



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0067112  
(43) 공개일자 2016년06월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 18/18 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 18/1815 (2013.01)  
A61B 2018/00404 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2016-7009034  
(22) 출원일자(국제) 2014년10월07일  
심사청구일자 없음  
(85) 번역문제출일자 2016년04월05일  
(86) 국제출원번호 PCT/GB2014/053015  
(87) 국제공개번호 WO 2015/052502  
국제공개일자 2015년04월16일  
(30) 우선권주장  
1317713.4 2013년10월07일 영국(GB)

(71) 출원인  
크리오 메디컬 리미티드  
영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보포트  
파크 리버사이드 코트  
(72) 발명자  
헨콕, 크리스토퍼 폴  
영국 배스 앤드 노스 이스트 서머셋 비에이1 6이  
큐 배스 타이닝 레인 칠턴 코트 플랫 5  
화이트, 말콤  
영국 첵스토 몬머스셔 엔피16 5유에이치 보포트  
파크 리버사이드 코트 크리오 메디컬 리미티드  
(74) 대리인  
특허법인아주

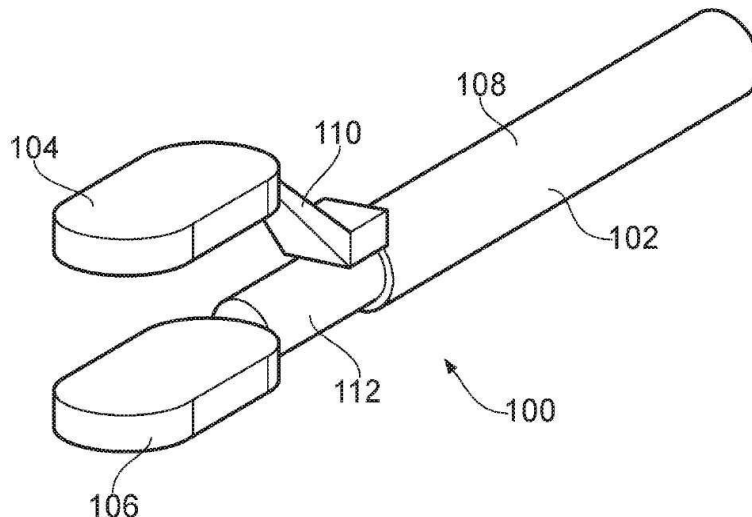
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 비-공진 불균형 손실 전송 라인 구조물로부터 마이크로파 에너지를 전달하는 전기 수술 겸자

(57) 요약

본 발명은 겸자의 조 내에 위치되거나 이 조에 의해 형성된 비-공진 불균형 손실 전송 라인 구조물로부터 마이크로파 에너지를 생물학적 조직으로 전달하는 전기 수술 겸자에 관한 것이다. 동축 케이블의 내부 전도체와 외부 전도체에 각각 전기적으로 연결된 대향하는 전도성 부재들에 의해 상기 조 부재들 사이의 갭에 걸쳐 상기 전송 라인 구조물이 형성될 수 있다. 대안적으로, 각 조 부재는 자체 손실 전송 라인을 포함할 수 있고, 이에 의해 전력 스플리터는 동축 케이블로부터 마이크로파 에너지를 분할하는데 사용된다. 상기 겸자는 위장관 또는 복강경 수술 또는 개복 수술에 내시경으로 사용될 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

*A61B 2018/00482* (2013.01)

*A61B 2018/00589* (2013.01)

*A61B 2018/00595* (2013.01)

*A61B 2018/0063* (2013.01)

*A61B 2018/1861* (2013.01)

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

전기 수술 겸자로서,

서로에 대해 선회 가능하며, 사이에 있는 껍을 개폐하는 한 쌍의 죠 부재(jaw element);

상기 껍에 인접하여 상기 한 쌍의 죠 부재 중 하나에 장착된 제1 전도성 부재;

상기 제1 전도성 부재와 대향하여 상기 껍에 인접하여 상기 한 쌍의 죠 부재 중 다른 것에 장착된 제2 전도성 부재;

마이크로파 에너지를 운반하는 동축 케이블; 및

상기 동축 케이블의 원위 단부에 있는 신호 전이 부분으로서, 상기 제1 전도성 부재를 상기 동축 케이블의 외부 전도체에 연결하고 상기 제2 전도성 부재를 상기 동축 케이블의 내부 전도체에 연결하도록 배열되는, 상기 신호 전이 부분을 포함하되,

상기 제1 전도성 부재와 상기 제2 전도성 부재는 상기 마이크로파 에너지를 진행파로 지원하는 불균일한 불균형 손실 전송 라인을 형성하고,

상기 제1 전도성 부재와 상기 제2 전도성 부재는 상기 진행파를 따라 상기 마이크로파 에너지에 비-공진(non-resonant)하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 2**

제1항에 있어서, 상기 제1 전도성 부재와 상기 제2 전도성 부재의 각각은 편평한 전도성 판을 포함하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 3**

제2항에 있어서, 각 편평한 전도성 판은 굴곡된 원위 단부를 구비하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 4**

제2항 또는 제3항에 있어서, 각 편평한 전도성 판은 굴곡된 근위 단부를 구비하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 5**

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 신호 전이 부분은 상기 동축 케이블의 원위 단부로부터 연장되는 연결 부재를 포함하고, 상기 연결 부재는 유전체 커버에 의해 둘러싸인 상기 동축 케이블의 상기 내부 전도체의 연장부를 포함하며, 상기 동축 케이블의 상기 내부 전도체의 상기 연장부의 원위 단부는 상기 제2 전도성 부재에 연결되는, 전기 수술 겸자.

**청구항 6**

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 신호 전이 부분은, 상기 동축 케이블의 상기 외부 전도체로부터 연장되고 상기 동축 케이블의 상기 외부 전도체를 상기 제1 전도성 부재에 전기적으로 연결하는 외부 커넥터를 포함하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 7**

제6항에 있어서, 상기 외부 커넥터는 상기 동축 케이블의 상기 외부 전도체로부터 멀어지는 방향으로 연장될 때 폭이 테이퍼(taper)진, 전기 수술 겸자.

**청구항 8**

전기 수술 겸자로서,

서로에 대해 선회 가능하며, 사이에 있는 껍을 개폐하는 한 쌍의 죠 부재;

상기 껍에 인접하여 상기 한 쌍의 죠 부재 중 하나에 장착된 제1 전송 라인 구조물;

상기 제1 전송 라인 구조물과 대향하여 상기 껍에 인접하여 상기 한 쌍의 죠 부재 중 다른 것에 장착된 제2 전송 라인 구조물;

마이크로파 주파수 에너지를 운반하는 동축 케이블; 및

상기 동축 케이블의 원위 단부에 있는 전력 스플리터(power splitter)로서, 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물 사이에 상기 동축 케이블에 의해 운반되는 상기 마이크로파 주파수 에너지를 분할하도록 배열되는, 상기 전력 스플리터를 포함하되,

상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조의 각각은 상기 마이크로파 에너지를 진행파로 지원하는 불균형 손실 전송 라인으로 구성되고,

상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물의 각각은 상기 진행파를 따라 상기 마이크로파 에너지에 비-공진하는 전기적인 길이를 구비하는, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 9

제8항에 있어서, 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물의 각각은 평행한 전송 라인인, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 10

제8항에 있어서, 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물의 각각은 동축 전송 라인인, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 11

제8항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전력 스플리터는 윌킨슨 전력 디바이더(Wilkinson power divider)인, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 12

제11항에 있어서, 상기 윌킨슨 전력 스플리터는 가요성 마이크로스트립 전송 라인 또는 소형 동축 케이블을 사용하여 제조된, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 13

제8항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전력 스플리터는 상기 동축 케이블의 임피던스를 상기 제1 전송 라인 구조물과 제2 전송 라인 구조물의 임피던스와 매칭시키도록 배열된 한 쌍의 1/4 파장 전송 라인을 포함하는, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 14

제13항에 있어서, 상기 동축 케이블의 특성 임피던스는 처리되는 생물학적 조직에 대응하는 미리 결정된 임피던스로 설정되고, 상기 전력 스플리터의 각 1/4 파장 암의 임피던스는 상기 미리 결정된 임피던스의  $\sqrt{2}$ 배인, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 15

제1항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 동축 케이블의 근위 단부에 1/4 파장 임피던스 변환기를 포함하고, 상기 1/4 파장 임피던스 변환기는 상기 동축 케이블의 임피던스를 상기 마이크로파 주파수 에너지를 상기 동축 케이블로 전달하는 생성기에 매칭시키도록 배열된, 전기 수술 겸자.

#### 청구항 16

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 한 쌍의 죠 부재는 이격되게 바이어스된, 전기 수술 겸자.

**청구항 17**

제1항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 동축 케이블과 상기 한 쌍의 죠 부재를 둘러싸는 시스(sheath)를 포함하고, 상기 시스는 상기 한 쌍의 죠 부재를 노출시키도록 수축가능한, 전기 수술 겸자.

**청구항 18**

제17항에 있어서, 상기 시스는 원통형이고 2.8mm 미만의 직경을 구비하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 19**

제17항 또는 제18항에 있어서, 상기 시스의 근위 단부 주위에 클램핑되어 회전 운동을 상기 시스에 전달하는 핸들을 포함하는, 전기 수술 겸자.

**청구항 20**

제1항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 한 쌍의 죠 부재와 기계적으로 연결되는 죠 폐쇄 기구를 포함하는 전기 수술 겸자.

**청구항 21**

제20항에 있어서, 상기 죠 폐쇄 기구는 상기 죠 부재의 표면들이 상기 죠 부재의 길이를 따라 동시에 만나는 방식으로 상기 죠 부재들이 함께 폐쇄되는 것을 보장하도록 배열된 팬터그래프(pantograph)를 포함하는, 전기 수술 겸자.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 생물학적 조직을 파지하고 파지된 조직으로 마이크로파 주파수 에너지를 전달하여 조직을 응고시키거나 소작(cauterise)하거나 밀봉(seal)하는 전기 수술 겸자에 관한 것이다. 특히, 이 겸자는 혈관을 밀봉하는데 사용될 수 있다. 이 겸자는 내시경 또는 위내시경의 기기 채널(instrument channel) 아래로 삽입되거나, 또는 복강경 수술 또는 개복 수술에 사용될 수 있다.

**배경 기술**

[0002] 파지된 생물학적 조직으로 열 에너지를 전달할 수 있는 겸자가 알려져 있다. 열 에너지는 파지된 조직을 소작하고 응고 또는 혈관 밀봉을 촉진할 수 있다.

[0003] US 6,585,735는 겸자의 죠(jaw)들 사이에 홀딩된 조직으로 바이폴라 에너지(bipolar energy)를 안내하도록 이 죠들이 배열된 내시경 바이폴라 겸자를 설명한다.

[0004] EP 2 233 098은, 죠의 밀봉 표면이 마이크로파 주파수 에너지를 겸자의 죠들 사이에 파지된 조직으로 복사하는 하나 이상의 마이크로파 안테나를 포함하는, 조직을 밀봉하는 마이크로파 겸자를 설명한다.

**발명의 내용**

[0005] 가장 일반적으로, 본 발명은 겸자의 죠들 내에 위치되거나 이 죠들에 의해 형성된 비-공진 불균형 손실 전송 라인 구조물로부터 생물학적 조직으로 마이크로파 에너지를 전달하는 전기 수술 겸자를 제공한다. 이 겸자는 위장관에서 또는 복강경 수술에서 또는 개복 수술에서 내시경으로 사용될 수 있다.

[0006] 본 발명의 제1 측면에 따르면, 전기 수술 겸자로서, 서로에 대해 선회 가능하며 사이에 있는 갭을 개폐하는 한 쌍의 죠 부재(jaw element); 상기 갭에 인접하여 상기 한 쌍의 죠 부재 중 하나에 장착된 제1 전도성 부재; 상기 제1 전도성 부재와 대향하여 상기 갭에 인접하여 상기 한 쌍의 죠 부재 중 다른 하나에 장착된 제2 전도성 부재; 마이크로파 에너지를 운반하는 동축 케이블; 및 상기 동축 케이블의 원위 단부에 있는 신호 전이 부분을 포함하되, 상기 신호 전이 부분은 상기 제1 전도성 부재를 상기 동축 케이블의 외부 전도체에 연결하고 상기 제2 전도성 부재를 상기 동축 케이블의 내부 전도체에 연결하도록 배열되고, 상기 제1 전도성 부재와 상기 제2 전

도성 부재는 상기 마이크로파 에너지를 진행파(travelling wave)로 지원하는 불균일한(non-uniform) 불균형 손실 전송 라인을 형성하며, 상기 제1 전도성 부재와 상기 제2 전도성 부재는 상기 진행파를 따라 상기 마이크로파 에너지에 비-공진하는, 상기 전기 수술 겸자가 제공된다.

[0007] 본 명세서에서 "비-공진"이라는 용어는 (마이크로파 에너지 진행파를 따라) 진행파가 다수회 반사하는 것이 금지되도록, 즉 복사 정재파(standing wave)가 생성되는 것이 방지되거나 금지되도록 전송 라인의 전기적인 길이가 설정된 것을 의미할 수 있다. 실제로 이것은 전송 라인의 전기적인 길이가 마이크로파 에너지의 1/4 파장(quarter wavelength)의 배수와 실질적으로 상이한 것을 의미할 수 있다(개방 회로인지 또는 단락 회로인지 여부에 따라 전송 라인의 원위 단부가 흡수배 또는 짝수배가 회피될 필요가 있다). 특히 생물학적 조직이 겹에 있을 때, 즉 조 부재와 접촉할 때 전송 라인이 비-공진하는 것이 바람직하다. 따라서, 전송 라인이 이런 방식으로 생물학적 조직으로 부하 걸릴 때 마이크로파 에너지의 1/4 파장의 배수를 회피하도록 전송 라인의 전기적인 길이가 설정될 수 있다. 바람직하게는 이것으로 디바이스는 무선 주파수(RF) 에너지에서뿐만 아니라 마이크로파 에너지에서 동작할 수 있으므로, 전송 라인의 원위 단부는 개방 회로이다.

[0008] 비-공진 전송 라인을 형성하면 상기 디바이스는 복사하는 것이 방지될 수 있다. 그리하여 마이크로파 에너지는 전송 라인 구조물로부터 누설에 의해 조직으로 전달된다. 손실 레벨의 지식으로 전송 라인의 길이를 마이크로파 에너지의 주파수에서 생물학적 조직으로 설정하는 것에 의해, 본 발명의 전기 수술 겸자는 전송 라인을 따라 진행파의 단일 통과(single transit)로 전송 라인의 근위 단부에서 수신되는 실질적으로 모든 전력을 전달하도록 배열될 수 있다.

[0009] 다시 말해, 예를 들어, 시뮬레이션 등에 기초하여, 마이크로파 에너지의 주파수에서 생물학적 조직에 높은 손실을 나타내는 전송 라인의 기하학적 형상이 선택된다. 유사하게, 겹에 조직이 없고, 대신 공기가 있을 때, 전송 라인의 기하학적 형상은 훨씬 더 적은 전력이 손실되는 것을 보장할 수 있다. 예를 들어, 상기 디바이스는, 겹에 조직이 있을 때 20%에 비해, 약 1dB 리턴 손실(return loss)을 나타내는데, 즉 전력의 80%를 생성기로 되반사할 수 있는 것을 나타낼 수 있다. 따라서, 조직이 겹에 존재할 때 4배 더 많은 전력이 전달될 수 있다. 생물학적 조직은 손실이 많고, 즉 이 조직은 마이크로파 에너지의 우수한 흡수체이다.

[0010] 본 발명의 겸자에 의해 생성된 전기장의 크기는 종래의 바이폴라 RF 겸자에 의해 생성된 것보다 상당히 더 작을 수 있다. 본 발명에서 사용되는 마이크로파 주파수 전기장은 RF 에너지와는 기본적으로 상이한 방식으로, 즉 세포 파괴가 아니라 조직을 변성시키는 것에 의해 조직을 손상시킨다. 그리하여 우발적인 국부화된 극한 손상 가능성이 플라즈마 또는 아크와 화상(burn)을 생성할 수 있는 RF 디바이스에서보다 훨씬 더 작다. 나아가, 마이크로파 에너지로 유전체를 효과적으로 가열하는데 요구되는 피크 전압은 바이폴라 RF 디바이스에 요구되는 것보다 10의 인자만큼 더 작고, 모노폴라 RF 디바이스에 요구되는 것보다 100의 인자만큼 더 작은 50V 미만일 수 있다. 후자의 경우에, RF 전류가 흐르는 경로는 환자의 피부의 표면에 놓인 리턴 판을 통해 신체를 통한 것이다. 이것은, 높은 전압을 요구하는 조건 측면에서 또한 전류는 항상 최저 저항 경로를 취하기를 원하는 것으로 인해 제어가 안된다는 측면에서 환자에 위험을 제공한다. 이것에 의해 또한 모노폴라 RF 에너지와 연관된 높은 전압 레벨, 예를 들어, 4,500V 피크, 또는 바이폴라 RF 에너지, 예를 들어, 500V 피크 이상으로 인해, 스파크, 아크, 마이크로 플라즈마 또는 항복이 발생하여 누적된 가스가 점화되는 것으로 인해 신체 내에서 폭발이 일어날 수도 있다. 바이폴라 또는 모노폴라 RF 기기와 연관된 높은 전압은 폭발의 위험으로 나타난다. 이에 비해, 마이크로파 응고와 연관된 전압은 5V와 70V 피크 사이일 수 있다. 그리하여 상기 디바이스는 환자의 신체 내에서 발견되는 환경에서 사용될 때 환자에 더 안전하다.

[0011] 전기장의 크기는 예를 들어 겹의 사이즈에 기초하여 겸자로 전달되는 전력을 제어하는 것에 의해 제어될 수 있다. 이 제어에 의해 전기장의 크기는 혈관의 사이즈 또는 겹에 위치한 조직의 두께와 독립적일 수 있다. 이것은 종래의 바이폴라 RF 겸자에 비해 장점을 제공할 수 있다.

[0012] 본 명세서에서, "마이크로파 주파수"는 400MHz 내지 100GHz의 주파수 범위를 나타내지만, 바람직하게는 1GHz 내지 60GHz 범위, 보다 바람직하게는 2.45GHz 내지 30GHz 또는 5GHz 내지 30GHz를 나타내는 범위에서 넓게 사용될 수 있다. 고려되는 특정 주파수는 915MHz, 2.45GHz, 3.3GHz, 5.8GHz, 10GHz, 14.5GHz 및 24GHz이다.

[0013] 본 발명의 전기 수술 겸자는 내시경의 기기 채널 아래로 삽입되도록 구성될 수 있고, 또는 복강경 수술에서 또는 NOTES 절차에서 또는 일반적인 개복 절차에서 사용되도록 배열될 수 있다.

[0014] 본 명세서에서, "불균일한" 전송 라인이라는 용어는 조들의 대향하는 표면들에 있는 전도성 부재들이 한 쌍의 조 부재의 길이를 따라 서로 균일한 공간적 관계에 있지 않은 배열을 나타내는데 사용된다. 예를 들어, 전도성

부재는 한 쌍의 조 부재 중 하나에 장착된 제1 전도성 판과, 상기 한 쌍의 조 부재 중 다른 것에 장착된 제2 전도성 판을 포함할 수 있으며, 상기 제1 전도성 판을 상기 동축 케이블의 외부 전도체에 연결하고 상기 제2 전도성 판을 상기 동축 케이블의 내부 전도체에 연결하도록 신호 전이 부분이 배열된다. 상기 전도성 판은 상기 갭을 향하는 조 부재들 중 하나의 조 부재의 표면에 있거나 또는 이 표면과 정렬된 편평한 표면을 각각 포함할 수 있다. 이 구성은 상기 판들 사이의 갭에 최적의 전력 밀도를 보장하여, 상기 갭에 존재하는 생물학적 조직으로 에너지를 전달하는 것을 보장할 수 있다.

[0015] 상기 전송 라인은 상기 전도성 판의 대향하는 표면들이 평행할 때 평행한 전송 라인 또는 평행한 판 전송 라인을 형성할 수 있다. 그러나, 이것은 필수적인 것은 아니다. 상기 조들 사이에 넓은 각도 범위에 걸쳐, 예를 들어  $\pm 20^\circ$  이상에 걸쳐, 상기 전력은 상기 조들 사이에 이동할 수 있다. 상기 조들은, 다수의 이유 때문에, 예를 들어, 조들이 일 단부에서 선회되기 때문에, 또는 이 조들 사이에 홀딩된 조직이 균일한 두께가 아니기 때문에, 평행하지 않을 수 있다.

[0016] 각 전도성 판은, 예를 들어, 1 내지 6mm의 폭과 3 내지 12mm의 길이를 구비하는 편평한 세장형 구조물(flat elongate structure)을 구비할 수 있다. 내시경에 사용하기 위하여, 각 판은 1 내지 3mm의 폭과 3 내지 6mm의 길이를 구비할 수 있다. 바람직하게는, 각 판은 동일한 크기를 구비한다. 바람직한 크기는 마이크로파 주파수에 의존할 수 있다. 5.8GHz 에너지가 사용되는 경우, 상기 판은 2mm의 폭과 4mm의 길이를 구비할 수 있다. 상기 전도성 판은 굴곡된 원위 단부를 구비할 수 있다. 날카로운 코너를 제거하면 GI 판에서 동작할 때 창자 벽을 천공시키는 위험을 감소시킬 수 있고, 마이크로파 에너지의 원치 않는 집중을 방지할 수 있다. 상기 전도성 판은 예를 들어 이 전도성 판이 신호 전이 부분에 연결되는 점에서 굴곡된 근위 단부를 구비할 수 있다. 상기 판의 두께는 0.5mm 이하일 수 있다.

[0017] 상기 신호 전이 부분은 상기 동축 케이블의 원위 단부로부터 연장되는 연결 부재(linking member)를 포함할 수 있고, 상기 연결 부재는 유전체 커버에 의해 둘러싸인 동축 케이블의 내부 전도체의 연장부를 포함하고, 여기서 상기 동축 케이블의 내부 전도체의 연장부의 원위 단부는 제2 전도성 판에 연결된다. 상기 연결 부재는 3mm 이상의 길이를 구비할 수 있다. 상기 연결 부재 그 자체는 불균일한 전송 라인을 형성할 수 있다.

[0018] 상기 신호 전이 부분은, 상기 동축 케이블의 외부 전도체로부터 연장되고 상기 동축 케이블의 외부 전도체를 상기 제1 전도성 판에 전기적으로 연결하는 외부 커넥터를 포함할 수 있다. 상기 외부 커넥터의 근위 단부는 상기 동축 케이블의 외부 전도체 주위를 랩핑(wrapping)하도록 굴곡될 수 있다. 상기 외부 커넥터는 상기 동축 케이블의 외부 전도체로부터 멀어지는 방향으로 연장되면서 테이퍼(taper)질 수 있다(즉, 폭이 감소할 수 있다).

[0019] 본 발명의 다른 측면에서, 각 조 부재는 자체 손실 전송 라인을 포함할 수 있다. 이 배열에서, 전력 스플리터(power splitter)는, 각 조 부재에 하나씩, 한 쌍의 전송 라인들 사이에 전력을 분할하는데 사용될 수 있다. 따라서, 본 발명의 제2 측면에 따라, 전기 수술 겸자로서, 서로에 대해 선회 가능하며 사이에 있는 갭을 개폐하는 한 쌍의 조 부재; 상기 갭에 인접하여 상기 한 쌍의 조 부재 중 하나에 장착된 제1 전송 라인 구조물; 상기 제1 전송 라인 구조물과 대향하여 상기 갭에 인접하여 상기 한 쌍의 조 부재 중 다른 것에 장착된 제2 전송 라인 구조물; 마이크로파 주파수 에너지를 운반하는 동축 케이블; 및 상기 동축 케이블의 원위 단부에 있는 전력 스플리터를 포함하되, 상기 전력 스플리터는 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물 사이에 상기 동축 케이블에 의해 운반되는 상기 마이크로파 주파수 에너지를 분할하도록 배열되고, 여기서 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물의 각각은 상기 마이크로파 에너지를 진행파로 지원하는 불균형 손실 전송 라인으로 구성되며, 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물의 각각은 상기 진행파를 따라 상기 마이크로파 에너지에 비-공진하는 전기적인 길이를 구비하는, 상기 전기 수술 겸자가 제공된다.

[0020] 상기 제1 전송 라인 구조물과 상기 제2 전송 라인 구조물의 각각은 평행한 전송 라인 또는 동축 전송 라인이다. 전력 스플리터는 가요성 마이크로스트립 전송 라인 또는 동축 전송 라인의 배열을 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 신호 전이는 윌킨슨 전력 디바이더(Wilkinson power divider), 2개의 1/4 파장 변환기(quarter wavelength transformer) 배열, 3dB 전력 스플리터 등 중 어느 것을 포함할 수 있다. 윌킨슨 전력 디바이더가 동축 케이블의 원위 단부에서 이용가능한 전력을 2개의 동일한 부분으로 분할하는데 사용되는 경우, 상기 신호 전이는 동작 주파수에서 각 1/4 파장 길이인 2개의 반-원형 또는 직선 구획을 포함할 수 있고, 즉 상기 스플리터의 전체 길이는 동작 주파수에서 반 파장이다. 이 배열에서 2개의 반-원형 또는 직선 구획을 형성하는 전송 라인의 임피던스는 다음 수식;

[0021] 
$$Z_w = \sqrt{2}Z_0$$

- [0022] 으로 설정되고, 여기서  $Z_w$ 는 윌킨슨 전력 디바이더를 형성하는 라인의 임피던스이고,  $Z_0$ 는 동축 케이블의 특성 임피던스이다. 바람직한 실시예에서, 동축 케이블의 임피던스는 조 내 전송 라인과 동일하도록 설정되고, 이 전송 라인은 처리되는 생물학적 조직과 동일하도록 설정된다.
- [0023] 2개의 1/4 파장 변환기가 사용되는 배열에서, 각 1/4 파장 암(quarter wavelength arm)의 근위 단부에는, 이 점을 급전하는 전송 라인의 특성 임피던스의 임피던스의 2배인 값을 구비하는 가상 임피던스가 존재하는데, 즉 전송 라인의 단부에서 '보이는' 임피던스는 가상 임피던스의 값의 절반이다. 이것은, 2개의 1/4 파장 변환기 구획이 동일한 임피던스라는 것과, 2개의 조들 각각 내 전송 라인의 임피던스가 동일하다는 것과, 2개의 조들 내 전송 라인의 임피던스의 것과 동일하거나 근접한 임피던스 값을 구비하는 균질한 생물학적 조직이 각 조와 우수한 접촉을 하는 것을 가정한다.
- [0024] 추가적인 배열은, 라인이  $\sqrt{2Z_0}$ 의 임피던스를 갖고 각 암이 1/4 파장 변환기에 연결된, 윌킨슨 전력 디바이더를 급전하는  $Z_0$ 의 특성 임피던스를 갖는 전송 라인 케이블을 사용할 수 있는데, 여기서 이 임피던스는 특성 임피던스( $Z_0$ )를, 조직의 임피던스( $Z_t$ )와 잘 매칭된 조들 내 전송 라인의 임피던스에 매칭시킨다.
- [0025] 한 쌍의 조 부재는 예를 들어 스프링 등을 사용하여 이격되게 바이어스될 수 있다. 스프링은 마이크로파 주파수 에너지가 전도성 판들 사이에 손실되는 방식과 간섭하지 않는 플라스틱 또는 다른 적절한 물질로 만들어질 수 있다. 대안적으로, 조 부재는 또한 메모리 금속, 예를 들어, 니티놀 와이어(Nitinol wire)로 전체적으로 또는 부분적으로 만들어질 수 있고, 구조물(와이어)에 열을 인가하는 것에 기초하여 개폐될 수 있다. 이 열은, 추가적인 급전 라인을 사용하는 것을 수반할 수 있는 DC 전력 소스(저항 가열)를 사용하여 생성되거나, 또는 조에 마이크로파 장이 인가될 때 생성될 수 있다. 후자의 경우에, 손실 물질의 구획을 조 내에 또는 조 상에 포함하여, 즉 페인트하거나 적층(deposit)하여, 손실 물질이 마이크로파 장의 일부를 흡수하여 국부적인 열을 생성하는 것에 의해 조를 폐쇄(또는 개방)시키는 것이 바람직할 수 있다.
- [0026] 상기 겹차는 원통형 시스(sheath)에 장착될 수 있는데, 즉 동축 케이블과 한 쌍의 조 부재를 위한 인클로저(enclosure)에 장착될 수 있다. 상기 시스는 한 쌍의 조 부재를 노출하도록 수축가능할 수 있다. 상기 시스는 보호 커버로 작용하며 내시경의 기기 채널을 통해 겹차를 삽입할 수 있게 한다. 원통형 시스의 직경은 2.8mm 미만일 수 있다.
- [0027] 상기 겹차는 한 쌍의 조 부재와 기계적으로 연결되는 조 폐쇄 기구(jaw closing mechanism)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 조 폐쇄 기구는 하나 이상의 당김 와이어(pull wire)를 통해 한 쌍의 조 부재와 연결되는 당김 트리거(pull trigger)와 핸들을 포함할 수 있다. 겹차가 내시경을 통해 삽입되는 경우 당김 와이어는 시스를 통해 동축 케이블을 따라 연장될 수 있다. 일 실시예에서, 상기 조 폐쇄 기구는 조 부재의 표면들이 조 부재의 길이를 따라 동시에 만나는 방식으로 조 부재들이 함께 폐쇄되는 것을 보장하도록 배열된 팬터그래프(pantograph)를 포함할 수 있다.
- [0028] 상기 한 쌍의 조 부재는, 예를 들어, 상기 시스를 회전시키는 것에 의해 회전할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0029] 본 발명의 실시예는 첨부 도면을 참조하여 아래에 설명된다:
  - 도 1은 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 겹차의 모델링된 구조물을 도시하는 도면;
  - 도 2는 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 겹차의 모델링된 예에 대한 리턴 손실을 도시하는 그래프;
  - 도 3은 혈액 내 시물레이팅된 전력 손실 밀도를 도시하는, 도 1에 도시된 모델링된 구조물의 측면도;
  - 도 4는 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 겹차의 다른 모델링된 예에 대한 리턴 손실을 도시하는 그래프;
  - 도 5는 조 부재들 사이에 더 작은 간격을 두고 혈액 내 시물레이팅된 전력 손실 밀도를 도시하는, 도 3의 모델링된 구조물의 측면도;
  - 도 6은 본 발명의 일 실시예인 전기 수술 겹차의 개략도;
  - 도 7은 본 발명의 일 실시예인 내시경 마이크로파 겹차의 개략도;
  - 도 8a는 가요성 마이크로스트립 전송 라인을 사용하여 구현될 수 있는 윌킨슨 전력 디바이더 배열을 도시하는

도면;

도 8b는 동축 전송 라인을 사용하여 구현될 수 있는 윌킨슨 전력 디바이더 배열을 도시하는 도면;

도 9a는 전송 라인을 사용하여 구현된 윌킨슨 전력 디바이더를 사용하는 전기 수술 겸자에 대한 제1 설계를 도시하는 도면;

도 9b는 전송 라인을 사용하여 구현된 윌킨슨 전력 디바이더를 사용하는 전기 수술 겸자에 대한 제2 설계를 도시하는 도면; 및

도 9c는 전송 라인을 사용하여 구현된 윌킨슨 전력 디바이더를 사용하는 전기 수술 겸자에 대한 제3 설계를 도시하는 도면.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0030] 본 발명은 내시경의 채널을 통해 동작될 수 있는 마이크로파 응고 겸자를 제공한다. 내시경의 채널의 직경은 2.2mm, 2.8mm 또는 3.2mm일 수 있다. 겸자의 목적은 얇은 조직 구획을 파괴하고, 예를 들어, 5.8GHz 이상의 주파수에서 마이크로파 에너지를 사용하여 겸자들 사이에 홀딩되는 부분을 응고시키거나 소작하는 것이다.

[0031] 알려진 마이크로파 겸자와는 달리, 본 발명은 마이크로파 에너지를 복사하도록 설계된 것이 아니다. 대신, 겸자에서 하나의 죠 또는 바람직하게는 두 개의 죠는 불균형 손실 전송 라인으로 작용하도록 설계된다. 이 기능은 죠의 선택된 기하학적 형상으로부터 발생할 수 있다.

[0032] 손실 전송 라인 구조물의 장점은, 조직으로 전달되는 전력이 조직과 접촉하는 영역에 보다 정확히 집중될 수 있는 것이다. 알려진 복사 디바이스에서, 효율적인 안테나 기능은 전체 안테나 구조물과 조직 사이의 접촉에 기초할 수 있고, 이에 의해, 전체 안테나 길이를 따라 조직이 접촉하지 않으면, 안테나가 효율적으로 동작하는 것이 방지되어, 조직으로 전달되는 (그리고 기기로 되반사되는) 에너지의 양에 영향을 미칠 수 있다. 이런 설계에서, 죠 부재의 일부만을 차지(터치)하는 경우에도 죠 부재에 홀딩된 부분으로 전력이 전달될 수 있다. 나머지 대부분의 전력은 환자로 복사되는 것이 아니라 생성기로 되반사된다. 이 구조물은 또한 마이크로파 에너지가 생성기로 되돌아가는 경로를 따라 리턴할 때 기기의 죠를 따라 되반사되는 반사된 마이크로파 에너지가 향상된 조직 응고를 생성하는데 사용될 수 있다는 측면에서 임상적 이익을 제공한다. 조직과 접촉하는 2개의 죠에 의해 형성된 전송 라인의 원위 단부에서, 라인이 이 점에서 공기 또는 일부 다른 미스매칭된 매체 내에 있는 것으로 인해 총 미스매칭이 발생하고, 그리하여 반사 계수는 1이거나 또는 1에 근접하고, 즉 모든 파는 죠를 따라 소스로 되 이동하기 시작한다). 전송 라인 구조물은 반사 계수 또는 임피던스 매칭에 기초하여 동작하고, 이에 의해 접촉 조직의 임피던스가 전송 라인의 임피던스에 잘 매칭된 경우 (반사 계수는 0이거나 또는 0에 근접한다). 이상적으로, 모든 에너지는 죠와 접촉하는 생물학적 조직으로 흡수되고 그래서 모든 에너지는 죠의 원위 단부에 도달하는 시간에 의해 소모되어서, 에너지는 죠 내 전송 라인 구조물을 따라 다시 생성기로 되반사되지 않는다. 에너지가 전달되는데 공진이 요구되지 않으므로, 죠 부재에서 전송 라인의 전기적인 길이가 예를 들어 안테나에 대한 것과 동일한 방식으로 제한되지 않는다. 따라서, 본 발명에 사용되는 전송 라인의 전기적인 길이는 (전송 라인이 생물학적 조직으로 부하 걸릴 때) 마이크로파 에너지의 주파수에서, 즉 마이크로파 에너지의 1/4 부하 걸린 파장의 배수가 아닌 주파수에서 비-공진할 수 있다.

[0033] 임의의 점에서 생물학적 조직으로 전달되는 전력은 다음 수식:

[0034] 
$$P_t = P_i(1 - \Gamma^2)$$

[0035] 으로 주어지고, 여기서  $P_t$ 는 특정 점에서 조직으로 전달되는 전력이고,  $P_i$ 는 전송 라인이 조직 부하와 접촉하는 점에서 입사 전력이고,  $\Gamma$ 는 다음 수식:

[0036] 
$$\Gamma = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0}$$

[0037] 에 의해 전송 라인의 임피던스( $Z_0$ )와 조직 부하의 임피던스( $Z_L$ )와 관련된 이 점에서의 반사 계수이다. 본 발명은 특히 위장(GI) 관에서 용종의 줄기(stem of a polyp)를 밀봉하고 절단할 필요가 있는 용종절제술 절차에서 사용될 수 있다. 이러한 상황에서, 용종의 줄기는 겸자의 모든 죠들과 접촉하지 않을 수 있다.

[0038] 도 1은 본 발명의 일 실시예인 마이크로파 응고 겸자에 대한 기본 대표 설계를 도시한다. 이 설계는 생물학적

조직에서 리턴 손실과 전력 밀도를 최적화하기 위해 구조물에 여러 변형이 이루어질 때 성능을 시뮬레이션하는 데 사용된 CST 마이크로파 스튜디오(등록상표)(CST Microwave Studio®)를 사용하여 생성된 모델이다.

[0039] 아래 예는 내시경에서 겸자의 사용을 설명하지만, 본 발명은 이런 방식으로 제한될 필요가 없다. 본 발명은 복강경 기술에 적용되거나 또는 개복 수술에 사용될 수 있다.

[0040] 도 1은 본 발명의 일 실시예인 한 쌍의 마이크로파 응고 겸자(100)를 도시한다. 겸자(100)는 적절한 생성기(미도시)로부터 내시경 기기 채널 아래 한 쌍의 조 부재(104, 106)로 마이크로파 에너지를 운반하는 동축 케이블(102)을 포함한다. 생성기는 제어가능하고 안정적인 마이크로파 신호를 전달할 수 있는 임의의 디바이스일 수 있다. 예를 들어, WO 2012/076844에 개시된 장치가 사용될 수 있다.

[0041] 동축 케이블(102)은 내시경의 기기 채널에 조 동작 기구(jaw operation mechanism)를 위한 공간을 허용하기 위하여 약 1.2mm 또는 2.2mm 직경일 수 있다. 후버+수너(Huber+Suhner)에서 제조한 수코폼(Sucoform) 47는, 1.2mm 직경이고 그 채널 내에서 케이블로 내시경을 최대로 조작할만큼 충분히 가요성이 있는 적절한 케이블이다.

[0042] 이 실시예에서, 겸자의 조 부재(104, 106)는 굴곡된 전방 단부와 후방 단부를 갖는 0.5mm 두께와 2mm 폭의 2개의 전도성(예를 들어, 금속) 판으로 모델링된다. 제1 조 부재(104)는 각진 테이퍼진 커넥터(110)를 통해 동축 케이블(102)의 외부 전도체(108)에 전기적으로 연결된다. 제2 조 부재(106)는, 외부 전도체(108)의 단부를 넘어 내부 전도체를 둘러싸는 유전체(114)와, 이 내부 전도체의 연장부인 연결 부재(112)에 의해, 동축 케이블의 내부 전도체(미도시)에 전기적으로 연결된다.

[0043] 조 부재(104, 106)는 서로에 대해 이동되며 사이의 겹을 개폐한다. 예를 들어, 조 부재(104, 106)는 힌지 또는 피벗(pivot)(미도시)에 연결될 수 있다. 겸자(100)는 조 부재와 디바이스의 원위 단부 사이에 기계적인 연결을 제공하는 조 동작 기구를 포함할 수 있다. 예를 들어, 조 동작 기구는 내시경의 기기 채널을 통해 동축 케이블(102)을 따라 연장되는 하나 이상의 당김 와이어를 포함할 수 있다. 이러한 조 동작 기구는 잘 알려져 있다. 다른 실시예에서, 팬더그래프 배열은 조 부재의 표면들이 동시에 조 부재의 길이를 따라 전체적으로 만나는 방식으로 조 부재를 개폐하는데 사용될 수 있다.

[0044] 조 부재(104, 106)는 예를 들어 스톱퍼(stopper)에 의해 힌지에 설정된 최대 분리거리 2mm를 구비할 수 있다. 조 부재(104, 106)는, 함께 가압될 때, 대각선에 걸쳐 2.23mm에 이르는 원위 단면적을 나타낼 수 있다. 이것은 외부 시스(미도시)가 조 부재 주위에 끼워지면서도 여전히 내시경의 기기 채널을 통과할 수 있을 만큼 충분히 작다. 시스는 겸자가 내시경의 기기 채널 아래로 삽입될 때 겸자를 (예를 들어 손상 또는 오염으로부터) 보호하거나, 또는 도구가 환자 내 위치로 조작될 때 장애 또는 다른 손상을 방지하는 역할을 할 수 있다. 시스는 겸자의 회전을 보조하기 위해 토크 안정성이 있을 수 있다. 시스는 겸자가 사용 위치에 있을 때 조 부재를 노출시키도록 수축가능할 수 있다. 대안적으로, 겸자는 시스의 단부를 넘어 돌출하도록 연장가능할 수 있다. 실제로 조 부재를 형성하는 전도성 판은 사용시 원치 않는 굴곡을 방지할만큼 충분한 강성(stiffness)을 보유하는 한, 더 얇을 수 있는데, 예를 들어, 0.4mm 이하일 수 있다.

[0045] 본 발명에 따라, 전도성 판의 기능은 조 부재로 전달되는 마이크로파 주파수 에너지를 주변 환경으로 누설하는 불균형 손실 전송 라인으로 동작하는 것이다. 블레이드(blade)의 기하학적 형상을 최적화하기 위해, 표 1에 도시된 바와 같이 다수의 파라미터를 변화시키면서 모델링된 구조물의 리턴 손실이 시뮬레이션되었다.

표 1

파라미터 가변된 시뮬레이션

실행 번호	와이어의 길이 (mm)	판의 길이 (mm)	조의 폭 (mm)	기타
0	9	5	2	
1	6	5	2	
2	4	5	2	
3	3 내지 5	5	2	
4	4	3 내지 6	2	
5	3	4	2	
6	3	4	2	밸톤과 함께
7	3	4	0.75 : 내지 3.25	
8	3	4	2	
9	3	4	2	갭 1mm

[0046]

- [0047] 파라미터 와이어 길이는 동축 케이블을 전도성 판에 결합시키는 와이어의 길이, 예를 들어, 커넥터(110)와 연결 부재(112)의 길이에 대응한다. 실제로 와이어는 유사한 길이를 구비하는 것이 바람직할 수 있다. 길이 차이는 작아야 하는데, 예를 들어 동작 마이크로파 주파수에서 파장의 1/8 미만이어야 한다. 3mm 와이어 길이와 4mm 블레이드 길이에서 리턴 손실은 도 2에 도시된 바와 같이 5.8GHz에서 7dB보다 더 우수한 것으로 발견되었다. 이것은 20% 미만의 전력이 생성기 쪽으로 되반사되고, 80% 이상이 전도성 판에 사용가능한 것을 의미한다. 이것은 임의의 개선이 판에서 이용가능한 전력을 25% 미만만큼 증가시킬 수 있어서 적절한 효율이다.
- [0048] 도 3은 생물학적 조직(이 경우에, 혈액)이 쇼 부재들 사이의 구역에 존재할 때 3mm 와이어 길이와 4mm 판 길이에 대해 쇼 부재들 사이의 구역에서 전력의 흡수를 시뮬레이션한 결과를 도시한다. 전력 손실 밀도는 판의 원위 단부와 근위 단부의 단부 구역(116)과 중심 구역(114) 간에 상이하다.
- [0049] 중심 구역(114)에서 전력 손실 밀도는 1 W 입력 전력에 대해 약 65dBW/m<sup>2</sup>이다. 실제로, 디바이스는 10W의 입력 전력으로 사용될 수 있고, 이에 의해 이 구역에서 전력 손실 밀도(가열 전력)는 15dBW/cm<sup>2</sup>일 수 있는 것으로 기대된다. 이것은, 조직의 비열용량이 약 4.2 J/g/K이고, 조직의 밀도가 약 1 g/cm<sup>3</sup>이어서 조직의 열 용량이 약 4.2 J/cm<sup>3</sup>/K이라고 가정하면, 약 7 Ks<sup>-1</sup>만큼 혈액의 온도를 상승시키기에 충분한 약 30 W/cm<sup>2</sup>이다.
- [0050] 단부 구역(116)에서, 가열 속도는 이것의 약 3배, 즉 20 Ks<sup>-1</sup>이다.
- [0051] 이 예에서, 판들 사이 구역의 용적은 4mm 길이 x 2mm 폭과 2mm 높이, 즉 16 mm<sup>3</sup>이다. 평균 전력 밀도는 약 90 W/cm<sup>2</sup>이므로, 이 구역에서 흡수된 총 전력은 약 1.5 W이다. 커넥터(110)와 연결 부재(112)가 판 쪽으로 플레어(flare out)되는 삼각형 갭 안으로 관입하는 혈액 또는 조직이 또한 가열될 수 있는 것으로 기대된다.
- [0052] 도 4는 판들의 분리거리가 1mm로 감소될 때 리턴 손실을 도시한다. 5.8GHz에서 리턴 손실은 단지 7dB 초과로부터 단지 6dB 초과로 변화한다. 그러나 이 변화에도 불구하고, 75%를 초과하는 입사 전력이 조직을 가열하는데 이용 가능하다.
- [0053] 도 5는 더 작은 판 간격에 대해 쇼 부재들 사이 구역에서 전력 흡수를 시뮬레이션한 결과를 도시하고, 여기서는 약간 더 낮은 총 전력이 조직 두께의 절반에 집중되기 때문에 전력 손실 밀도는 더 높은 것이 기대될 수 있는 것으로 볼 수 있다. 1W 입사 전력에 대해 갭의 중심 구역(118)에서 지시된 전력 밀도는 약 9 Ks<sup>-1</sup>의 온도 상승에 대응하는 10W 입사 전력에 대해 약 38 W/cm<sup>2</sup>에 대응하는 약 66dBW/m<sup>2</sup>이다.
- [0054] 실제 디바이스에서, 쇼 부재들은, 예를 들어, 스프링 등을 사용하여 이격되게 바이어스될 수 있다. 이러한 스프링은 플라스틱으로 만들어져서, 전술된 시뮬레이션의 결과에 영향을 미치지 않을 수 있다.
- [0055] 커넥터(110)의 형상은 마이크로파 에너지를 쇼 부재(104, 106)로 전송하는 것을 개선하도록 최적화될 수 있다. 특히, 커넥터가 유전체(112) 주위로 굴곡되도록 동축 케이블(112)에서 커넥터(110)의 근위 단부에 중공을 형성하는 것이 바람직하다. 이 기하학적 형상은 동축 케이블(112)의 동축 전송 라인으로부터 쇼 부재(104, 106)의 트윈(twin) 전송 라인으로 변화를 보다 점진적으로 만드는 것에 의해 리턴 손실을 개선시킨다.
- [0056] 도 6은 본 발명의 일 실시예인 내시경 마이크로파 겸자(300)의 개략도를 도시한다. 겸자(300)는 연장되는 가요성 급전 케이블(306)을 구비하는 몸체(308)를 포함한다. 급전 케이블(306)은 스케일에 맞는 것은 아니고; 이 급전 케이블은 내시경(미도시)의 기기 채널 아래로 삽입되기에 적절한 길이와 직경을 구비한다. 이 케이블은 내시경 또는 위내시경의 기기 채널 아래로 삽입될 수 있도록 전체 직경이 2.8mm 미만일 수 있다. 급전 케이블(306)은 전술된 동축 케이블과 쇼 개방 기구(jaw opening mechanism)를 포함하는 외부 슬리브를 포함한다. 케이블(306)의 원위 단부에는 한 쌍의 쇼 부재(302, 304)가 있고, 이 한 쌍의 쇼 부재는, 힌지(305) 주위로 서로에 대해 선회 가능하며, 쇼 개방 기구의 제어 하에 대항하는 표면들 사이의 공간을 개폐할 수 있다.
- [0057] 몸체(308)는 종래 방식으로 쇼 폐쇄 기구를 동작시키는 당김 트리거(312)와 핸들(310)을 포함한다. 당김 트리거(312)는 대안적으로 쇼를 개폐시킬 수 있는 기계적인 슬라이더 또는 임의의 다른 적절한 기구일 수 있다. 몸체(308)는 적절한 케이블(314)에 의해 마이크로파 신호 생성기(미도시)에 연결된다.
- [0058] 쇼 부재(302, 304)의 기하학적 형상은 전술된 바와 같이 손실 전송 라인으로 기능하도록 선택된다.
- [0059] 도 7은 마이크로파 겸자를 내시경(400)의 기기 채널(402)을 통해 삽입하는 본 발명의 다른 실시예를 도시한다. 급전 케이블(404)의 근위 단부는, 전술된 바와 같이 쇼 기구를 동작시키는 당김 트리거(408)를 포함하는 핸들

(406)에서 종료한다. 핸드 그립(hand grip)(410)은 급전 케이블에 클램핑되어, 케이블을 회전시켜 케이블의 원위 단부에서 조(412)의 배향을 제어하는 수단을 제공한다. 급전 케이블의 외부 슬리브는 토크 안정성을 제공하고, 즉 동축 케이블에 대해 슬리브가 비틀리는 것에 저항하는 내부 브레이드(braid)를 포함할 수 있다. 이상적으로, 디바이스의 근위 단부에서 핸들이 회전하는 것과, 원위 단부에서 조들이 원형으로 움직이는 것 사이에는 1:1 변환이 있지만, 더 작은 변환 비율이 있을 수 있고, 예를 들어 1:2 변환 비율도 충분할 수 있다.

[0060] 도 8a는 2개의 1/4 파장 반원형 라인 또는 암을 사용하여 입력 전력(P1)을 2개의 동일한 부분(P2 및 P3)으로 분할하는 기능을 하는 월킨슨 전력 디바이더(500)의 제1 구성을 도시한다. 각 암은 또한 임피던스 변환기로 기능할 수 있다. 따라서, 구조물의 전체 물리적인 길이는 동작 주파수에서 전기적인 파장의 절반이다. 이 전력 분할 설계를 실제 사용하기 위하여, 구조물은 가요성 마이크로파 기판 위에 제조되고, 여기에 트랙이 인쇄되거나 또는 광 에칭될 수 있는 것이 바람직할 수 있다. 2개의 출력 포트(P2 및 P3)를 균형맞추기 위하여, 균형 저항기(502)를 포함하는 것이 바람직하고; 이 균형 저항기의 임피던스 값은 바람직하게는 특성 임피던스의 2배이어야 한다.

[0061] 도 8b는 월킨슨 전력 디바이더(600)의 제2 구성을 제공한다. 이 구성에서, 동축 라인(602, 604)이 디바이더를 구현하는데 사용된다. 표준 75Ω 동축 케이블이 1/4 파장 구획(602, 604)에 사용되는 경우, 디바이더는 50Ω 입력 포트와 출력 포트에 적절한 매칭을 제공한다. 이상적으로, 입력 포트와 출력 포트가 50Ω인 경우, 1/4 파장 암들 각각의 임피던스는  $70.71\Omega (= \sqrt{2} \times 50)$ 이다. 실제로, 동축 임피던스 변환기는 내시경에 끼우기 위하여 가능한 한 작고 가요성이어야 한다.

[0062] 도 9a는, 동작 주파수에서 생물학적 조직(704)의 임피던스( $Z_t$ )가 조 내 전송 라인(706)의 임피던스와 동일하고, 또한 마이크로파 에너지 생성기를 디바이스에 연결하는 동축 케이블(708)의 임피던스와도 동일한, 월킨슨 전력 디바이더(702)를 사용하는 제1 예시적인 마이크로파 검자 디바이스(700)에 대한 개략 아웃라인을 도시한다. 도 9a에서 1/4 파장 변환기(710)는 생성기(712)의 출력과 동축 케이블(708) 사이 근위 단부에 사용되어, 생성기(712)의 출력 임피던스( $Z_s$ )를 동축 케이블(708)의 임피던스(이것은 이 실시예에서 또한 생물학적 조직(704)의 임피던스와, 조 내 전송 라인(706)의 임피던스이다)에 매칭시킨다. 1/4 파장 변환기(710)의 임피던스는

$\sqrt{Z_s \times Z_t}$  로 설정된다. 보통, 마이크로파 에너지 생성기(712)의 출력 임피던스는 50Ω이고, 만약 혈액의 임피던스가 바람직한 동작 주파수에서 25Ω인 것으로 가정하면, 1/4 파장 변환기(710)의 임피던스는 35.36Ω인 것이 필요하다. 이 변환기는 실제 내부 전도체의 직경을 증가시키거나, 외부 전도체의 내부 직경을 감소시키거나, 내부 전도체와 외부 전도체를 분리시키는 물질의 상대 유전율(유전 상수)의 값을 증가시키거나, 또는 이들 파라미터의 조합을 가변시키는 것에 의해 표준 50Ω 동축 전송 라인을 사용하여 구현될 수 있다. 25Ω 동축 전송 라인을 제조하는 것이 상대적으로 간단해질 수 있다.

[0063] 도 9b는, 생성기(812)를 기기에 연결하는 동축 케이블(808)의 임피던스( $Z_0$ )가 공칭 50Ω의 생성기의 출력 임피던스( $Z_s$ )와 동일한, 월킨슨 전력 디바이더(802)를 사용하는 제2 예시적인 마이크로파 검자 디바이스(800)에 대한 개략 아웃라인을 도시한다. 도 9b에서 월킨슨 전력 디바이더(802)의 각 암의 원위 단부와, 생물학적 조직(804)에 결합된 각 전송 라인(806)의 근위 단부 사이에는 1/4 파장 변환기(810, 811)가 위치된다. 이 예에서, 생물학적 조직의 임피던스( $Z_t$ )가 조 내 전송 라인(806)의 임피던스와 잘 매칭된 것으로 가정되면, 1/4 파장 매

칭 변환기(810)의 임피던스는  $\sqrt{Z_0 \times Z_t}$  이다.

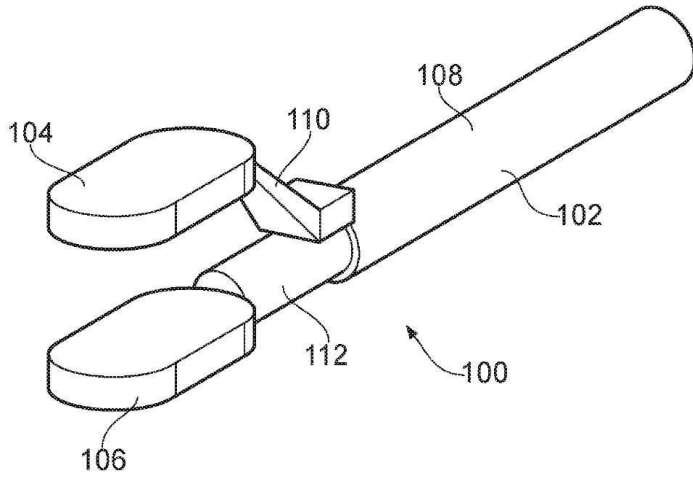
[0064] 도 9c는, 한 쌍의 1/4 파장 전송 라인 변환기 구획(902, 903)을 사용하여 생물학적 조직(904)의 임피던스를, 동축 케이블(908)과 마이크로파 에너지 생성기(912)의 임피던스와 매칭시켜, 생성기와 조직 부하 사이에 효율적인 전력 전송을 보장하는 제3 예시적인 마이크로파 검자 디바이스(900)에 대한 개략 아웃라인을 도시한다. 다시, 이 구성에서 조 내 전송 라인(906)의 임피던스는 생물학적 조직( $Z_t$ )의 임피던스와 잘 매칭된 것으로 가정된다.

이 배열에서, 각 변환기(902, 903)는 조에서 '보이는' 임피던스를, 동축 케이블(908)의 특성 임피던스의 2배와 같은 값을 가지는 가상 임피던스로 변환하여, 변환기의 2개의 암의 근위 단부를 평행하게 연결하는 것에 의해 급전 케이블(메인 마이크로파 전송 라인)의 특성 임피던스와 같은 임피던스를 제공할 수 있다. 동축 케이블(908)의 임피던스( $Z_0$ )는 생성기(912)의 출력 임피던스( $Z_s$ )와 동일할 수 있고, 그리하여 2개의 1/4 파장 임피던스 변환기의 기능은  $Z_0$ 을  $Z_t$ 에 매칭시키는 것이다. 또한 2개의 변환기는 이 점에서 평행하게 연결되어서, 1/4 파장 임피던스 변환기 각각의 근위 단부에서 보이는 임피던스는  $2Z_0$ 인 것으로 이해된다. 따라서, 1/4 파장 매칭 구획

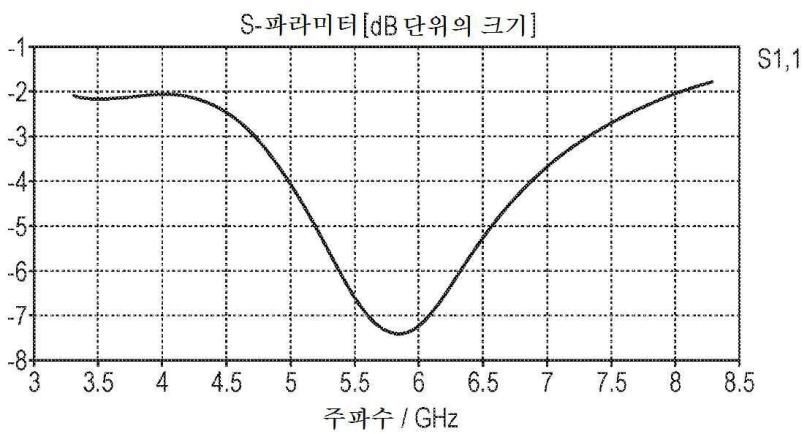
(902, 903)의 임피던스는  $\sqrt{2Z_0 \times Z_t}$ 이다.

도면

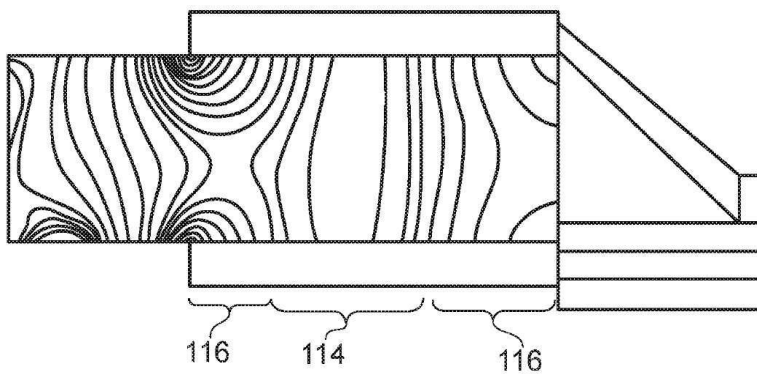
도면1



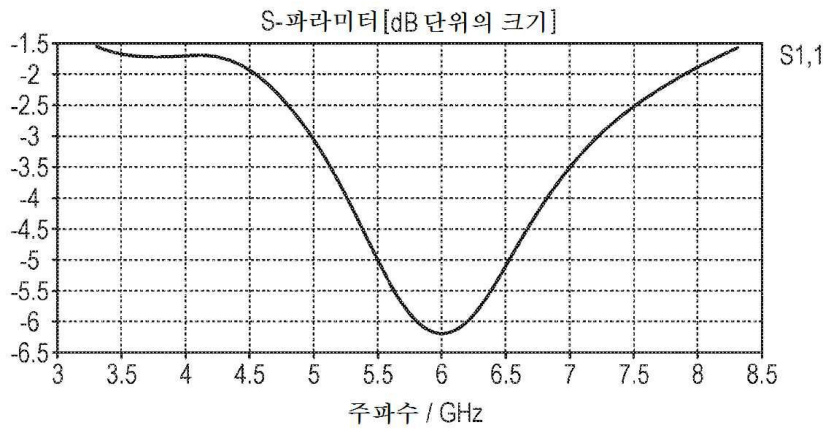
도면2



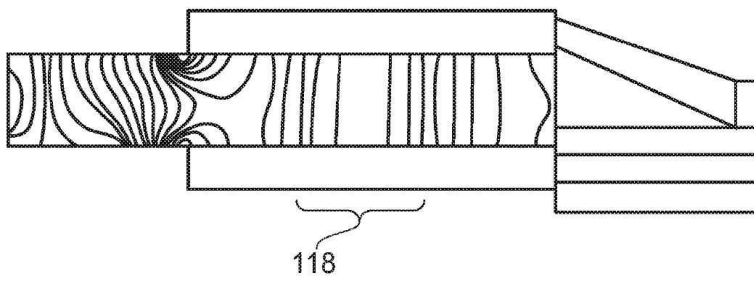
도면3



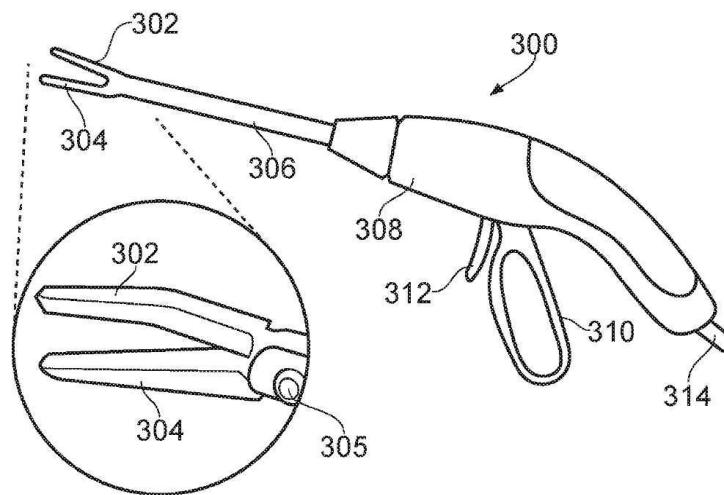
도면4



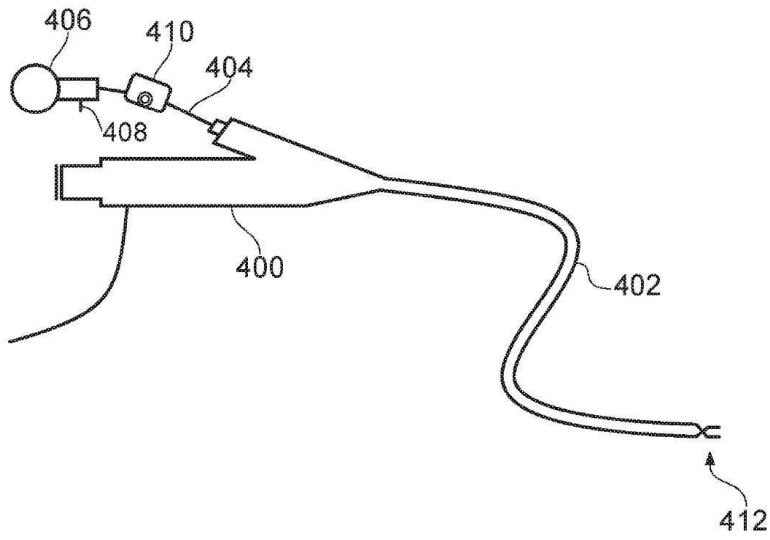
도면5



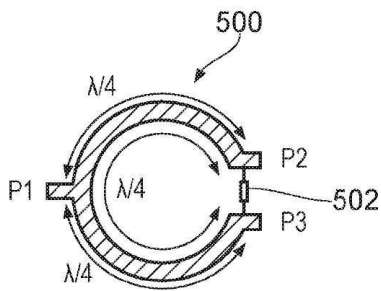
도면6



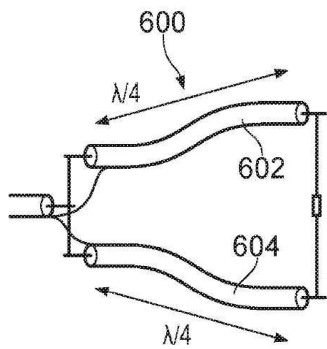
도면7



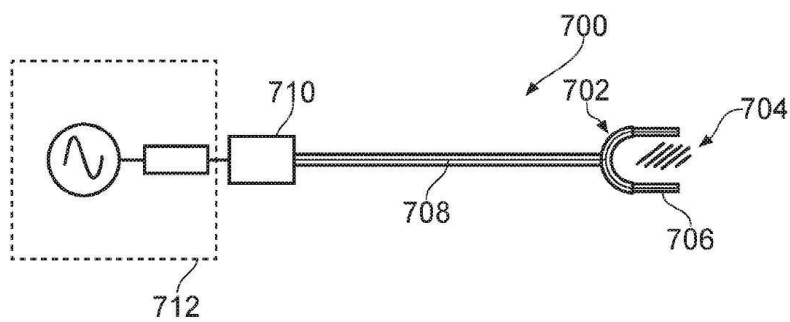
도면8a



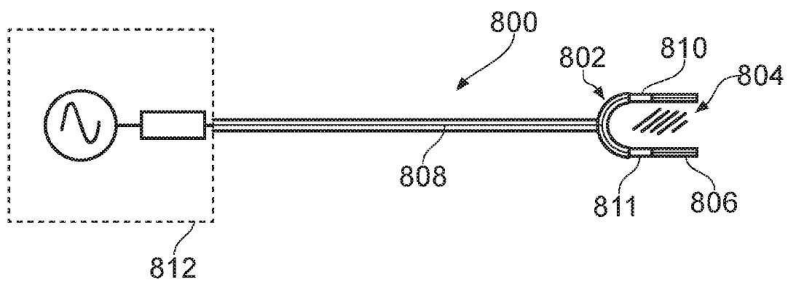
도면8b



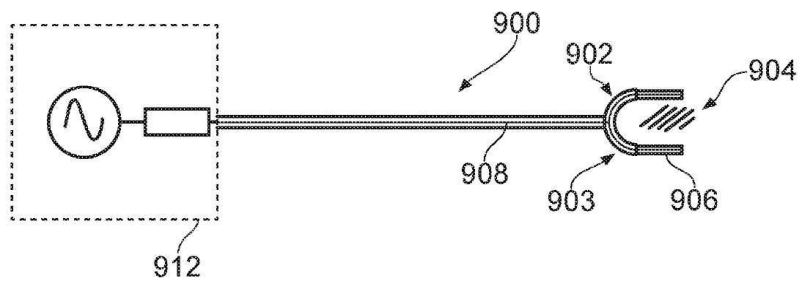
도면9a



도면9b



도면9c



专利名称(译)	标题：用于从传输线结构传递微波能量的非共振不平衡损耗电外科钳		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020160067112A</a>	公开(公告)日	2016-06-13
申请号	KR1020167009034	申请日	2014-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	Keurioh医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Keurioh医药有限公司		
[标]发明人	HANCOCK CHRISTOPHER PAUL 한콕크리스토퍼폴 WHITE MALCOLM 화이트말콤		
发明人	한콕,크리스토퍼폴 화이트,말콤		
IPC分类号	A61B18/18 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00404 A61B2018/00482 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61B2018/0063 A61B2018/1861		
优先权	2013017713 2013-10-07 GB		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

电外科手术钳技术领域本发明涉及电外科手术钳，其位于钳子的元组内或者由该元组形成的特定共振不平衡损失传输线结构水将微波能量传递给生物组织。传输线结构水可以形成在同轴电缆的内部导体和外部导体中，各个面对的导电构件通过元件之间的间隙电连接。或者，当自身损耗传输线包括并且功率分配器将微波能量与同轴电缆分开时，使用每个元组构件。钳子可用作胃肠道，腹腔镜手术或脑室切开术的内窥镜。

