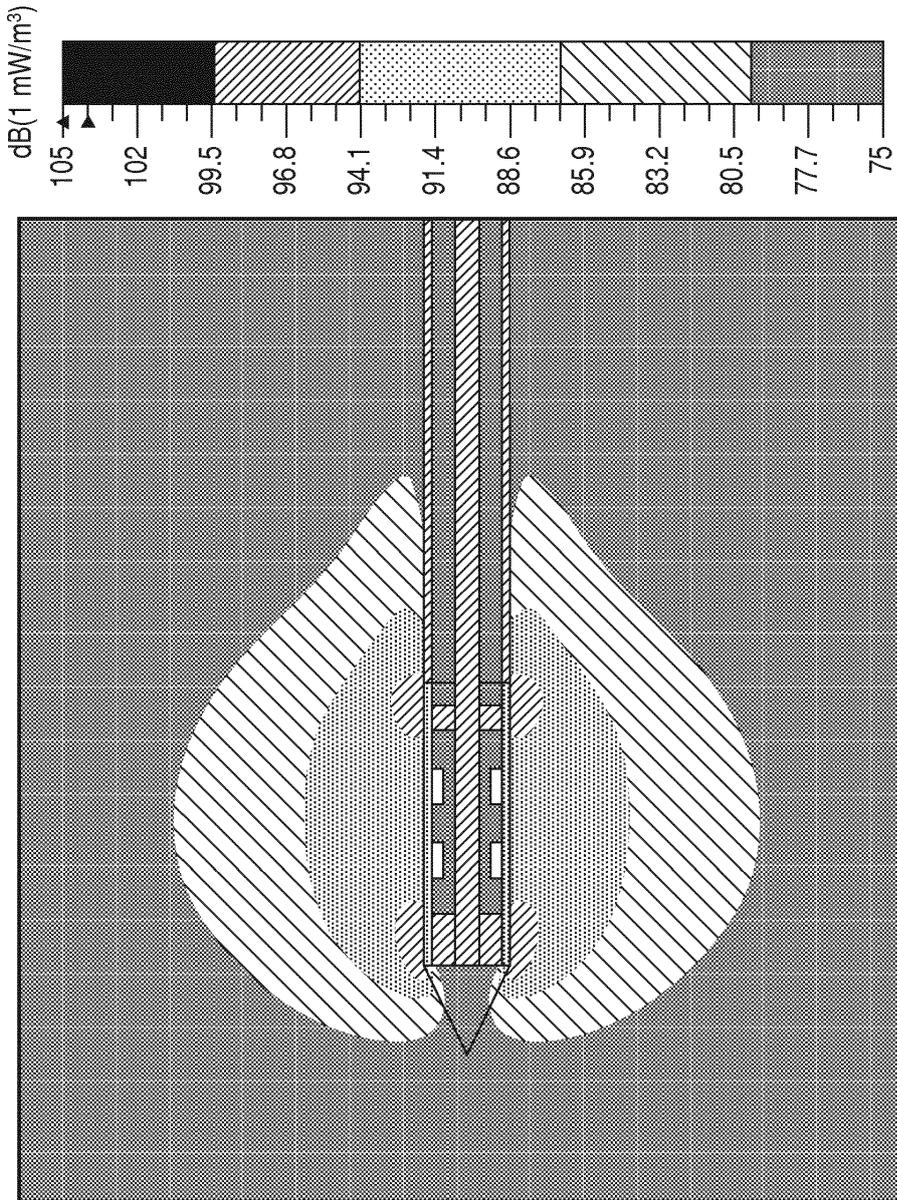
도면7b



도면8



도면9





도면11b

