



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0107428
(43) 공개일자 2017년09월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 18/12 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)

A61B 5/042 (2006.01) *A61B 5/06* (2006.01)

A61B 5/15 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 18/1206 (2013.01)

A61B 18/1492 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-7016558

(22) 출원일자(국제) 2015년11월18일

심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2017년06월16일

(86) 국제출원번호 PCT/US2015/061419

(87) 국제공개번호 WO 2016/081650

국제공개일자 2016년05월26일

(30) 우선권주장

62/081,710 2014년11월19일 미국(US)

(뒷면에 계속)

(71) 출원인

어드밴스드 카디악 테라퓨틱스, 인크.

미국, 95054 캘리포니아, 산타클라라 레이크사이드 드라이브 2880 스위트 250

(72) 발명자

도린 파네스쿠

미국, 95054 캘리포니아, 산타클라라 레이크사이드 드라이브 2880 스위트 250

제시 이. 존슨

미국, 95054 캘리포니아, 산타클라라 레이크사이드 드라이브 2880 스위트 250

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

홍승훈

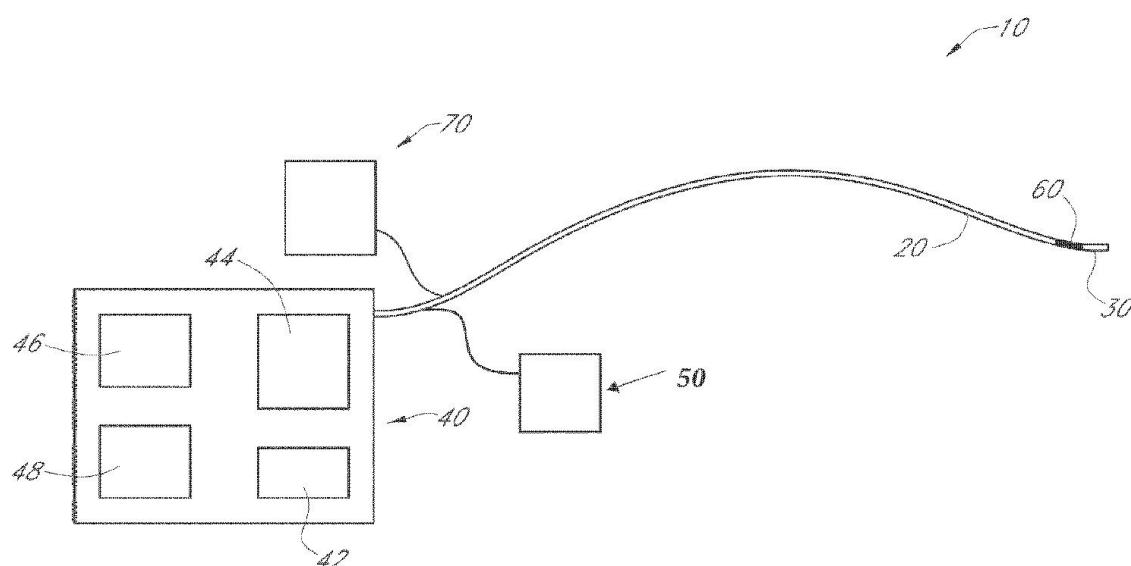
전체 청구항 수 : 총 440 항

(54) 발명의 명칭 고분해능 전극 어셈블리를 이용한 절제 장치, 시스템 및 방법

(57) 요 약

일부 실시예에 따르면, 절제 장치는, 균단부와 원단부를 가진 신장 몸체(예를 들어, 카테터), 상기 신장 몸체의 상기 원단부에 배치된 제1 전극(예를 들어, 무선주파수 전극), 상기 제1 전극에 근접한 위치에 배치된 적어도 제2 전극(예를 들어, 무선주파수 전극)-상기 제1 전극과 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선주파수 에너지를 전달하도록 구성됨-, 상기 제1 전극과 상기 제2 전극 사이에 배치되는 적어도 하나의 전기적 절연 캡 및 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극을 통해 절제 에너지를 전달하는데 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하는 필터 요소를 포함한다.

대 표 도



(52) CPC특허분류

A61B 5/01 (2013.01)
A61B 5/0422 (2013.01)
A61B 5/068 (2013.01)
A61B 5/150954 (2013.01)
A61B 5/6852 (2013.01)
A61B 2018/00577 (2013.01)
A61B 2018/00797 (2013.01)
A61B 2018/128 (2013.01)
A61B 2018/1467 (2013.01)

(72) 발명자

에릭 앤드류 술치스

미국, 95054 캘리포니아, 산타클라라 레이크사이드
 드라이브 2880 스위트 250

죠셉 빈센트 코브리쉬

미국, 95054 캘리포니아, 산타클라라 레이크사이드
 드라이브 2880 스위트 250

(30) 우선권주장

| | | |
|------------|-------------|--------|
| 62/094,892 | 2014년12월19일 | 미국(US) |
| 62/135,046 | 2015년03월18일 | 미국(US) |
| 62/135,025 | 2015년03월18일 | 미국(US) |
| 62/138,338 | 2015년03월25일 | 미국(US) |
| 62/211,539 | 2015년08월28일 | 미국(US) |

명세서

청구범위

청구항 1

심장 조직의 절제 및 고분해능을 위한 장치에 있어서,
 원단부를 포함하는 신장된 몸체;
 상기 신장된 몸체의 상기 원단부를 따라 배치된 전극 어셈블리-여기서, 상기 전극 어셈블리는,
 제1 전극부,
 상기 제1 전극부에 인접하여 배치된 적어도 제2 전극부-여기서, 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부는 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선 주파수 에너지를 전달-,
 상기 제1 전극부와 상기 제2 전극부 사이에 배치되는 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 전극부와 상기 제2 전극부를 분리하는 캡 폭을 포함함-, 및
 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치되는 적어도 하나의 분리자-여기서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극부의 근단부 및 상기 제2 전극부의 원단부에 접촉함-; 및
 에너지 전달 모듈을 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하는 적어도 하나의 전도체를 포함하되,
 상기 적어도 하나의 전도체는 상기 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합되며,
 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있는 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,
 상기 제1 전극부를 상기 제2 전극부에 전기적으로 결합시키며, 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부를 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하는 필터링 소자를 더 포함하되,
 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함하고, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF의 커패시턴스를 포함하고,
 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로-여기서 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극부로 연장됨-를 포함하고,
 상기 제1 전극부는 상기 적어도 하나의 관개 통로와 유체 연통하는 적어도 하나의 출구 포트를 포함하고,
 상기 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm이고,
 약 3 음 이하의 직렬 임피던스가 동작 RF 주파수 범위에서 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부 사이에 도입되며,
 상기 동작 RF 주파수 범위는 300 kHz 내지 10 MHz인 장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서,
 상기 전극 어셈블리의 원단부에 형성된 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨;
 상기 전극 어셈블리의 근단부에 대해 위치한 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연되며, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치로부터 결정된 온도 측정치들은 치료중인 조직에 대한 상기 전극 어셈블리의 배향을 결정할 수 있음;

열 흡수 소자를 상기 전극 어셈블리와 열적 연통하게 하여 상기 전극 어셈블리 및 상기 전극 어셈블리가 작동될 때 상기 전극 어셈블리에 의해 치료중인 조직 중 적어도 어느 하나로부터 열을 선택적으로 제거하도록 하는 적어도 하나의 열 센트 부재;

일정 범위의 주파수를 상기 전극 어셈블리에 전달하는 신호 소스를 포함하는 접촉 감지 서브시스템; 및
상기 주파수 범위 내의 상이한 주파수들이 상기 신호 소스에 의해 상기 전극 어셈블리에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고, 상이한 주파수에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며, 상기 임피던스 측정치의 처리에 기초하여 상기 전극 어셈블리가 조직과 접촉하는지를 판단하는 프로세싱 장치를 더 포함하되,
상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하며, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극부로 연장되는 장치.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 전극 어셈블리의 원단부에 형성된 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨; 및

상기 전극 어셈블리의 근단부에 대해 위치한 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨-를 더 포함하되,

상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치로부터 결정된 온도 측정치들은 치료중인 조직에 대한 상기 전극 어셈블리의 배향을 결정할 수 있도록 하는 장치.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

열 흡수 소자를 상기 전극 어셈블리와 열적 연통하게 하여 상기 전극 어셈블리 및 상기 전극 어셈블리가 작동될 때 상기 전극 어셈블리에 의해 치료중인 조직 중 적어도 어느 하나로부터 열을 선택적으로 제거하도록 하는 적어도 하나의 열 센트 부재를 더 포함하는 장치.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

일정 범위의 주파수를 상기 전극 어셈블리에 전달하는 신호 소스를 포함하는 접촉 감지 서브시스템; 및
상기 주파수 범위 내의 상이한 주파수들이 상기 신호 소스에 의해 상기 전극 어셈블리에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고, 상이한 주파수에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며, 상기 임피던스 측정치의 처리에 기초하여 상기 전극 어셈블리가 조직과 접촉하는지를 판단하는 프로세싱 장치를 더 포함하는 장치.

청구항 7

청구항 1에 있어서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함하는 장치.

청구항 8

청구항 1에 있어서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF의 커패시턴스를 포함하는 장치

청구항 9

청구항 3에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장된 적어도 하나의 유체 도관과 열적 연통하며, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 전극 어셈블리 및/또는 상기 전극 어셈블리에 인접하게 위치한 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거하도록 상기 전극 어셈블리를 유체 소스와 유체 연통하게 하는 장치.

청구항 10

청구항 3에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 보다 큰 열 확산율을 포함하는 장치.

청구항 11

청구항 3에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 다이아몬드를 포함하는 장치.

청구항 12

청구항 11에 있어서, 상기 다이아몬드는 공업용 다이아몬드를 포함하는 장치.

청구항 13

청구항 3에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 원단부의 길이 방향 축에 실질적으로 수직하고 상기 복수의 제1 온도 측정 장치에 근위로 이격된 평면을 따라 배치되는 장치.

청구항 14

청구항 3에 있어서, 각 온도 측정 장치는 썬모커플 또는 서미스터를 포함하는 장치.

청구항 15

청구항 3에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하고, 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개의 온도 센서를 포함하는 장치.

청구항 16

청구항 1 내지 청구항 15 중 어느 한 항에 있어서, 고분해능 매핑을 가능하게 하는 수단을 더 포함하는 장치.

청구항 17

청구항 1 내지 청구항 16 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극부를 전기적으로 분리하는 것은 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 하는 장치.

청구항 18

청구항 1 내지 청구항 17 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하나의 분리자를 더 포함하는 장치.

청구항 19

청구항 18에 있어서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극부의 근단부 및 상기 제2 전극부의 원단부와 접촉하는 장치.

청구항 20

청구항 1 내지 청구항 19 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 전달 모듈을 상기 제1 및 상기 제2 전극부 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하도록 구성된 적어도 하나의 전도체를 더 포함하는 장치.

청구항 21

청구항 20에 있어서, 상기 적어도 하나의 전도체는 상기 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합되는 장치.

청구항 22

청구항 1 내지 청구항 21 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극부에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있는 장치.

청구항 23

청구항 1 내지 청구항 22 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극부 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 상기 전극부를 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합시키는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료되는 조직의 임

피던스보다 낮은 장치.

청구항 24

청구항 1 내지 청구항 23 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm인 장치.

청구항 25

청구항 1 내지 청구항 24 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 0.5 mm인 장치.

청구항 26

청구항 1 내지 청구항 25 중 어느 한 항에 있어서, 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하고, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극부까지 연장되는 장치.

청구항 27

청구항 1 내지 청구항 26 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 제2 전극부는 제2 전극부와 제3 전극부를 포함하되, 상기 제2 전극부는 상기 제1 전극부와 상기 제3 전극부 사이에 축 방향으로 배치되며, 상기 전기적 절연 캡은 상기 제2 전극부와 상기 제3 전극부를 분리시키는 장치.

청구항 28

청구항 1 내지 청구항 27 중 어느 한 항에 있어서, 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 증가시키기 위해 상기 제1 및 제2 전극부 사이 및 상기 제2 및 제3 전극부 사이에 캡이 포함되는 장치.

청구항 29

청구항 28에 있어서, 상기 비율은 0.2 내지 0.8인 장치.

청구항 30

청구항 28에 있어서, 상기 제2 및 제3 전극부 사이의 캡 내에 배치된 분리자를 더 포함하는 장치.

청구항 31

조직을 매핑하고 제거하기 위한 장치에 있어서,

근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체에 배치된 제1 전극;

상기 제1 전극에 인접하게 배치된 적어도 제2 전극-여기서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하며 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선 주파수 에너지를 전달함;

상기 제1 전극과 상기 제2 전극 사이에 배치된 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 상기 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함함-; 및

상기 제1 전극을 상기 제2 전극에 전기적으로 결합시키며 상기 제1 및 제2 전극을 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하는 필터링 소자를 포함하는 장치.

청구항 32

청구항 31에 있어서, 고분해능 매핑을 가능하게 하는 수단을 더 포함하는 장치.

청구항 33

청구항 31 또는 청구항 32에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극을 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능한 장치.

청구항 34

청구항 31 내지 청구항 33 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하

나의 분리자를 더 포함하는 장치.

청구항 35

청구항 34에 있어서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극의 근단부 및 상기 제2 전극의 원단부와 접촉하는 장치.

청구항 36

청구항 31 내지 청구항 35 중 어느 한 항에 있어서, 에너지 전달 모듈을 상기 제1 및 제2 전극 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하도록 하는 적어도 하나의 전도체를 더 포함하는 장치.

청구항 37

청구항 36에 있어서, 상기 적어도 하나의 전도체는 상기 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합되는 장치.

청구항 38

청구항 31 내지 청구항 37 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있는 장치.

청구항 39

청구항 31 내지 청구항 38 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함하는 장치.

청구항 40

청구항 39에 있어서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF의 커패시턴스를 포함하는 장치.

청구항 41

청구항 39에 있어서, 상기 커패시터는 100nF의 커패시턴스를 포함하는 장치.

청구항 42

청구항 39에 있어서, 약 3 옴 이하의 직렬 임피던스가 동작 RF 주파수 범위에서 상기 제1 및 제2 전극 사이에 도입되는 장치.

청구항 43

청구항 42에 있어서, 상기 동작 RF 주파수 범위는 300 kHz 내지 10 MHz인 장치.

청구항 44

청구항 31 내지 청구항 43 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 상기 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하인 장치.

청구항 45

청구항 31 내지 청구항 44 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm인 장치.

청구항 46

청구항 31 내지 청구항 45 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 0.5 mm인 장치.

청구항 47

청구항 31 내지 청구항 46 중 어느 한 항에 있어서, 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하고, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극까지 연장되는 장치.

청구항 48

청구항 47에 있어서, 상기 제1 전극은 상기 적어도 하나의 관개 통로와 유체 연통하는 적어도 하나의 출구 포트를 포함하는 장치.

청구항 49

청구항 31 내지 청구항 48 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 제2 전극은 제2 전극 및 제3 전극을 포함하되, 상기 제2 전극은 상기 제1 전극과 상기 제3 전극 사이에 축 방향으로 배치되며, 전기적 절연 캡은 상기 제2 전극과 상기 제3 전극을 분리시키는 장치.

청구항 50

청구항 31 내지 청구항 49 중 어느 한 항에 있어서, 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 증가시키기 위해 상기 제1 및 제2 전극 사이 및 상기 제2 및 제3 전극 사이에 캡이 포함되는 장치.

청구항 51

청구항 50에 있어서, 상기 비율은 0.2 내지 0.8인 장치.

청구항 52

청구항 50에 있어서, 상기 제2 및 제3 전극부 사이의 캡 내에 배치된 분리자를 더 포함하는 장치.

청구항 53

절제 장치에 있어서,

카테터의 원단부에 배치된 제1 전극;

상기 제1 전극의 근위 위치에 배치된 적어도 제2 전극-여기서, 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 에너지를 전달함;

상기 제1 전극과 상기 제2 전극 사이에 배치된 전기적 절연 캡-여기서, 상기 전기적 절연 캡은 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함함; 및

상기 제1 전극을 상기 제2 전극에 전기적으로 결합시키는 필터링 소자를 포함하는 장치.

청구항 54

청구항 53에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극을 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능한 장치.

청구항 55

청구항 53 또는 청구항 54에 있어서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하나의 분리자를 더 포함하는 장치.

청구항 56

청구항 55에 있어서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극의 근단부 및 상기 제2 전극의 원단부와 접촉하는 장치.

청구항 57

청구항 53 내지 청구항 56 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극 중 적어도 하나에 에너지를 공급하는 적어도 하나의 전도체를 더 포함하는 장치.

청구항 58

청구항 57에 있어서, 상기 적어도 하나의 전도체는 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합되는 장치.

청구항 59

청구항 53 내지 청구항 58 중 어느 한 항에 있어서, 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 더 포함하는

장치.

청구항 60

청구항 53 내지 청구항 59 중 어느 한 항에 있어서, 상기 장치는 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성되는 장치.

청구항 61

청구항 53 내지 청구항 60 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있는 장치.

청구항 62

청구항 61에 있어서, 동작 RF 주파수 범위는 300 kHz 내지 10 MHz인 장치.

청구항 63

청구항 53 내지 청구항 62 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함하는 장치.

청구항 64

청구항 63에 있어서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF의 커패시턴스를 포함하는 장치.

청구항 65

청구항 63에 있어서, 상기 커패시터는 100nF의 커패시턴스를 포함하는 장치.

청구항 66

청구항 65에 있어서, 3 Ω 이하의 직렬 임피던스가 500 kHz에서 상기 제1 및 제2 전극 사이에 도입되는 장치.

청구항 67

청구항 53 내지 청구항 66 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하인 장치.

청구항 68

청구항 53 내지 청구항 67 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm인 장치.

청구항 69

청구항 53 내지 청구항 68 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 0.5 mm인 장치.

청구항 70

청구항 53 내지 청구항 69 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 제2 전극은 제2 전극 및 제3 전극을 포함하되, 상기 제2 전극은 상기 제1 전극과 상기 제3 전극 사이에 축 방향으로 배치되며, 전기적 절연 캡은 상기 제2 전극과 상기 제3 전극을 분리시키는 장치.

청구항 71

청구항 70에 있어서, 상기 제2 및 제3 전극부 사이의 캡 내에 배치된 분리자를 더 포함하는 장치.

청구항 72

청구항 53 내지 청구항 71 중 어느 한 항에 있어서, 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 증가시키기 위해 상기 제1 및 제2 전극 사이 및 상기 제2 및 제3 전극 사이에 캡이 포함되는 장치.

청구항 73

청구항 72에 있어서, 상기 비율은 0.2 내지 0.8인 장치.

청구항 74

청구항 1 내지 청구항 73 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 더 포함하는 시스템.

청구항 75

청구항 1 내지 청구항 74 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성되는 시스템.

청구항 76

청구항 1 내지 청구항 75 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 포함하는 시스템.

청구항 77

절제 장치로 에너지를 전달하는 방법에 있어서,

카테터에 배치된 스플릿 팁 또는 스플릿 섹션 전극-여기서, 상기 스플릿 팁 또는 스플릿 섹션 전극은 제1 전극 및 제2 전극을 포함하며, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 에너지를 전달함-에 에너지를 공급하는 단계를 포함하되,

전기적 절연 캡은 상기 제1 전극과 제2 전극 사이에 배치되고, 상기 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함하고,

필터링 소자는 상기 제1 전극을 상기 제2 전극에 전기적으로 결합시키며,

상기 제1 및 제2 전극을 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능한 방법.

청구항 78

청구항 77에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극으로부터 고분해능 매핑 데이터를 수신하는 단계를 더 포함하며, 상기 고분해능 매핑 데이터는 상기 제1 및 제2 전극에 인접한 대상의 조직에 관한 것인 방법.

청구항 79

청구항 78에 있어서, 상기 고분해능 매핑 데이터의 수신은, 상기 카테터 상에 배치된 상기 스플릿 팁 전극에 에너지를 공급하기 전, 도중 또는 후에 일어나는 방법.

청구항 80

대상의 조직을 매핑하는 방법에 있어서,

스플릿 팁 또는 스플릿 섹션 전극-여기서, 상기 스플릿 팁 또는 스플릿 섹션 전극은 카테터에 위치한 스플릿 섹션 전극을 배치하는 제1 전극 및 제2 전극을 포함하고, 상기 스플릿 팁 또는 스플릿 섹션 전극은 전기적 절연 캡에 의해 분리된 제1 전극 및 제2 전극을 포함함-을 이용하여 고분해능 매핑 데이터를 수신하는 단계를 포함하되,

필터링 소자는 동작 RF 주파수 범위에서 상기 제1 전극을 상기 제2 전극에 전기적으로 결합시키며,

상기 제1 및 제2 전극을 전기적으로 절연시킴으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능한 방법.

청구항 81

청구항 80에 있어서, 상기 대상의 조직을 적어도 부분적으로 절제하기에 충분한 에너지를 전달하기 위해 상기 제1 및 제2 전극 중 적어도 하나에 에너지를 공급하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 82

청구항 80 또는 청구항 81에 있어서, 상기 고분해능 매핑 데이터는 상기 제1 및 제2 전극에 인접한 대상의 조직에 관한 것인 방법.

청구항 83

청구항 80 내지 청구항 82 중 어느 한 항에 있어서, 상기 고분해능 매핑 데이터의 수신은, 상기 카테터 상에 배치된 상기 스플릿 텁 전극에 에너지를 공급하기 전, 도중 또는 후에 일어나는 방법.

청구항 84

청구항 80 또는 청구항 83에 있어서, 분리자는 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치되는 방법.

청구항 85

청구항 84에 있어서, 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극의 근단부 및 상기 제2 전극의 원단부와 접촉하는 방법.

청구항 86

청구항 80 내지 청구항 85 중 어느 한 항에 있어서, 제1 및 제2 전극은 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합된 적어도 하나의 전도체를 사용하여 선택적으로 에너지가 공급되는 방법.

청구항 87

청구항 80 내지 청구항 86 중 어느 한 항에 있어서, 상기 매핑 데이터는 전기 생리학적 레코더에 제공되는 방법.

청구항 88

청구항 80 내지 청구항 87 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있는 방법.

청구항 89

청구항 80 내지 청구항 88 중 어느 한 항에 있어서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함하는 방법.

청구항 90

청구항 89에 있어서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF의 커패시턴스를 포함하는 방법.

청구항 91

청구항 89에 있어서, 상기 커패시터는 100nF의 커패시턴스를 포함하는 방법.

청구항 92

청구항 89에 있어서, 약 3 음 이하의 직렬 임피던스가 500 kHz에서 상기 제1 및 제2 전극 사이에 도입되는 방법.

청구항 93

청구항 80 내지 청구항 92 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 상기 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 상기 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하인 방법.

청구항 94

청구항 80 내지 청구항 93 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm인 방법.

청구항 95

청구항 80 내지 청구항 94 중 어느 한 항에 있어서, 상기 캡 폭은 0.5 mm인 방법.

청구항 96

심장 조직의 절제 및 고분해능 매핑을 위한 키트에 있어서,

고분해능 장치-여기서, 상기 장치는 절제 에너지를 표적 조직에 제공하도록 더 구성되고, 상기 장치는,

근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체-여기서, 상기 신장된 몸체는 전극 어셈블리를 포함하고, 상기 전극 어셈블리는 제1 및 제2 고분해능 전극부를 포함함-,

상기 신장된 몸체에 배치된 상기 제1 고분해능 전극부,

상기 제1 고분해능 전극부에 인접하게 배치된 상기 제2 고분해능 전극부-여기서, 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부는 대상의 조직에 접촉함-및

상기 제1 고분해능 전극부 및 상기 제2 고분해능 전극부 사이에 배치되는 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부를 분리하는 캡 폭을 포함함-을 포함하되,

상기 제1 고분해능 전극부는 필터링 소자를 사용하여 상기 제2 고분해능 전극부에 전기적으로 결합하도록 구성되고, 상기 필터링 소자는 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부를 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하도록 구성되며,

상기 장치는 상기 대상의 표적 조직 내에 배치되어 상기 절제 에너지가 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부에 전달되지 않을 때 상기 조직에 관한 고분해능 매핑 데이터를 획득하도록 구성됨;

상기 전극 어셈블리에 전달되는 에너지를 발생시키도록 구성된 에너지 전달 모듈; 및

상기 에너지 전달 모듈로부터 상기 전극 어셈블리로의 에너지 전달을 조절하도록 구성된 프로세서를 포함하는 키트.

청구항 97

심장 조직의 절제 및 고분해능 매핑을 위한 키트에 있어서,

청구항 1 내지 청구항 73 중 어느 한 항에 따른 장치;

전극 어셈블리에 전달되는 에너지를 발생하도록 구성된 에너지 전달 모듈; 및

상기 에너지 전달 모듈로부터 상기 전극 어셈블리로의 에너지의 전달을 조절하는 프로세서를 포함하는 키트.

청구항 98

청구항 96 또는 청구항 97에 있어서, 상기 에너지 전달 모듈은 RF 제너레이터를 포함하는 키트.

청구항 99

청구항 96 또는 청구항 97에 있어서, 상기 에너지 전달 모듈은 상기 장치에 연결되도록 구성된 키트.

청구항 100

절제 장치에 에너지를 선택적으로 전달하기 위한 제너레이터에 있어서,

청구항 1 내지 청구항 73 중 어느 한 항에 따른 절제 장치로 전달되는 절제 에너지를 생성하도록 구성된 에너지 전달 모듈; 및

상기 에너지 전달 모듈로부터 상기 절제 장치로의 에너지 전달을 조절하도록 구성된 프로세서를 포함하는 제너레이터.

청구항 101

절제 장치에 있어서,

원단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 전극; 및

상기 전극이 작동될 때 열 흡수 소자를 상기 전극과 열적으로 연통되게 하여 상기 전극 및 상기 전극에 의해 치료중인 조직 중 적어도 하나로부터 선택적으로 열을 제거하는 적어도 하나의 열 션트 부재를 포함하되,

상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 전극의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되어 사용중에 상기 전극으로부터의 열을 방열하고 제거하는 장치.

청구항 102

청구항 101에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장된 적어도 하나의 유체 도관과 열적 연통하며, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 전극 및/또는 상기 전극에 인접하게 위치한 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거하도록 상기 전극을 유체 소스와 유체 연통하게 하는 장치.

청구항 103

청구항 101에 있어서, 유체 도관 또는 통로는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 장치.

청구항 104

청구항 103에 있어서, 상기 유체 도관 또는 통로는 상기 적어도 하나의 열 션트 부재를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 장치.

청구항 105

청구항 101 내지 청구항 104 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 열 대류 유체와 적어도 부분적으로 열적으로 연통하는 장치.

청구항 106

청구항 105에 있어서, 상기 열 대류 유체의 유속은 절제 처치 중에 상기 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 15 ml/분 이하인 장치.

청구항 107

청구항 105 또는 청구항 106에 있어서, 상기 열 대류 유체의 유속은 절제 처치 중에 상기 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 대략 10 ml/분 이하인 장치.

청구항 108

청구항 105 또는 청구항 106에 있어서, 상기 열 대류 유체의 유속은 절제 처치 중에 상기 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 대략 5ml/분 이하인 장치.

청구항 109

청구항 106 내지 청구항 108 중 어느 한 항에 있어서, 절제 처치 동안 상기 전극을 따라 바람직한 온도는 섭씨 60도인 장치.

청구항 110

청구항 105에 있어서, 상기 열 대류 유체는 혈액 및/또는 다른 체액을 포함하는 장치.

청구항 111

청구항 1 내지 청구항 110 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상인 열

확산율을 포함하는 장치.

청구항 112

청구항 1 내지 청구항 111 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 선트 부재는 다이아몬드를 포함하는 장치.

청구항 113

청구항 112에 있어서, 상기 다이아몬드는 공업용 다이아몬드를 포함하는 장치.

청구항 114

청구항 101 내지 청구항 112 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 선트 부재는 탄소계 재료를 포함하는 장치.

청구항 115

청구항 114에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 선트 부재는 그래핀 및 실리카 중 적어도 하나를 포함하는 장치.

청구항 116

청구항 1 내지 청구항 115 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 선트 부재의 온도는 절제 쳐치 중에 상기 전극을 따라 바람직한 온도를 유지하면서 섭씨 60도 내지 62도를 초과하지 않는 장치.

청구항 117

청구항 116에 있어서, 절제 쳐치 동안 전극을 따라 바람직한 온도는 섭씨 60도인 장치.

청구항 118

청구항 1 내지 청구항 117 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전극은 무선 주파수(RF) 전극을 포함하는 장치.

청구항 119

청구항 1 내지 청구항 118 중 어느 한 항에 있어서, 상기 전극은 스플릿 팁 전극을 포함하는 장치.

청구항 120

청구항 119에 있어서, 상기 스플릿 팁 전극은 제1 전극부 및 적어도 제2 전극부를 포함하되, 전기적 절연 캡은 제1 전극부와 적어도 제2 전극부 사이에 위치하여 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 하는 장치.

청구항 121

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 적어도 하나의 열 선트 부재와 직접 열적으로 연통하는 장치.

청구항 122

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 적어도 하나의 열 선트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는 장치.

청구항 123

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 개구를 포함하되, 상기 적어도 하나의 개구는 관개 유체가 상기 적어도 하나의 열 선트 부재의 적어도 일부와 직접 물리적으로 접촉한 적어도 하나의 유체 도관을 관통하도록 하는 장치.

청구항 124

청구항 123에 있어서, 상기 적어도 하나의 개구는 적어도 하나의 도관의 천공부를 따라 위치하되, 적어도 하나의 도관의 천공부는 전극에 대해 원위에 위치하는 장치.

청구항 125

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 신장된 몸체의 원단부를 따라 위치된 출구 포트들과만 유체 연통하는 장치.

청구항 126

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 적어도 하나의 열 센트 부재와 직접 접촉하는 장치.

청구항 127

청구항 102에 있어서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 센트 부재와 접촉하지 않는 장치.

청구항 128

청구항 1 내지 청구항 127 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 상기 전극의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장되는 장치.

청구항 129

청구항 1 내지 청구항 128 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 상기 전극의 원단부에 인접한 카테터의 외부로 연장되는 장치.

청구항 130

청구항 1 내지 청구항 129 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 상기 전극의 근단부에 대하여 근위로 연장되는 장치.

청구항 131

청구항 1 내지 청구항 130 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함하는 장치.

청구항 132

청구항 1 내지 청구항 131 중 어느 한 항에 있어서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함하는 장치.

청구항 133

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 유체 전달 도관 및 적어도 하나의 유체 귀환 도관을 포함하되, 상기 유체는 상기 적어도 하나의 유체 전달 도관 및 상기 적어도 하나의 유체 귀환 도관을 통해 상기 신장된 몸체의 내부를 통해 적어도 부분적으로 순환되며, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 페루프 또는 비개방 냉각 시스템의 일부인 장치.

청구항 134

청구항 102에 있어서, 상기 신장된 몸체는 상기 신장된 몸체의 원단부를 따라 냉각 챔버를 포함하되, 상기 냉각 챔버는 상기 적어도 하나의 유체 도관과 유체 연통하도록 구성되는 장치.

청구항 135

청구항 102에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 금속 재료 및 합금 중 적어도 하나를 포함하는 장치.

청구항 136

청구항 101에 있어서, 상기 신장된 몸체는 유체 도관을 포함하지 않는 장치.

청구항 137

청구항 136에 있어서, 상기 신장된 몸체의 원단부의 내부는 상기 전극의 위치를 대체로 따라 내부 부재를 포함하는 장치.

청구항 138

청구항 137에 있어서, 상기 내부 부재는 상기 전극에 의해 생성된 열을 방열 및/또는 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 전도성 물질을 포함하는 장치.

청구항 139

절제 장치에 있어서,

원단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 절제 부재; 및

상기 전극이 작동될 때 열 션트 소자를 상기 전극과 열적으로 연통되게 하여 상기 전극 및 상기 전극에 의해 치료중인 조직 중 적어도 하나로부터 선택적으로 열을 제거하는 적어도 하나의 열 션트 부재를 포함하되, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 전극의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되어 사용중에 상기 전극으로부터의 열을 방열하고 제거하는 장치.

청구항 140

청구항 139에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로와 열적으로 연통하고, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 상기 절제 부재가 유체 소스와 유체 연통하게 하여 상기 절제 부재 및/또는 상기 절제 부재에 인접하게 위치된 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거하는 장치.

청구항 141

청구항 139에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 포함하는 장치.

청구항 142

청구항 139에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는 장치.

청구항 143

청구항 142에 있어서, 상기 신장된 몸체의 원단부의 내부는 상기 전극의 위치를 대체로 따라 내부 부재를 포함하는 장치.

청구항 144

청구항 143에 있어서, 상기 내부 부재는 상기 절제 부재에 의해 생성된 열을 방열 및/또는 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 전도성 물질을 포함하는 장치.

청구항 145

청구항 139 내지 청구항 144 중 어느 한 항에 있어서, 상기 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극을 포함하는 장치.

청구항 146

청구항 139 내지 청구항 144 중 어느 한 항에 있어서, 상기 절제 부재는 마이크로파 에미터, 초음파 변환기 및 동결 절제 부재 중 하나를 포함

청구항 147

청구항 139 내지 청구항 146 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상인

열 확산율을 포함하는 장치.

청구항 148

청구항 139 내지 청구항 146 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상인 열 확산율을 포함하는 장치.

청구항 149

청구항 139 내지 청구항 148 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 다이아몬드를 포함하는 장치.

청구항 150

청구항 49에 있어서, 상기 다이아몬드는 공업용 다이아몬드인 장치.

청구항 151

청구항 139 내지 청구항 148 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 탄소계 재료를 포함하는 장치.

청구항 152

청구항 151에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 그래핀을 포함하는 장치.

청구항 153

청구항 151에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 실리카를 포함하는 장치.

청구항 154

청구항 145에 있어서, 상기 무선 주파수(RF) 전극은 스플릿 텁 RF 전극 또는 다른 고분해능 전극을 포함하는 장치.

청구항 155

청구항 140에 있어서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통하는 장치.

청구항 156

청구항 140에 있어서, 상기 적어도 하나의 관개 도관은 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는 장치.

청구항 157

청구항 140, 141, 155 및 156 중에 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 접촉하는 장치.

청구항 158

청구항 140, 141, 155 및 156 중에 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 접촉하지 않는 장치.

청구항 159

청구항 140, 141, 155 및 156 중에 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 개구를 포함하되, 상기 적어도 하나의 개구는 관개 유체가 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부와 직접 물리적으로 접촉한 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 관통하도록 하는 장치.

청구항 160

청구항 159에 있어서, 상기 적어도 하나의 개구는 적어도 하나의 도관 또는 통로의 천공부를 따라 위치하되, 상기 적어도 하나의 도관 또는 통로의 천공부는 전극에 대해 원위에 위치하는 장치.

청구항 161

청구항 139 내지 청구항 160 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 상기 절제 부재의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장되는 장치.

청구항 162

청구항 139 내지 청구항 160 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 상기 절제 부재의 원단부에 인접한 카테터 외부로 연장되는 장치.

청구항 163

청구항 139 내지 청구항 160 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 상기 절제 부재의 근단부로 근위로 연장되는 장치.

청구항 164

청구항 139 내지 청구항 163 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함하는 장치.

청구항 165

청구항 139 내지 청구항 164 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함하는 장치.

청구항 166

청구항 165에 있어서, 상기 적어도 하나의 연장 부재는 펀(fin), 펀(pin), 또는 날개(wing) 중 적어도 하나를 포함하는 장치.

청구항 167

청구항 140, 141, 및 153 내지 156 중에 어느 한 항에 있어서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 금속 재료를 포함하는 장치.

청구항 168

조직 치료 처치 중에 절제 부재로부터 열을 제거하는 방법에 있어서,

절제 시스템-여기서, 상기 시스템은 원단부를 포함하는 신장된 몸체, 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 절제 부재를 포함함-을 작동시키는 단계-여기서, 상기 절제 시스템의 상기 신장된 몸체는 그 원단부를 따라 적어도 하나의 열 션트 부재를 포함하며, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 절제 부재의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장됨; 및

국소 열점의 가능성을 줄이기 위해서 상기 신장된 몸체의 상기 원단부를 따라 상기 절제 부재에 의해 생성된 열을 상기 적어도 하나의 열 션트 부재를 통해 적어도 부분적으로 제거하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 169

청구항 168에 있어서,

상기 신장된 몸체는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 더 포함하며,

상기 방법은 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로가 상기 절제 부재의 근위부와 열적으로 연통하게 하여 상기 전극이 구동될 때 상기 절제 부재의 근위부로부터 열을 선택적으로 제거하며,

상기 유체 도관 또는 통로는 상기 절제 부재를 유체 소스와 유체 연통시키도록 구성되어 상기 절제 부재 및/또는 상기 절제 부재에 인접하게 위치된 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거하는 방법.

청구항 170

청구항 168 또는 청구항 169에 있어서, 상기 신장된 몸체는 대상의 신체 내강을 통해 대상의 표적 해부 위치로 전진하는 방법.

청구항 171

청구항 170에 있어서, 상기 대상의 체강은 혈관, 기도 또는 호흡 기관의 다른 내강, 소화관의 내강, 요로 또는 다른 신체 내강을 포함하는 방법.

청구항 172

청구항 168 내지 청구항 171 중 어느 한 항에 있어서, 상기 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극을 포함하는 방법.

청구항 173

청구항 168 내지 청구항 171 중 어느 한 항에 있어서, 상기 절제 부재는 마이크로파 에미터, 초음파 변환기 및 동결절제 부재 중 하나를 포함하는 방법.

청구항 174

청구항 168 내지 청구항 173 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상인 열 확산율을 포함하는 방법.

청구항 175

청구항 168 내지 청구항 173 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상인 열 확산율을 포함하는 방법.

청구항 176

청구항 168 내지 청구항 175 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 다이아몬드를 포함하는 방법.

청구항 177

청구항 176에 있어서, 상기 다이아몬드는 공업용 다이아몬드인 방법.

청구항 178

청구항 168 내지 청구항 173 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 탄소계 재료를 포함하는 방법.

청구항 179

청구항 178에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 그래핀을 포함하는 방법.

청구항 180

청구항 172에 있어서, 상기 무선 주파수(RF) 전극은 스플릿 텁 RF 전극을 포함하는 방법.

청구항 181

청구항 168 내지 청구항 180 중 어느 한 항에 있어서, 상기 절제 부재에 인접한 상기 대상의 표적 해부 위치의 적어도 하나의 고분해능 이미지를 얻는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 182

청구항 169에 있어서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통하는 방법.

청구항 183

청구항 169에 있어서, 상기 적어도 하나의 관개 도관은 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는 방법.

청구항 184

청구항 169, 182 및 183 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 접촉하는 방법.

청구항 185

청구항 169, 182 및 183 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 접촉하지 않는 방법.

청구항 186

청구항 169 및 182 내지 185 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계는 개방형 관개 시스템에서 카테터의 원단부로 그리고 그를 통해 유체를 전달하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 187

청구항 169 및 182 내지 185 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계는 폐쇄형 유체 냉각 시스템에서 절제 부재에 인접한 카테터의 원단부를 통해 유체를 순환시키는 단계를 포함하는 방법.

청구항 188

청구항 168 내지 187 중 어느 한 항에 있어서, 상기 절제 시스템의 신장된 몸체는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는 방법.

청구항 189

청구항 188에 있어서, 상기 신장된 몸체의 원단부의 내부는 상기 전극의 위치를 대체로 따라 내부 부재를 포함하는 방법.

청구항 190

청구항 189에 있어서, 상기 내부 부재는, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재와 열적으로 연통하여 사용 중에 상기 절제 부재에 의해 발생된 열을 방열하고 분산시키는 열 전도성 재료를 포함하는 방법.

청구항 191

청구항 168 내지 190 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 상기 절제 부재의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장되는 방법.

청구항 192

청구항 68 내지 91 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 상기 절제 부재의 근단부로 근위로 연장되는 방법.

청구항 193

청구항 168 내지 192 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부가 상기 절제 부재의 길이 방향을 따라 위치되도록, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 상기 절제 부재의 근단

부로 원위로 연장

청구항 194

청구항 168 내지 193 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함하는 방법.

청구항 195

청구항 168 내지 194 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함하는 방법.

청구항 196

청구항 195에 있어서, 상기 적어도 하나의 연장 부재는 핀(fin), 핀(pin), 또는 날개(wing) 중 적어도 하나를 포함하는 방법.

청구항 197

청구항 101 내지 167 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 더 포함하는 시스템.

청구항 198

청구항 101 내지 167 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성되는 시스템.

청구항 199

청구항 101 내지 167 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 포함하는 시스템.

청구항 200

청구항 101 내지 167 중 어느 한 항의 장치를 포함하는 시스템에 있어서,

상기 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더를 포함하는 시스템.

청구항 201

의료기구에 있어서,

근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 텁 전극-여기서, 상기 텁 전극은 대상의 표적 조직에 접촉하여 상기 표적 조직에 무선 주파수 에너지를 전달하도록 구성됨;

상기 텁 전극의 원단부에 형성된 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 텁 전극으로부터 열적으로 절연됨; 및

상기 텁 전극의 근단부에 대해 위치한 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 텁 전극으로부터 열적으로 절연됨-을 포함하되,

상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치로부터 결정된 온도 측정치들은 표적 조직에 대한 상기 텁 전극의 배향을 결정할 수 있는 의료기구.

청구항 202

청구항 201에 있어서, 전달되는 에너지는 표적 조직의 표면으로부터 심도에서 병변을 생성하기에 충분한 의료기

구.

청구항 203

청구항 201에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 원단부의 길이 방향 축에 실질적으로 수직하고 상기 복수의 제1 온도 측정 장치에 근위로 이격된 평면을 따라 배치되는 의료기구.

청구항 204

청구항 201에 있어서, 각 온도 측정 장치는 썬모커플 또는 서미스터를 포함하는 의료기구.

청구항 205

청구항 201 내지 청구항 204 중 어느 한 항에 있어서, 각 온도 측정 장치는 타입 K 또는 타입 T 썬모커플을 포함하는 의료기구.

청구항 206

청구항 201 내지 청구항 205 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하는 의료기구.

청구항 207

청구항 201 내지 청구항 206 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치로 구성되며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치로 구성되는 의료기구.

청구항 208

청구항 201 내지 청구항 207 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 텁 전극의 상기 근단부에 근위로 배치되거나 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 텁 전극의 상기 근단부에 원위로 배치되는 의료기구.

청구항 209

청구항 207에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체 주위로 방사상으로 이격되는 의료기구.

청구항 210

청구항 201 내지 청구항 209 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 외부면을 넘어서 연장되어 상기 표적 조직 내 삽입 깊이를 가능하게 하는 의료기구.

청구항 211

청구항 203에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 각각 상기 신장된 몸체의 원단부의 길이 방향 축에 실질적으로 수직한 제2 측면을 따라 배치되는 의료기구.

청구항 212

의료기구에 있어서,

근단부와 원단부 및 상기 근단부로부터 상기 원단부로 연장된 길이 방향 축을 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 스플릿 텁 전극 어셈블리-여기서, 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리는,

상기 신장된 몸체의 원단부의 원위 말단에 배치된 제1 전극 부재, 및

상기 제1 전극 부재에 근위로 배치되고 상기 제1 전극 부재로부터 이격된 제2 전극 부재를 포함하되, 상기 제1 전극 부재 및 상기 제2 전극 부재는 대상의 조직에 접촉하여 무선 주파수 에너지를 조직에 전달하도록 구성됨;

상기 제1 전극 부재와 상기 제2 전극 부재 사이에 있는 전기적 절연 캡-여기서, 상기 전기적 절연 캡은, 상기

제1 전극 부재와 상기 제2 전극 부재를 분리하는 캡 폭을 포함함;

상기 제1 및 제2 전극 부재와 열적으로 연통하여 상기 제1 및 제2 전극 부재로부터 열을 선택적으로 제거하는 적어도 하나의 열 싱크 부재;

상기 제1 전극 부재를 따라 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 제1 전극 부재로부터 열적으로 절연됨; 및

상기 제2 전극 부재에 가까운 영역을 따라 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 제2 전극 부재로부터 열적으로 절연됨-를 포함하는 의료기구.

청구항 213

청구항 212에 있어서, 상기 의료기구는 조직을 절제하기에 충분한 무선 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 절제 카테터인 의료기구.

청구항 214

청구항 212 또는 청구항 213에 있어서, 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 열 교환 챔버를 더 포함하는 의료기구.

청구항 215

청구항 214에 있어서, 냉각 유체를 상기 열 교환 챔버로 공급하도록 구성된 유체 소스 및 냉각 유체의 전달을 제어하도록 구성된 펌프를 더 포함하는 의료기구.

청구항 216

청구항 215에 있어서, 상기 제1 전극 부재는 상기 열 교환 챔버와 유체 연통하는 복수의 관개 출구 포트를 포함하여, 상기 유체 소스에 의해 공급된 냉각 유체가 상기 관개 출구 포트로부터 배출됨으로써, 스플릿 텁 전극 어셈블리에 냉각을 제공하는 의료기구.

청구항 217

청구항 215에 있어서, 상기 열 교환 챔버와 상기 유체 소스 사이에서 연장되는 입구 루멘 및 상기 열 교환 챔버와 상기 의료기구 외부의 회수 저장조 사이에서 연장되는 출구 루멘을 더 포함하는 의료기구.

청구항 218

청구항 217에 있어서, 상기 입구 루멘의 원단부는 상기 열 교환 챔버 내에서 난류를 유도하도록 상기 출구 루멘의 원단부로부터 멀리 이격되어 있는 의료기구.

청구항 219

청구항 212 내지 청구항 219 중 어느 한 항에 있어서, 상기 열 교환 챔버의 내부면은 생체 적합성 재료를 포함하는 의료기구.

청구항 220

청구항 219에 있어서, 상기 생체 적합성 재료는 스테인레스 스틸인 의료기구.

청구항 221

청구항 212 내지 청구항 220 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 싱크 부재는 300 W/m/° C 이상인 열 컨덕턴스를 포함하는 의료기구.

청구항 222

청구항 212 내지 청구항 221 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 싱크 부재는 다이아몬드를 포함하는 의료기구.

청구항 223

청구항 222에 있어서, 상기 다이아몬드는 공업용 다이아몬드인 의료기구.

청구항 224

청구항 212 내지 청구항 221 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 열 싱크 부재는 금속 및 합금 중 적어도 하나를 포함하는 의료기구.

청구항 225

청구항 212 내지 청구항 224 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 전극 부재 및 상기 제2 전극 부재는 백금을 포함하는 의료기구.

청구항 226

청구항 212 내지 청구항 225 중 어느 한 항에 있어서, 상기 온도 측정 장치는 씨모커플을 포함하는 의료기구.

청구항 227

청구항 226에 있어서, 상기 씨모커플은, 니켈 합금, 백금/로듐 합금, 텉스텐/레늄 합금, 금/철 합금, 귀금속 합금, 백금/몰리브덴 합금, 이리듐/로듐 합금, 순수한 귀금속, 유형 K, 유형 T, 유형 E, 유형 J, 유형 M, 유형 N, 유형 B, 유형 R, 유형 S, 유형 C, 유형 D, 유형 G 및 유형 P 중 하나 이상을 포함하는 의료기구.

청구항 228

청구항 212 내지 청구항 227 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 3개 이상의 온도 센서를 포함하며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개 이상의 온도 센서를 포함하는 의료기구.

청구항 229

청구항 212 내지 청구항 228 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 3개의 온도 센서로 구성되며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개의 온도 센서로 구성되는 의료기구.

청구항 230

청구항 228 또는 청구항 229에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 약 120도만큼 이격되며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 약 120도만큼 이격되는 의료기구.

청구항 231

청구항 212 내지 청구항 230 중 어느 한 항에 있어서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하나의 분리자를 더 포함하는 의료기구.

청구항 232

청구항 231에 있어서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 적어도 하나의 열 싱크 부재의 일부를 포함하는 의료기구.

청구항 233

청구항 212 내지 청구항 232 중 어느 한 항에 있어서, 에너지 소스로부터 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리로 전류를 전도하도록 구성된 적어도 하나의 전도체를 더 포함하는 의료기구.

청구항 234

청구항 212 내지 청구항 233 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 적어도 하나의 열 싱크 부재의 외부면을 넘어 상기 신장된 몸체의 길이 방향 축에 적어도 실질적으로 수직한 방향으로 연장되는 의료기구.

청구항 235

청구항 212 내지 청구항 234 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 제1 전극 부재 및 상기 하나 이상의 열 싱크 부재의 외부면을 넘어 1 mm까지 연장되는 의료기구.

청구항 236

청구항 212 내지 청구항 235 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치를 포함하는 적어도 하나의 열 싱크 부재의 일부의 외경은 조직 내에서 큰 삽입 깊이를 가능하게 하기 위해 상기 신장된 몸체의 외부 직경보다 큰 의료기구.

청구항 237

청구항 212 내지 청구항 236 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 적어도 하나의 열 싱크 부재를 따라 배치되는 의료기구.

청구항 238

의료기구에 있어서,

근단부와 원단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 스플릿 팁 전극 어셈블리-여기서, 상기 스플릿 팁 전극 어셈블리는,

상기 신장된 몸체의 원단부의 원위 말단에 배치된 제1 전극 부재, 및

상기 제1 전극 부재에 근위로 배치되고 상기 제1 전극 부재로부터 이격된 제2 전극 부재를 포함하되, 상기 제1 전극 부재 및 상기 제2 전극 부재는 대상의 조직에 접촉하여 무선 주파수 에너지를 조직에 전달하도록 구성됨;

상기 제1 전극 부재와 상기 제2 전극 부재 사이에 있는 전기적 절연 캡-여기서, 상기 전기적 절연 캡은, 상기 제1 전극 부재와 상기 제2 전극 부재를 분리하는 캡 폭을 포함함;

상기 제1 전극 부재를 따라 배치된 복수의 제1 온도 센서-여기서, 상기 복수의 제1 온도 센서는 상기 제1 전극 부재로부터 열적으로 절연됨; 및

상기 제2 전극 부재의 근위 모서리에 인접하게 배치된 복수의 제2 온도 센서-여기서, 상기 복수의 제2 온도 센서는 상기 제2 전극 부재로부터 열적으로 절연됨-를 포함하는 의료기구.

청구항 239

청구항 238에 있어서, 상기 의료기구는 조직을 절제하기에 충분한 무선 주파수 에너지를 전달하도록 구성된 절제 카테터인 의료기구.

청구항 240

청구항 238 또는 청구항 239에 있어서, 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 열 교환 챔버를 더 포함하는 의료기구.

청구항 241

청구항 240에 있어서, 냉각 유체를 상기 열 교환 챔버로 공급하도록 구성된 유체 소스 및 하나 이상의 내부 루멘을 통해 상기 유체 소스로부터 열 교환 챔버로 냉각 유체의 전달을 제어하도록 구성된 펌프를 더 포함하는 의료기구.

청구항 242

청구항 241에 있어서, 상기 제1 전극 부재는 상기 열 교환 챔버와 유체 연통하는 복수의 관개 출구 포트를 포함하여, 상기 유체 소스에 의해 공급된 냉각 유체가 상기 관개 출구 포트로부터 배출됨으로써, 스플릿 팁 전극 어셈블리에 냉각을 제공하는 의료기구.

청구항 243

청구항 241에 있어서, 상기 열 교환 챔버와 상기 유체 소스 사이에서 연장되는 입구 루멘 및 상기 열 교환 챔버

와 상기 의료기구 외부의 회수 저장조 사이에서 연장되는 출구 루멘을 더 포함하는 의료기구.

청구항 244

청구항 243에 있어서, 상기 입구 루멘의 원단부는 상기 열 교환 챔버 내에서 난류를 유도하도록 상기 출구 루멘의 원단부로부터 멀리 이격되어 있는 의료기구.

청구항 245

청구항 238 내지 청구항 244 중 어느 한 항에 있어서, 상기 온도 센서는 써모커플 및/또는 서미스터를 포함하는 의료기구.

청구항 246

청구항 238 내지 청구항 245 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 센서는 각각 상기 전극 부재의 상기 근단부에 근위로 배치되거나 상기 복수의 제2 온도 센서는 각각 상기 전극 부재의 상기 근단부에 원위로 배치되는 의료기구.

청구항 247

청구항 238 내지 청구항 246 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 센서는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하며, 상기 복수의 제2 온도 센서는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하는 의료기구.

청구항 248

청구항 238 내지 청구항 247 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 센서는 3개의 온도 센서로 구성되며, 상기 복수의 제2 온도 센서는 3개의 온도 센서로 구성되는 의료기구.

청구항 249

청구항 248에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 센서는 약 120도만큼 이격되며, 상기 복수의 제2 온도 센서는 약 120도만큼 이격되는 의료기구.

청구항 250

청구항 238 내지 청구항 249 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 센서는 원주 방향으로 이격되는 의료기구.

청구항 251

청구항 238 내지 청구항 250 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 센서는 상기 제1 전극 부재의 외부면을 넘어 연장되는 의료기구.

청구항 252

청구항 238 내지 청구항 251 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 센서는 상기 신장된 몸체의 외부원주면 둘레로 원주 방향으로 이격되는 의료기구.

청구항 253

청구항 238 내지 청구항 252 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 센서의 적어도 일부는 상기 신장된 몸체의 외부 원주면을 넘어서 연장되는 의료기구.

청구항 254

의료기구에 있어서,

근단부와 원단부 및 상기 근단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 에너지 전달 부재-여기서, 상기 에너지 전달 부재는 대상의 표적 조직에 접촉하여 상기 표적 조직에 에너지를 전달하도록 구성됨;

상기 에너지 전달 부재의 원단부에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연됨; 및

상기 에너지 전달 부재의 근단부에 근접하게 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연됨-을 포함하는 의료기구.

청구항 255

청구항 254에 있어서, 각 온도 측정 장치는 써모커플 또는 서미스터를 포함하는 의료기구.

청구항 256

청구항 254 또는 청구항 255에 있어서, 상기 에너지 전달 부재는 단일(unitary) 전극, 또는 두 개의 분리되고 구분된 전극부를 포함하는 의료기구.

청구항 257

청구항 254 내지 청구항 256 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하는 의료기구.

청구항 258

청구항 254 내지 청구항 257 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치로 구성되며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치로 구성되는 의료기구.

청구항 259

청구항 254 내지 청구항 258 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 에너지 전달 부재의 상기 근단부에 근위로 배치되거나 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 에너지 전달 부재의 상기 근단부에 원위로 배치되는 의료기구.

청구항 260

청구항 259에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 센서 및 상기 복수의 제2 온도 센서는 상기 신장된 몸체의 외부면들로 원주 방향으로 이격되는 의료기구.

청구항 261

청구항 254 내지 청구항 260 중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 외부면을 넘어서 연장되어 상기 표적 조직 내 삽입 깊이를 가능하게 하는 의료기구.

청구항 262

청구항 254 내지 청구항 261 중 어느 한 항에 있어서, 전달되는 에너지는 표적 조직의 표면으로부터 심도에서 병변을 생성하기에 충분한 의료기구.

청구항 263

시스템에 있어서,

의료기구-여기서, 상기 의료기구는,

근단부와 원단부 및 상기 근단부를 포함하는 신장된 몸체,

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 에너지 전달 부재-여기서, 상기 에너지 전달 부재는 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선 주파수 에너지를 전달하도록 구성됨-,

상기 에너지 전달 부재 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연됨-, 및

상기 신장된 몸체를 따라 상기 에너지 전달 부재에 근위로 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복

수의 제2 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연됨-를 포함함;

신호를 온도 측정 장치 각각으로부터 수신하고,

수신된 신호에 기초하여 상기 조직에 대한 상기 의료기구의 상기 신장된 몸체의 상기 원단부의 배향을 결정하도록 구성된 프로세서; 및

하나 이상의 전도체를 통해 상기 에너지 전달 부재에 에너지를 제공하도록 구성된 에너지 소스-여기서, 상기 하나 이상의 전도체는 상기 에너지 소스로부터 에너지 전달 부재로 연장됨-를 포함하는 시스템.

청구항 264

청구항 263에 있어서, 상기 프로세서는 결정된 배향에 기초하여 하나 이상의 치료 파라미터를 조정하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 265

청구항 264에 있어서, 상기 하나 이상의 치료 파라미터는 치료 시간, 에너지의 파워, 목표 온도, 및 최대 온도 중 하나 이상을 포함하는 시스템.

청구항 266

청구항 263 내지 청구항 265 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 결정된 배향의 식별을 디스플레이에 출력하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 267

청구항 266에 있어서, 출력은 텍스트 정보를 포함하는 시스템.

청구항 268

청구항 266 또는 청구항 267에 있어서, 상기 디스플레이에는 그래픽 사용자 인터페이스를 포함하고, 상기 출력은 상기 결정된 배향을 나타내는 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함하는 시스템.

청구항 269

청구항 263 내지 청구항 268 중 어느 한 항에 있어서, 상기 조직에 대한 상기 의료기구의 상기 신장된 몸체의 원단부의 배향의 결정은 수신된 신호로부터 결정된 조직 측정치의 서로에 대한 비교에 기초하는 시스템.

청구항 270

청구항 263 내지 청구항 269 중 어느 한 항에 있어서, 상기 배향은 세 가지 배향 옵션 중 하나에서 선택되는 시스템.

청구항 271

청구항 270에 있어서, 상기 세 가지 배향 옵션은 수직, 평행, 경사인 시스템.

청구항 272

청구항 263 내지 청구항 271 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 결정된 배향이 에너지 전달 중에 변경되는 경우, 에너지 전달을 종료시키는 출력을 생성하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 273

시스템에 있어서,

카테터 의료기구-여기서, 상기 카테터 의료기구는,

근단부와 원단부 및 상기 근단부를 포함하는 신장된 몸체,

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 에너지 전달 부재-여기서, 상기 에너지 전달 부재는 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직에 에너지를 전달하도록 구성됨-,

상기 에너지 전달 부재 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연되며 서로 이격됨-, 및

상기 신장된 몸체를 따라 상기 에너지 전달 부재에 근위로 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연됨-를 포함함; 및

신호를 온도 측정 장치 각각으로부터 수신하고,

수신된 신호에 기초하여 심도에서 조직의 피크 온도를 계산하도록 구성된 프로세서를 포함하는 시스템.

청구항 274

청구항 273에 있어서, 상기 프로세서는 수신된 신호로부터 결정된 개별 온도 측정치를 서로 비교함으로써 심도에서 상기 조직의 피크 온도를 계산하도록 구성되는 시스템.

청구항 275

청구항 273 또는 청구항 274에 있어서, 상기 프로세서는 상기 계산된 피크 온도에 기초하여 하나 이상의 치료 파라미터를 조정하도록 구성된 시스템.

청구항 276

청구항 275에 있어서, 상기 하나 이상의 치료 파라미터는 치료 시간, 에너지의 파워, 목표 온도, 및 최대 온도 중 하나 이상을 포함하는 시스템.

청구항 277

청구항 273 내지 청구항 276 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 계산된 피크 온도가 문턱값 온도를 초과하는 경우, 에너지 전달을 종료시키는 출력을 생성하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 278

청구항 273 내지 청구항 277 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 결정된 배향의 식별을 디스플레이에 출력하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 279

시스템에 있어서,

카테터 의료기구-여기서, 상기 카테터 의료기구는,

근단부와 원단부 및 상기 근단부를 포함하는 신장된 몸체,

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 에너지 전달 부재-여기서, 상기 에너지 전달 부재는 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직에 충분한 에너지를 전달하도록 구성됨-,

상기 에너지 전달 부재에 형성된 분리된 개구 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연되며 서로 이격됨-, 및

상기 신장된 몸체를 따라 상기 에너지 전달 부재에 근위로 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연됨-를 포함함; 및

신호를 온도 측정 장치 각각으로부터 수신하고,

수신된 신호의 비교에 적어도 부분적으로 기초하여 심도에서 상기 조직 내 피크 온도 구역의 추정된 위치를 결정하도록 구성된 프로세서를 포함하는 시스템.

청구항 280

청구항 279에 있어서, 상기 프로세서는 추정된 위치에 기초하여 하나 이상의 치료 파라미터를 조정하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 281

청구항 279 또는 청구항 280에 있어서, 상기 하나 이상의 치료 파라미터는 치료 시간, 에너지의 파워, 목표 온도, 및 최대 온도 중 하나 이상을 포함하는 시스템.

청구항 282

청구항 279 내지 청구항 281 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 추정된 위치의 식별을 디스플레이에 출력하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 283

청구항 282에 있어서, 출력은 영숫자 정보를 포함하는 시스템.

청구항 284

청구항 282 또는 청구항 283에 있어서, 상기 디스플레이에는 그래픽 사용자 인터페이스를 포함하고, 상기 출력은 상기 피크 온도 구역의 추정된 위치를 나타내는 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함하는 시스템.

청구항 285

조직의 표면으로부터 심도에서 절제되는 조직의 피크 온도를 결정하는 방법에 있어서,

절제 카테터의 원단부에 배치된 복수의 제1 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계;

상기 복수의 제1 온도 센서로부터 가까운 거리에 배치된 복수의 제2 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계;

상기 복수의 제1 온도 센서 및 상기 복수의 제2 온도 센서로부터 수신된 신호로부터 온도 측정치를 결정하는 단계;

결정된 온도 측정치를 서로 비교하는 단계; 및

피크 온도를 결정하기 위해 비교에 적어도 부분적으로 기초하여 하나 이상의 결정된 온도 측정치들에 하나 이상의 보정 인자를 적용하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 286

청구항 285에 있어서, 결정된 피크 온도를 디스플레이 상에 출력하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 287

절제되는 조직 내의 피크 온도 구역의 위치를 결정하는 방법에 있어서,

절제 카테터의 원단부에 위치한 복수의 제1 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계;

상기 복수의 제1 온도 센서에 근접한 거리에 위치된 복수의 제2 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계;

상기 복수의 제1 온도 센서 및 상기 복수의 제2 온도 센서로부터 수신된 신호로부터 온도 측정치를 결정하는 단계;

결정된 온도 측정치를 서로 비교하는 단계; 및

비교에 적어도 부분적으로 기초하여 열적 병변의 피크 온도 구역의 위치를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 288

청구항 287에 있어서, 디스플레이 상에 결정된 피크 온도 구역 위치를 출력하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 289

말단 팁과 접촉하는 조직에 대한 절제 카테터의 말단 팁의 배향을 결정하는 방법에 있어서,

절제 카테터의 말단에 배치된 복수의 제1 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계;

상기 복수의 제1 온도 센서에 근접한 거리에 배치된 복수의 제2 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신

하는 단계;

상기 복수의 제1 온도 센서 및 상기 복수의 제2 온도 센서로부터 수신된 신호로부터 온도 측정치를 결정하는 단계;

결정된 온도 측정치 각각을 서로 비교하는 단계; 및

비교에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 말단 팀과 접촉하는 조직에 대한 상기 절제 카테터의 말단 팀의 배향을 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 290

청구항 289에 있어서, 디스플레이 상에 결정된 배향을 출력하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 291

청구항 290에 있어서, 출력은 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 292

청구항 290 또는 청구항 291에 있어서, 출력은 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함하는 방법.

청구항 293

의료기구에 있어서,

근단부와 원단부 및 상기 근단부를 포함하는 신장된 몸체;

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 에너지 전달 부재-여기서, 상기 에너지 전달 부재는 대상의 표적 조직에 접촉하여 상기 표적 조직에 에너지를 전달하도록 구성됨;

상기 에너지 전달 부재 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연되며 신장된 몸체의 종축에 실질적으로 수직인 제1 평면을 따라 배치됨; 및

상기 신장된 몸체의 길이 방향 축에 실질적으로 수직인 제2 평면을 따라 선택적으로 배치되는 복수의 제2 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 제1 평면에 근위한 길이 방향 축을 따라 축 방향으로 이격됨-를 포함하는 의료기구.

청구항 294

청구항 293에 있어서, 전달되는 에너지는 표적 조직의 표면으로부터 심도에서 병변을 생성하기에 충분한 의료기구.

청구항 295

청구항 293에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 원단부의 길이 방향 축에 실질적으로 수직하고 상기 복수의 제1 온도 측정 장치에 근위로 이격된 평면을 따라 배치되는 의료기구.

청구항 296

청구항 293에 있어서, 각 온도 측정 장치는 써모커플 또는 서미스터를 포함하는 의료기구.

청구항 297

청구항 293에 있어서, 각 온도 측정 장치는 타입 K 또는 타입 T 써모커플을 포함하는 의료기구.

청구항 298

청구항 293에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 센서를 포함하는 의료기구.

청구항 299

청구항 293에 있어서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치로 구성되며, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치로 구성되는 의료기구.

청구항 300

청구항 293에 있어서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 텁 전극의 상기 근단부에 근위로 배치되거나 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 각각 상기 텁 전극의 상기 근단부에 원위로 배치되는 의료기구.

청구항 301

근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체, 및

상기 신장된 몸체의 원단부에 배치되는 스플릿 텁 전극 어셈블리-여기서, 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리는, 상기 신장된 몸체에 배치된 제1 전극,

상기 제1 전극에 인접하게 배치된 적어도 제2 전극-여기서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하도록 구성됨-, 및

상기 제1 전극과 상기 제2 전극 사이에 배치된 전기적 절연 캡-여기서, 상기 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 상기 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함함-포함하는 에너지 전달 장치;

일정 범위의 주파수를 상기 전극 어셈블리에 전달하는 신호 소스를 포함하는 접촉 감지 서브시스템; 및

상기 주파수 범위 내의 상이한 주파수들이 상기 신호 소스에 의해 상기 전극 어셈블리에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고, 상이한 주파수에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며, 상기 임피던스 측정치의 처리에 기초하여 상기 전극 어셈블리가 조직과 접촉하는지를 판단하는 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 302

청구항 301에 있어서, 상기 에너지 전달 장치는 무선 주파수 절제 카테터를 포함하는 시스템.

청구항 303

청구항 301 또는 청구항 302에 있어서, 상기 제1 및 제2 전극은 무선 주파수 전극을 포함하는 시스템.

청구항 304

청구항 301 내지 청구항 303 중 어느 한 항에 있어서, 상기 신호 소스는 무선 주파수 에너지 소스를 포함하는 시스템.

청구항 305

청구항 301 내지 청구항 304 중 어느 한 항에 있어서, 상기 주파수 범위는 5 kHz부터 1000 kHz 사이인 시스템.

청구항 306

청구항 301 내지 청구항 305 중 어느 한 항에 있어서, 상기 상이한 주파수는 두 개의 분리된 주파수로 구성되는 시스템.

청구항 307

청구항 301 내지 청구항 306 중 어느 한 항에 있어서, 상기 상이한 주파수는 두 개 이상의 분리된 주파수를 포함하는 시스템.

청구항 308

청구항 301 내지 청구항 307 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는, 주파수 범위의 최소 주파수로부터 최대 주파수까지의 주파수의 전체 스윕이 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 얻도록 구성되는 시스템.

청구항 309

청구항 308에 있어서, 상기 주파수 범위는 5 kHz 및 1000 kHz인 시스템.

청구항 310

청구항 301 내지 청구항 309 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 접촉을 나타내는 출력을 생성하도록 더 구성된 시스템.

청구항 311

청구항 310에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 생성된 출력이 상기 프로세싱 장치와 통신하는 디스플레이에 표시되도록 하는 시스템.

청구항 312

청구항 310 또는 청구항 311에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 시스템.

청구항 313

청구항 310 내지 청구항 312 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 시스템.

청구항 314

청구항 310 내지 청구항 312 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 시스템.

청구항 315

청구항 301 내지 청구항 314 중 어느 한 항에 있어서, 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리에 신호를 전달하여 신호를 전달하여 조작을 절제하는데 충분한 에너지를 생성하도록 구성된 절제 에너지 소스를 더 포함하는 시스템.

청구항 316

청구항 315에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리가 조작과 접촉하고 있는지 여부의 결정에 기초하여 절제 에너지의 하나 이상의 에너지 전달 파라미터를 조정하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 317

청구항 301 내지 청구항 316 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 스플릿 텁 전극 어셈블리가 조작과 접촉하는지 여부의 결정에 기초하여 에너지 전달을 종료하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 318

청구항 315에 있어서, 상기 절제 에너지 소스 및 상기 신호 소스는 단일 소스인 시스템.

청구항 319

청구항 315에 있어서, 상기 신호 소스는 제1 신호 소스를 포함하며 상기 절제 에너지 소스는 상기 제1 소스로부터 분리되며 구분된 제2 소스를 포함하는 시스템.

청구항 320

청구항 301 내지 청구항 319 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 시간 도메인에서 실행되는 시스템.

청구항 321

청구항 301 내지 청구항 320 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 주파수 도메인에서 실행되는 시스템.

청구항 322

적어도 제1 주파수 및 제2 주파수를 한 쌍의 전극에 전달하도록 구성된 신호 소스; 및

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수가 상기 신호 소스에 의해 상기 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 임피던스 측

정치를 획득하고,

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며,

상기 임피던스 측정치의 처리에 기초하여 상기 한 쌍의 전극이 조직과 접촉하는지를 판단하는 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 323

청구항 322에 있어서, 상기 한 쌍의 전극은 무선 주파수 전극을 포함하는 시스템.

청구항 324

청구항 322에 있어서, 상기 신호 소스는 무선 주파수 에너지 소스를 포함하는 시스템.

청구항 325

청구항 322 내지 청구항 324 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수는 5 kHz 및 1000 kHz 사이인 시스템.

청구항 326

청구항 322 내지 청구항 325 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 큰 시스템.

청구항 327

청구항 322 내지 청구항 325 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수와 상이한 시스템.

청구항 328

청구항 322 내지 청구항 327 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 접촉을 나타내는 출력을 생성하도록 더 구성된 시스템.

청구항 329

청구항 328에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 생성된 출력이 상기 프로세싱 장치와 통신하는 디스플레이에 표시되도록 하는 시스템.

청구항 330

청구항 328 또는 청구항 329에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 시스템.

청구항 331

청구항 322 내지 청구항 330 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 시스템.

청구항 332

청구항 322 내지 청구항 330 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 시스템.

청구항 333

청구항 322 내지 청구항 332 중 어느 한 항에 있어서, 상기 한 쌍의 전극에 신호를 전달하여 신호를 전달하여 조직을 절제하는데 충분한 에너지를 생성하도록 구성된 절제 에너지 소스를 더 포함하는 시스템.

청구항 334

청구항 333에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 한 쌍의 전극이 조직과 접촉하고 있는지 여부의 결정에 기초하여 절제 에너지의 하나 이상의 에너지 전달 파라미터를 조정하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 335

청구항 333에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 한 쌍의 전극이 조직과 접촉하는지 여부의 결정에 기초하여 에너지 전달을 종료하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 336

청구항 333에 있어서, 상기 절제 에너지 소스 및 상기 신호 소스는 단일 소스인 시스템.

청구항 337

청구항 333에 있어서, 상기 신호 소스는 제1 신호 소스를 포함하며 상기 절제 에너지 소스는 상기 제1 소스로부터 분리되며 구분된 제2 소스를 포함하는 시스템.

청구항 338

청구항 322 내지 청구항 337 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 시간 도메인에서 실행되는 시스템.

청구항 339

청구항 322 내지 청구항 337 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 주파수 도메인에서 실행되는 시스템.

청구항 340

주파수 범위를 갖는 신호를 전달하도록 구성된 신호 소스; 및

상이한 주파수의 에너지가 상기 신호 소스에 의해 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고,

상기 상이한 주파수의 에너지에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며,

상기 한 쌍의 전극 중 적어도 하나와 접촉하는 조직이 절제되었는지를 판단하는 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 341

청구항 340에 있어서, 무선 주파수 절제 카테터는 상기 한 쌍의 전극을 포함하는 시스템.

청구항 342

청구항 340 또는 청구항 341에 있어서, 상기 신호 소스는 무선 주파수 제너레이터를 포함하는 시스템.

청구항 343

청구항 340 내지 청구항 342 중 어느 한 항에 있어서, 상기 주파수 범위는 5 kHz 및 1000 kHz 사이인 시스템.

청구항 344

청구항 340 내지 청구항 343 중 어느 한 항에 있어서, 상기 상이한 주파수는 두 개의 분리된 주파수를 포함하는 시스템.

청구항 345

청구항 340 내지 청구항 343 중 어느 한 항에 있어서, 상기 상이한 주파수는 두 개 이상의 분리된 주파수를 포함하는 시스템.

청구항 346

청구항 340 내지 청구항 345 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는, 주파수 범위의 최소 주파수로부터 최대 주파수까지의 주파수의 전체 스윕이 상기 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 얻도록 구성되는 시스템.

청구항 347

청구항 346에 있어서, 상기 주파수 범위는 5 kHz 및 1000 kHz인 시스템.

청구항 348

청구항 340 내지 청구항 348 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 결정에 기초하여 조직 유형을 나타내는 출력을 생성하도록 더 구성된 시스템.

청구항 349

청구항 348에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 생성된 출력이 상기 프로세싱 장치와 통신하는 디스플레이에 표시되도록 하는 시스템.

청구항 350

청구항 348 또는 청구항 349에 있어서, 상기 출력은 조직 유형을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 시스템.

청구항 351

청구항 348 내지 청구항 350 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 컬러를 포함하는 시스템.

청구항 352

청구항 348 내지 청구항 351 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 수치 지표를 포함하는 시스템.

청구항 353

청구항 318 내지 청구항 331 중 어느 한 항에 있어서, 상기 신호 소스는 조직을 절제하는데 충분한 주파수를 가진 신호를 상기 한 쌍의 전극에 제공하도록 구성된 시스템.

청구항 354

청구항 318 내지 청구항 331 중 어느 한 항에 있어서, 조직을 절제하는데 충분한 주파수를 가진 신호를 상기 한 쌍의 전극에 제공하도록 제2 신호 소스를 더 포함하는 시스템.

청구항 355

청구항 353 또는 청구항 354에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 한 쌍의 전극 중 적어도 하나와 접촉한 조직이 절제되었는지 여부의 결정에 기초하여 하나 이상의 에너지 전달 파라미터를 조정하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 356

청구항 353 또는 청구항 354에 있어서, 상기 프로세싱 장치는 상기 한 쌍의 전극 중 적어도 하나와 접촉한 조직이 절제되었는지 여부의 결정에 기초하여 에너지 전달을 종료하도록 더 구성되는 시스템.

청구항 357

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 시스템에 있어서,

상이한 주파수를 갖는 신호를 의료기구의 한 쌍의 전극에 전달하도록 구성된 신호 소스; 및

제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해서 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하고,

상기 제2 주파수와 상기 제1 주파수에서 임피던스 크기 사이의 비율을 결정하고,

결정된 비율이 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하도록 구성된 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 358

결정된 비율이 소정의 문턱값보다 높으면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성.

청구항 359

청구항 357에 있어서, 상기 신호 소스는 무선 주파수 에너지 소스를 포함하며, 상기 제1 및 제2 주파수는 5 kHz 및 1000 kHz 사이인 시스템.

청구항 360

청구항 357 또는 청구항 358에 있어서, 상기 신호 소스는 조직 절제에 적합한 주파수를 갖는 신호를 생성하도록 구성되는 시스템.

청구항 361

청구항 357 또는 청구항 358에 있어서, 조직 절제에 적합한 주파수를 갖는 신호를 생성하도록 구성된 제2 신호 소스를 더 포함하는 시스템.

청구항 362

청구항 359 또는 청구항 360에 있어서, 상기 주파수는 400 kHz와 600 kHz 사이인 시스템.

청구항 363

청구항 357 내지 청구항 361 중 어느 한 항에 있어서, 상기 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값인 시스템.

청구항 364

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 방법에 있어서, 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 신호를 상기 의료기구의 한 쌍의 전극에 인가하는 단계;

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 결과 파형을 처리하는 단계;

상기 제2 주파수와 상기 제1 주파수에서 임피던스의 크기 사이 비율을 결정하는 단계;

결정된 비율이 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계; 및 상기 결정된 비율이 상기 소정의 문턱값보다 높으면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 365

청구항 363에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수는 5 kHz 및 1000 kHz 사이인 방법.

청구항 366

청구항 363 또는 청구항 364에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 높은 방법.

청구항 367

청구항 363 내지 청구항 365 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치는 순차적으로 획득되는 방법.

청구항 368

청구항 363 내지 청구항 365 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치는 동시에 획득되는 방법.

청구항 369

청구항 363 내지 청구항 367 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 적어도 20 kHz 높은 방법.

청구항 370

청구항 363 내지 청구항 368 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수는 20 kHz이고 상기 제2 주파수는 800 kHz인 방법.

청구항 371

청구항 363 내지 청구항 369 중 어느 한 항에 있어서, 상기 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값인 방법.

청구항 372

청구항 363 내지 청구항 370 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 출력을 생성하는 단계 및 상기 제2 출력을 생성하는 단계는 상기 제1 출력 또는 상기 제2 출력을 디스플레이 상에 표시하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 373

청구항 371에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 374

청구항 371 또는 청구항 372에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 방법.

청구항 375

청구항 371 내지 청구항 373 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 방법.

청구항 376

청구항 363 내지 청구항 374 중 어느 한 항에 있어서, 결과 파형을 처리하는 단계는 임피던스 측정치를 획득하기 위해 변환을 적용하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 377

청구항 375에 있어서, 상기 변환은 퓨리에 변환인 방법.

청구항 378

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지 여부를 결정하기 위한 시스템에 있어서,

한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하는 신호 소스; 및

상기 한 쌍의 전극 사이에 형성된 결과 파형을 처리하여 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치들을 획득하고,

상기 제1 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 측정치가 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 높으면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하며,

상기 제1 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 측정치가 접촉 없음을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 379

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지를 결정하는 방법에 있어서,

제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 한 쌍의 전극에 전달하는 단계;

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하는 단계;

상기 제1 주파수 및/또는 상기 제2 주파수에서의 임피던스 크기가 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 높으면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계; 및

상기 제1 주파수 및/또는 상기 제2 주파수에서의 임피던스 크기가 접촉 없음을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 380

청구항 378에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 높은 방법

청구항 381

청구항 378에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수는 5 kHz 및 1000 kHz 사이인 방법.

청구항 382

청구항 378 내지 청구항 380 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치는 순차적으로 획득되는 방법.

청구항 383

청구항 378 내지 청구항 380 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치는 동시에 획득되는 방법.

청구항 384

청구항 378 내지 청구항 382 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 적어도 20 kHz 높은 방법.

청구항 385

청구항 378 내지 청구항 383 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수는 20 kHz이고 상기 제2 주파수는 800 kHz인 방법.

청구항 386

청구항 378 내지 청구항 384 중 어느 한 항에 있어서, 상기 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값인 방법.

청구항 387

청구항 378 내지 청구항 385 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 출력을 생성하는 단계 및 상기 제2 출력을 생성하는 단계는 상기 제1 출력 또는 상기 제2 출력을 디스플레이 상에 표시하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 388

청구항 386에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 389

청구항 386 또는 청구항 387에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 방법.

청구항 390

청구항 386 내지 청구항 388 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 방법.

청구항 391

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지 여부를 결정하기 위한 시스템에 있어서,

한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 멀티 톤 파형을 생성하는 신호 소스; 및

결과 파형을 처리하여 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치들을 획득하고,

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 혈액 또는 혈액과 식염수 혼합물의 공지된 임피던스와 비교하고,

상기 제1 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 서로 비교하며,

상기 비교에 기초하여 상기 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지 여부를 나타내는 출력을 생성하는 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 392

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 방법에 있어서, 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 멀티 톤 과형을 한 쌍의 전극에 인가하는 단계;

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 결과 과형을 처리하는 단계;

상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 혈액 또는 혈액과 식염수 혼합물의 공지된 임피던스와 비교하는 단계;

상기 제1 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 서로 비교하는 단계; 및

상기 비교에 기초하여 상기 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지 여부를 나타내는 출력을 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 393

청구항 391에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 높은 방법.

청구항 394

청구항 391 또는 청구항 392에 있어서, 상기 제1 주파수와 상기 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이에 있는 방법.

청구항 395

청구항 391 내지 청구항 393 중 어느 한 항에 있어서, 상기 결과 과형을 처리하는 단계는 임피던스 측정치를 획득하기 위해 변환을 적용하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 396

청구항 394에 있어서, 상기 변환은 퓨리에 변환인 방법.

청구항 397

청구항 391 내지 청구항 395 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및/또는 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치의 위상은 혈액 또는 혈액 및 식염수 혼합물에 대한 공지의 위상 응답과 비교되고, 상기 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지의 여부를 나타내는 출력을 생성하기 위하여 임피던스 측정치의 크기 값과 관련하여 이용되는 방법.

청구항 398

청구항 391 내지 청구항 396 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 적어도 20 kHz 높은 방법.

청구항 399

청구항 391 내지 청구항 397 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수는 20 kHz이고 상기 제2 주파수는 800 kHz인 방법.

청구항 400

청구항 391 내지 청구항 398 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력을 생성하는 단계는 상기 출력을 디스플레이에 표시하도록 하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 401

청구항 399에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 402

청구항 399 또는 청구항 400에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 방법.

청구항 403

청구항 399 내지 청구항 401 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 방법.

청구항 404

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 시스템에 있어서,

한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하도록 구성된 신호 소스; 및 복수의 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 의료기구의 한 쌍의 전극에 인가하고,

상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 상기 복수의 주파수 중 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 획득하고,

주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉을 나타내는 모델을 따르면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하며,

주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉 없음을 나타내는 모델을 따르면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 405

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 한 쌍의 전극을 포함하는 의료기구가 조직과 접촉하는지를 결정하는 방법에 있어서,

복수의 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 의료기구의 한 쌍의 전극에 인가하는 단계;

상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 복수의 주파수 중 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 획득하는 단계;

주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉을 나타내는 모델을 따르면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계; 및

주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉 없음을 나타내는 모델을 따르면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 406

청구항 404에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치는 동시에 획득되는 방법.

청구항 407

청구항 404에 있어서, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치는 순차적으로 획득되는 방법.

청구항 408

청구항 404 내지 청구항 406 중 어느 한 항에 있어서, 상기 주파수 범위는 5 kHz와 1000 kHz 사이인 방법.

청구항 409

청구항 404 내지 청구항 407 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 높은 방법.

청구항 410

청구항 404 내지 청구항 408 중 어느 한 항에 있어서, 상기 결과 파형을 처리하는 단계는 임피던스 측정치를 획득하기 위해 상기 결과 파형에 변환을 적용하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 411

청구항 409에 있어서, 상기 변환은 퓨리에 변환을 포함하는 방법.

청구항 412

청구항 404 내지 청구항 410 중 어느 한 항에 있어서, 상기 주파수 범위 내에서 적어도 제3 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 413

청구항 404 내지 청구항 410 중 어느 한 항에 있어서, 상기 주파수 범위 내에서 복수의 중간 주파수에서 복수의 임피던스 측정치를 획득하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 414

청구항 404 내지 청구항 412 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 출력을 생성하는 단계 및 상기 제2 출력을 생성하는 단계는 상기 제1 출력 또는 상기 제2 출력을 디스플레이 상에 표시하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 415

청구항 413에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 416

청구항 413 또는 청구항 414에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 방법.

청구항 417

청구항 413 내지 청구항 415 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 방법.

청구항 418

한 쌍의 전극을 포함하는 절제 카테터에 의해 조직이 절제되었는지 여부를 결정하기 위한 시스템에 있어서,
절제 카테터를 따라 한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하도록 구성된
신호 소스; 및

상기 한 쌍의 전극 사이에 형성된 결과 파형을 처리하여 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치들을 획득하고,

제1 및/또는 제2 주파수에서의 제1 임피던스 측정치가 공지된 혈액의 임피던스 레벨 이상이고

상기 제1 임피던스 측정치에 대한 제2 임피던스 측정치의 비율이 소정의 문턱값보다 높으면, 절제된 조직을 나타내는 제1 출력을 생성하며,

상기 제1 임피던스 측정에 대한 상기 제2 임피던스 측정의 비율이 소정의 문턱값보다 낮으면, 생존 조직을 나타내는 제2 출력을 생성하도록 구성된 프로세싱 장치를 포함하는 시스템.

청구항 419

한 쌍의 전극을 포함하는 절제 카테터에 의해 조직이 절제되었는지 여부를 결정하는 방법에 있어서,

제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 하나 이상의 신호를 절제 카테터를 따라 한 쌍의 전극에 인가하는 단계;

한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 획득하는 단계;

제1 및/또는 제2 주파수에서의 제1 임피던스 측정치가 공지된 혈액의 임피던스 레벨 이상이고

상기 제1 임피던스 측정치에 대한 제2 임피던스 측정치의 비율이 소정의 문턱값보다 높으면, 절제된 조직을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계; 및

상기 제1 임피던스 측정에 대한 상기 제2 임피던스 측정의 비율이 소정의 문턱값보다 낮으면, 생존 조직을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 420

청구항 418에 있어서, 상기 제1 주파수와 상기 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이에 있는 방법.

청구항 421

청구항 418 또는 청구항 419에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 높은 방법.

청구항 422

청구항 418 내지 청구항 420 중 어느 한 항에 있어서, 상기 결과 과형을 처리하는 단계는 임피던스 측정치를 획득하기 위해 상기 결과 과형에 변환을 적용하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 423

청구항 421에 있어서, 상기 변환은 퓨리에 변환을 포함하는 방법.

청구항 424

청구항 418 내지 청구항 422 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 주파수는 상기 제1 주파수보다 적어도 20 kHz 높은 방법.

청구항 425

청구항 418 내지 청구항 423 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 주파수는 20 kHz이고 상기 제2 주파수는 800 kHz인 방법.

청구항 426

청구항 418 내지 청구항 424 중 어느 한 항에 있어서, 상기 소정의 문턱값은 0.5와 0.8 사이의 값인 방법.

청구항 427

청구항 418 내지 청구항 425 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 출력을 생성하는 단계 및 상기 제2 출력을 생성하는 단계는 상기 제1 출력 또는 상기 제2 출력을 디스플레이 상에 표시하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 428

청구항 426에 있어서, 상기 출력은 조직 유형을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 429

청구항 426 또는 청구항 427에 있어서, 상기 출력은 컬러를 포함하는 방법.

청구항 430

청구항 426 내지 청구항 428 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 수치 지표를 포함하는 방법.

청구항 431

청구항 418 내지 청구항 429 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제2 출력에 기초하여 하나 이상의 에너지 전달 파라미터를 변경하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 432

청구항 418 내지 청구항 430 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 출력에 기초하여 에너지 전달을 종료하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 433

임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 한 쌍의 전극을 갖는 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 방법에 있어서,

주파수들의 범위 내의 제1 주파수가 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 제1 임피던스 측정치를 획득하는 단계;

상기 주파수들의 범위 내의 제2 주파수가 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 제2 임피던스 측정치를 획득하는 단계;

상기 주파수들의 범위 내의 제3 주파수가 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 제3 임피던스 측정치를 획득하는 단계;

상기 주파수들의 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 높으면, 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계; 및

상기 주파수들의 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 상기 소정의 문턱값보다 낮으면, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 434

청구항 432에 있어서, 상기 주파수들의 범위는 5 kHz와 1000 kHz 사이인 방법.

청구항 435

청구항 432 또는 청구항 433에 있어서, 상기 제1 주파수는 20 kHz이고 상기 제2 주파수는 800 kHz이며, 상기 제3 주파수는 20 kHz와 800 kHz 사이인 방법.

청구항 436

청구항 432 내지 청구항 434 중 어느 한 항에 있어서, 상기 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값인 방법.

청구항 437

청구항 432 내지 청구항 435 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제1 출력을 생성하는 단계 및 상기 제2 출력을 생성하는 단계는 상기 제1 출력 또는 상기 제2 출력을 디스플레이 상에 표시하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 438

청구항 436에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함하는 방법.

청구항 439

청구항 436 또는 청구항 437에 있어서, 상기 출력은 접촉을 나타내는 정량적 측정치를 포함하는 방법.

청구항 440

청구항 436 내지 청구항 438 중 어느 한 항에 있어서, 상기 출력은 접촉의 정성적 평가를 포함하는 방법.

발명의 설명

배경기술

[0001] 본 출원은 2014년 11월 19일자로 출원된 미국 가출원 제62/081,710호, 2014년 12월 19일자로 출원된 미국 가출원 제62/094,892호, 2015년 3월 18일 출원된 미국 가출원 제62/135,046호, 2015년 3월 18일 출원된 미국 가출원 제62/135,025호, 2015년 8월 28일자로 출원된 미국 가출원 제62/211,539호 및 2015년 3월 25일자로 출원된 미국 가출원 제62/138,338호에 대한 우선권을 가지며, 이들 각각의 전체 내용은 그 전체가 본 출원에 참고로서 인용된다.

[0002] 조직 절제(Tissue ablation)는 다양한 임상 질환을 치료하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 조직 절제는, 심장 근육에 비정상적인 전기 신호를 전도시키는 이상 경로를 적어도 부분적으로 파괴(예를 들어, 적어도 부분적으로 또는 완전하게 절제, 중단(interrupt), 억제(inhibit), 전도의 종료(terminate), 또는 영향을 미치는 등)함으로써 심장 부정맥(cardiac arrhythmias)을 치료하는데 이용될 수 있다. 동결절제(cryoablation), 마이크로 웨이브 절제, RF(radio frequency) 절제 및 무선 주파수 초음파 절제를 포함한 여러 절제 기법이 개발되었다. 심장 적용을 위해서, 절제 팁을 가진 카테터를 정맥 혈관계(venous vasculature)를 통해 심장 내막(endocardium)에 삽입하고, 촉각 피드백에 기초하여 심장 내막의 적절한 부위라고 생각되는 곳에 인접하게 절제 팁을 위치시키고, 심전도(electrocardiogram, ECG) 신호, 해부학(anatomy) 및/또는 형광 투시 이미징을 매핑하고, 관개 유체를 흘려서 선택된 부위의 표면을 차갑게 한 후 절제 팁을 선택된 부위에 있는 조직을 파괴하기에 충분한 시

간 및 전력으로 작동시키는 임상의(clinician)에 의해 그러한 기법들이 일반적으로 실행된다.

[0003] 성공적인 전기생리학적 처치(procedure)는 해부학적 기질에 대한 정확한 지식을 요구한다. 또한, 절제 처치는 완료 후 짧은 시간 내에 평가될 수 있다. 심장 절제 카테터는 일반적인 매핑 전극만을 통상적으로 운반한다. 심장 절제 카테터는 고분해능 매핑 전극을 포함할 수 있다. 이러한 고분해능 매핑 전극은 해부학적 기질 및 절제 술의 결과에 대해 보다 정밀하고 상세한 정보를 제공한다. 고분해능 매핑 전극은, 전기생리학이 전기목선도의 형태, 이들의 진폭과 폭의 형태를 정확하게 평가하고 페이싱 문턱값의 변화를 결정할 수 있도록 한다. 형태, 진폭 및 페이싱 문턱값은 절제 결과에 대한 유용한 정보를 제공하는 일반적으로 인정되고 신뢰할 수 있는 전기생리학적(EP) 마커이다.

발명의 내용

[0004] 일부 실시예에 따르면, 심장 조직의 절제 및 고분해능을 위한 장치는, 원단부(distal end)를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등) 및 상기 신장된 몸체의 상기 원단부를 따라 배치된 전극 어셈블리를 포함하되, 상기 전극 어셈블리는 제1 전극부, 상기 제1 전극부에 인접하여 배치된 적어도 제2 전극부-여기서, 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부는 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선 주파수 에너지를 전달-, 상기 제1 전극부와 상기 제2 전극부 사이에 배치되는 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 전극부와 상기 제2 전극부를 분리하는 캡 폭을 포함함-, 및 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치되는 적어도 하나의 분리자(separator)-여기서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극부의 근단부(proximal end) 및 상기 제2 전극부의 원단부에 접촉함-를 포함한다. 상기 장치는 에너지 전달 모듈을 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하는 적어도 하나의 전도체를 더 포함하되, 상기 적어도 하나의 전도체는 상기 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합되며, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있다.

[0005] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 상기 제1 전극부를 상기 제2 전극부에 전기적으로 결합시키며, 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부를 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하는 필터링 소자를 더 포함하되, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함하고, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF(예를 들어, 100 nF, 50-100, 100-150, 150-200, 200-250, 250-300 nF, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)의 커패시턴스를 포함하고, 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로-여기서 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극부로 연장됨-를 포함하고, 상기 제1 전극부는 상기 적어도 하나의 관개 통로와 유체 연통하는 적어도 하나의 출구 포트를 포함하며, 상기 캡 폭은 대략 02 내지 1.0 mm(예를 들어, 0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상술한 범위 내에 있는 값들, 0.2 mm 이하, 1 mm 이상, 등)이고, 약 3 음 이하의 직렬 임피던스(예를 들어, 0-1, 1-2, 2-3 음, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)가 동작 RF 주파수 범위에서 상기 제1 전극부 및 상기 제2 전극부 사이에 도입되며, 상기 동작 RF 주파수 범위는 200 kHz 내지 10 MHz(예를 들어, 200-300, 300-400, 400-500, 500-600, 600-700, 700-800, 800-900, 900-1000 kHz, 10 MHz 이상 또는 상기 범위 사이의 주파수 등)이다. 전극부 또는 전극 섹션은 본 명세서에서 전극과 번갈아가며 사용될 수 있다.

[0006] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는, 상기 전극 어셈블리의 원단부에 형성된 분리된 어퍼처(aperture)들 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치(예를 들어, 써모커플, 다른 온도 센서, 등)는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨-, 및 상기 전극 어셈블리의 근단부에 대해 위치한 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치(예를 들어, 써모커플, 다른 온도 센서, 등)-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨-, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치로부터 결정된 온도 측정치들은 치료중인 조직에 대한 상기 전극 어셈블리의 배향을 결정할 수 있도록 하고, 열 흡수 소자를 상기 전극 어셈블리와 열적 연통하게 하여 상기 전극 어셈블리 및 상기 전극 어셈블리가 작동될 때 상기 전극 어셈블리에 의해 치료중인 조직 중 적어도 어느 하나로부터 열을 선택적으로 제거하도록 하는 적어도 하나의 열 센트 부재, 일정 범위의 주파수를 상기 전극 어셈블리에 전달하는 신호 소스를 포함하는 접촉 감지 서브시스템, 및 상기 주파수 범위 내의 상이한 주파수들이 상기 신호 소스에 의해 상기 전극 어셈블리에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고 상이한 주파수에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며 상기 임피던스 측정치의 처리에 기초하여 상기 전극 어셈블리가 조직과 접촉하는지를 판단하는 프로세싱 장치를 더 포함하되, 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하며, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극부로 연장된다.

- [0007] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는, 상기 전극 어셈블리의 원단부에 형성된 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치(예를 들어, 써모커플, 다른 온도 센서, 등)-여기서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨-, 및 상기 전극 어셈블리의 근단부에 대해 위치한 분리된 어퍼처들 내에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치(예를 들어, 써모커플, 다른 온도 센서, 등)-여기서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 전극 어셈블리로부터 열적으로 절연됨-를 더 포함하되, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 복수의 제2 온도 측정 장치로부터 결정된 온도 측정치들은 치료중인 조직에 대한 상기 전극 어셈블리의 배향을 결정할 수 있도록 한다.
- [0008] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 열 흡수 소자를 상기 전극 어셈블리와 열적 연통하게 하여 상기 전극 어셈블리 및 상기 전극 어셈블리가 작동될 때 상기 전극 어셈블리에 의해 치료중인 조직 중 적어도 어느 하나로부터 열을 선택적으로 제거하도록 하는 적어도 하나의 열 센트 부재를 더 포함한다.
- [0009] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 일정 범위의 주파수를 상기 전극 어셈블리에 전달하는 신호 소스를 포함하는 접촉 감지 서브시스템, 및 상기 주파수 범위 내의 상이한 주파수들이 상기 신호 소스에 의해 상기 전극 어셈블리에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고 상이한 주파수에서 획득한 임피던스 측정치를 처리하며 상기 임피던스 측정치의 처리에 기초하여 상기 전극 어셈블리가 조직과 접촉하는지를 판단하는 프로세싱 장치를 더 포함한다.
- [0010] 일부 실시예에 따르면, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF(예를 들어, 100 nF, 50-100, 100-150, 150-200, 200-250, 250-300 nF, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)의 커패시턴스를 포함한다.
- [0011] 일부 실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장된 적어도 하나의 유체 도관(예를 들어, 내부 통로)과 열적 연통하며, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 전극 어셈블리 및/또는 상기 전극 어셈블리에 인접하게 위치한 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거하도록 상기 전극을 유체 소스와 유체 연통하게 한다.
- [0012] 일부 실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 보다 큰 열 확산율(thermal diffusivity)을 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다.
- [0013] 일부 실시예에 따르면, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 원단부의 길이 방향 축에 실질적으로 수직하고 상기 복수의 제1 온도 측정 장치에 근위로 이격된 평면을 따라 배치된다. 일부 실시예에서, 각 온도 측정 장치는 써모커플, 서미스터 및/또는 임의의 다른 유형의 온도 센서 또는 온도 측정 장치 또는 컴포넌트를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 복수의 제1 온도 측정 장치는 적어도 3개(예를 들어, 3개, 4 개, 5 개, 6 개, 6 개 이상 등)의 온도 센서를 포함하고, 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 3개(예를 들어, 3, 4, 5, 6, 6 개 이상 등)의 온도 센서를 포함한다.
- [0014] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 고분해능 매핑을 가능하게 하는 수단을 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 제1 및 제2 전극부들을 전기적으로 분리하는 것은 표적 해부 영역(targeted anatomical area)을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하나의 분리자를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극의 근단부 및 상기 제2 전극부의 원단부와 접촉한다.
- [0015] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 에너지 전달 모듈을 상기 제1 및 제2 전극 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하도록 구성된 적어도 하나의 전도체를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 상기 적어도 하나의 전도체는 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합된다.
- [0016] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합시키는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료되는 조직의 임피던스보다 낮다. 일부 실시예에서, 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm(예를 들어, 0.5 mm, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.2 mm 이하, 1 mm 이상)이다. 일부 실시예에서, 상기 신장된 몸체(예를 들어, 카테터)는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하고, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극까지 연장된다.
- [0017] 일부 실시예에 따르면, 상기 적어도 제2 전극은 제2 전극부와 제3 전극부를 포함하되, 상기 제2 전극부는 제1

전극부와 제3 전극부 사이에 축 방향으로 배치되며, 전기적 절연 캡은 상기 제2 전극부와 상기 제3 전극부를 분리시킨다. 일부 실시예에서, 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 증가시키기 위해 상기 제1 및 제2 전극부 사이 및 상기 제2 및 제3 전극부 사이에 캡이 포함된다. 일부 실시예에서, 상기 비율은 0.2 내지 0.8(예를 들어, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-5.0, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 상술한 범위 사이의 비율 등)이다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 상기 제2 및 제3 전극부 사이의 캡 내에 배치된 분리자를 더 포함한다.

[0018] 일부 실시예에 따르면, 조직을 매핑하고 제거하기 위한 장치는 근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체에 배치된 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션), 상기 제1 전극에 인접하게 배치된 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)-여기서, 상기 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션) 및 상기 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 대상의 조직에 접촉하며 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선 주파수 에너지를 전달함-, 상기 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)과 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 배치된 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 분리하는 캡 폭을 포함함-, 및 상기 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 상기 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)에 전기적으로 결합시키며 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하는 필터링 소자를 포함한다.

[0019] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 고분해능 매핑을 가능하게 하는 수단을 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역(예를 들어, 심장 조직)을 따라 고분해능 매핑이 가능하게 된다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하나의 분리자를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 적어도 하나의 분리자는 상기 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)의 근단부 및 상기 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)의 원단부와 접촉한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 에너지 전달 모듈을 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하도록 하는 적어도 하나의 전도체를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 상기 적어도 하나의 전도체는 상기 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합된다.

[0020] 일부 실시예에 따르면, 상기 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있다. 일부 실시예들에서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF(예를 들어, 100 nF, 50-100, 100-150, 150-200, 200-250, 250-300 nF, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)의 커패시턴스를 포함한다. 일부 실시예에서, 커패시터는 100nF의 커패시턴스를 포함한다. 일부 실시예에서, 3 옴 이하(예를 들어, 0-1, 1-2, 2-3 옴, 상기 범위 사이의 값 등)의 직렬 임피던스가 동작 RF 주파수 범위에서 제1 및 제2 전극 사이에 도입된다. 일부 실시예에서, 동작 RF 주파수 범위는 200 kHz 내지 10 MHz의 주파수(예를 들어, 200-300, 300-400, 400-500, 500-600, 600-700, 700-800, 800-900, 900-1000 kHz, 10 MHz 이상 또는 상기 범위 사이의 주파수 등)이다.

[0021] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하이다. 일부 실시예에서, 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm(예를 들어, 0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.2mm 이하, 1mm 이상 등)이다. 일부 실시예에서, 캡 폭은 0.5 mm이다.

[0022] 일부 실시예에 따르면, 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하고, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 상기 제1 전극까지 연장된다. 일부 실시예들에서, 상기 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 상기 적어도 하나의 관개 통로와 유체 연통하는 적어도 하나의 출구 포트를 포함한다.

[0023] 일부 실시예에 따르면, 적어도 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 제2 전극(및 전극부 또는 섹션) 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 포함하고, 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 제1 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 축 방향으로 배치되며, 전기적 절연 캡은 제2 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 분리한다. 일부 실시예에서, 캡은 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이 및 제2 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 포함되어 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 증가시킨다. 일부 실시예에서, 상기 비율은 0.2 내지 0.8(예를 들어, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-5.0, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 상기 범위 사이의 비율 등)이다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 제2 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이의 캡 내에 배치된 분리자를 더 포함한다.

[0024] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 카테터의 원단부에 배치된 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션), 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)의 근위 위치에 배치된 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)-여기서, 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 대상의 조직(예를 들어, 심장 조직, 다른 표적 해부 조직 등)에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부

분적으로 절제하는데 충분한 에너지를 전달함-, 제1 전극(및 전극부 또는 섹션)과 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 배치된 전기적 절연 캡-여기서, 상기 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 분리하는 캡 폭을 포함함-, 및 상기 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 상기 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)에 전기적으로 결합시키는 필터링 소자를 포함한다.

[0025] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능하게 된다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된 적어도 하나의 분리자를 더 포함한다. 몇몇 실시예에서, 적어도 하나의 분리자는 제1 전극(또는 전극부 또는 섹션)의 근단부 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)의 원단부와 접촉한다.

[0026] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 중 적어도 하나에 에너지를 공급(energize)하는 적어도 하나의 전도체를 추가적으로 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 전도체는 에너지 전달 모듈(예를 들어, RF 제너레이터)에 전기적으로 결합된다.

[0027] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 더 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성된다.

[0028] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수(RF) 범위에 있다. 일부 실시예에서, 동작 RF 주파수 범위는 200 kHz 내지 10 MHz의 주파수 (예를 들어, 200-300, 300-400, 400-500, 500-600, 600-700, 700-800, 800-900, 900-1000 kHz, 10 MHz 이상 또는 상기 범위 사이의 주파수 등)이다. 일부 실시예들에서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF(예를 들어, 100 nF, 50-100, 100-150, 150-200, 200-250, 250-300 nF, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)의 커패시턴스를 포함한다. 일부 실시예에서, 3 음 이하(예를 들어, 0-1, 1-2, 2-3 음, 상기 범위 사이의 값 등)의 적렬 임피던스가 500 kHz에서 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 도입된다.

[0029] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 적렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하이다. 일부 실시예에서, 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm(예를 들어, 0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.2 mm 이하, 1 mm 이상 등)이다. 일부 실시예에서, 캡 폭은 0.5 mm이다.

[0030] 일부 실시예에 따르면, 적어도 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 제2 전극(및 전극부 또는 섹션) 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 포함하고, 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)은 제1 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 축 방향으로 배치되며, 전기적 절연 캡은 제2 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 분리한다. 일부 실시예에서, 분리자는 제2 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이의 캡 내에 위치된다. 일부 실시예에서, 캡들은 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이 및 제2 및 제3 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 포함되어 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 증가시킨다. 일부 실시예에서, 상기 비율은 0.2 내지 0.8(예를 들어, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 상기 범위 사이의 비율 등)이다.

[0031] 일부 실시예에 따르면, 상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 더 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성된다. 일부 실시예에서, 상기 시스템은 절제 장치, 및 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 포함한다.

[0032] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치로 에너지를 전달하는 방법은, 카테터(또는 다른 의료기구)에 배치된 스플릿 텁 또는 스플릿 섹션 전극-상기 스플릿 텁 또는 스플릿 섹션 전극은 제1 전극 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)을 포함하며, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 에너지를 전달함-에 에너지를 공급하는 단계를 포함하되, 전기적 절연 캡은 제1 전극과 제2 전극 사이에 배치되고, 상기 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함하고, 필터링 소자는 상기 제1 전극을 상기 제2 전극에 전기적으로 결합시키며, 상기 제1 및 제2 전극을 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능하게 된다.

[0033] 일부 실시예에 따르면, 상기 방법은 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)으로부터 고분해능 매핑 데이터를 수신하는 단계를 추가적으로 포함하며, 상기 고분해능 매핑 데이터는 상기 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션)에 인접한 대상의 조직에 관한 것이다. 일부 실시예에서, 상기 고분해능 매핑 데이터의 수신은 카테터 상에 배치된 스플릿 텁 전극에 에너지를 공급하기 전, 도중 또는 후에 일어난다.

- [0034] 일부 실시예에 따르면, 대상의 조직을 매핑하는 방법은, 스플릿 텁 또는 스플릿 섹션 전극-상기 스플릿 텁 또는 스플릿 섹션 전극은 카테터에 위치한 스플릿 섹션 전극을 배치하는 제1 전극 및 제2 전극을 포함하고, 상기 스플릿 텁 또는 스플릿 섹션 전극은 전기적 절연 캡에 의해 분리된 제1 전극 및 제2 전극을 포함함-을 이용하여 고분해능 매핑 데이터를 수신하는 단계를 포함하되, 필터링 소자는 동작 RF 주파수 범위에서 상기 제1 전극을 상기 제2 전극에 전기적으로 결합시키며, 상기 제1 및 제2 전극을 전기적으로 절연시킴으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑이 가능하게 된다.
- [0035] 일부 실시예에 따르면, 상기 방법은 상기 대상의 조직을 적어도 부분적으로 절제하기에 충분한 에너지를 전달하기 위해 상기 제1 및 제2 전극 중 적어도 하나에 에너지를 공급하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 고분해능 매핑 데이터는 제1 및 제2 전극에 인접한 대상의 조직에 관한 것이다. 일부 실시예에서, 고분해능 매핑 데이터를 수신하는 것은 카테터 상에 배치된 스플릿 텁 또는 스플릿 섹션 전극에 에너지를 공급하기 전, 동안 또는 후에 발생한다.
- [0036] 일부 실시예에 따르면, 분리자는 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 배치된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 분리자는 제1 전극의 근단부 및 제2 전극의 원단부와 접촉한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극은 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합된 적어도 하나의 전도체를 사용하여 선택적으로 에너지가 공급된다. 일부 실시예에서, 매핑 데이터는 전기 생리학적 레코더에 제공된다.
- [0037] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수(RF) 범위에 있다. 일부 실시예들에서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함한다.
- [0038] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수(RF) 범위에 있다. 일부 실시예에서, 동작 RF 주파수 범위는 200 kHz 내지 10 MHz의 주파수 (예를 들어, 200-300, 300-400, 400-500, 500-600, 600-700, 700-800, 800-900, 900-1000 kHz, 10 MHz 이상 또는 상기 범위 사이의 주파수 등)이다. 일부 실시예들에서, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 커패시터는 50 내지 300 nF(예를 들어, 100 nF, 50-100, 100-150, 150-200, 200-250, 250-300 nF, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)의 커패시턴스를 포함한다. 일부 실시예에서, 3 옴 이하(예를 들어, 0-1, 1-2, 2-3 옴, 상기 범위 사이의 값 등)의 직렬 임피던스가 500 kHz에서 제1 및 제2 전극(또는 전극부 또는 섹션) 사이에 도입된다.
- [0039] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하이다. 일부 실시예에서, 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm(예를 들어, 0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.2mm 이하, 1mm 이상 등)이다. 일 실시예에서, 캡 폭은 0.5 mm이다.
- [0040] 일부 실시예에 따르면, 심장 조직의 절제 및 고분해능 매핑을 위한 키트는, 고분해능 장치를 포함하며, 상기 장치는 절제 에너지를 표적 조직에 제공하도록 더 구성되고, 상기 장치는 근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등)-여기서, 상기 신장된 몸체는 전극 어셈블리를 포함하고, 상기 전극 어셈블리는 제1 및 제2 고분해능 전극부를 포함함-, 상기 신장된 몸체에 배치된 상기 제1 고분해능 전극부, 상기 제1 고분해능 전극부에 인접하게 배치된 상기 제2 고분해능 전극부-여기서, 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부는 대상의 조직에 접촉함-및 상기 제1 고분해능 전극부 및 상기 제2 고분해능 전극부 사이에 배치되는 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부를 분리하는 캡 폭을 포함함-을 포함하되, 상기 제1 고분해능 전극부는 필터링 소자를 사용하여 상기 제2 고분해능 전극부에 전기적으로 결합하도록 구성되고, 상기 필터링 소자는 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부를 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하도록 구성되며, 상기 장치는 상기 대상의 표적 조직 내에 배치되어 상기 절제 에너지가 상기 제1 및 제2 고분해능 전극부에 전달되지 않을 때 상기 조직에 관한 고분해능 매핑 데이터를 획득하도록 구성된다. 상기 키트는 상기 전극 어셈블리에 전달되는 에너지를 발생시키도록 구성된 에너지 전달 모듈, 및 상기 에너지 전달 모듈로부터 상기 전극 어셈블리로의 에너지 전달을 조절하도록 구성된 프로세서를 더 포함한다.
- [0041] 일부 실시예에 따르면, 심장 조직의 절제 및 고분해능 매핑을 위한 키트는, 절제 장치, 전극 어셈블리에 전달되는 에너지를 발생하도록 구성된 에너지 전달 모듈(예를 들어, 제너레이터) 및, 상기 에너지 전달 모듈로부터 상기 전극 어셈블리로의 에너지의 전달을 조절하는 프로세서를 포함한다. 일부 실시예에서, 에너지 전달 모듈은 RF 제너레이터를 포함한다. 일부 실시예에서, 에너지 전달 모듈은 상기 장치에 연결되도록 구성된다.
- [0042] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치에 에너지를 선택적으로 전달하기 위한 제너레이터는 상기 절제 장치로 전달되

는 절제 에너지를 생성하도록 구성된 에너지 전달 모듈 및 상기 에너지 전달 모듈로부터 상기 절제 장치로의 에너지 전달을 조절하도록 구성된 프로세서를 포함한다.

[0043] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 전극, 및 상기 전극이 작동될 때 열 흡수 소자를 상기 전극과 열적으로 연통되게 하여 상기 전극 및 상기 전극에 의해 치료중인 조직 중 적어도 하나로부터 선택적으로 열을 제거하는 적어도 하나의 열 션트(thermal shunt) 부재를 포함하되, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 전극의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되어 사용중에 상기 전극으로부터의 열을 방열하고 제거한다.

[0044] 일부 실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 유체 도관과 열적으로 연통하고, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 전극을 유체 소스와 유체 연통하게 하여 상기 전극 및/또는 상기 전극에 인접하게 위치한 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거한다. 일부 실시예에서, 유체 도관 또는 통로는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장된다. 일부 실시예에서, 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 션트 부재를 적어도 부분적으로 통해 연장된다. 몇몇 구성에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 열 대류 유체(thermally convective fluid)와 적어도 부분적으로 열적으로 연통한다.

[0045] 일부 실시예에서, 상기 열 대류 유체의 유속은 절제 처치 중에 상기 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 15 ml/분 이하이다. 일부 실시예에서, 상기 열 대류 유체의 유속은 절제 처치 중에 상기 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 대략 10 ml/분 이하이다. 일부 실시예에서, 상기 열 대류 유체의 유속은 절제 처치 중에 상기 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 대략 5ml/분 이하이다. 일부 실시예에서, 절제 처치 동안 전극을 따른 원하는 온도는 섭씨 60도이다. 일부 실시예에서, 열 대류 유체는 혈액 및/또는 다른 체액을 포함한다.

[0046] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 개구를 포함하되, 적어도 하나의 개구는 관개 유체가 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부와 직접 물리적으로 접촉한 적어도 하나의 유체 도관을 관통하도록 한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 개구는 적어도 하나의 도관의 천공부를 따라 위치하되, 적어도 하나의 도관의 천공부는 전극에 대해 원위에 위치한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 유체 도관은 신장된 몸체의 원단부를 따라 위치된 출구 포트들과만 유체 연통한다. 몇몇 구성에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 접촉한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 션트 부재와 접촉하지 않는다.

[0047] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 션트 부재는 1.5 cm²/sec 이상인 열 확산율을 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 다른 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 탄소계 재료(예, 그래핀, 실리카 등)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 션트 부재의 온도는 절제 처치 중에 전극을 따라 원하는 온도를 유지하면서 섭씨 60도 내지 62도를 초과하지 않는다. 일부 실시예에서, 절제 처치 동안 전극을 따른 원하는 온도는 섭씨 60도이다.

[0048] 일부 실시예에 따르면, 전극은 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 일부 실시예에서, 전극은 스플릿 텁 전극을 포함한다. 몇몇 구성에서, 스플릿 텁 전극은 제1 전극부 및 적어도 제2 전극부를 포함하되, 전기적 절연 캡은 제1 전극부와 적어도 제2 전극부 사이에 위치하여 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다.

[0049] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 전극의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 전극의 원단부에 인접한 카테터의 외부로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 전극의 근단부에 대하여 근위로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함한다.

[0050] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 유체 전달 도관(fluid delivery conduit) 및 적어도 하나의 유체 귀환 도관(fluid return conduit)을 포함하되, 유체는 적어도 하나의 유체 전달 도관 및 적어도 하나의 유체 귀환 도관을 통해 신장된 몸체의 내부를 통해 적어도 부분적으로 순환되며, 적어도 하나의 유체 도관은 폐루프 또는 비개방 냉각 시스템의 일부이다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체는 신장된 몸체의 원단부를 따라 냉각 챔버를 포함하되, 냉각 챔버는 적어도 하나의 유체 도관과 유체 연통하도록 구성된다. 일부 실시

예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 금속 재료, 합금 등을 포함한다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체는 유체 도관을 포함하지 않는다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체의 원단부의 내부는 전극의 위치를 대체로 따르는 내부 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 내부 부재는 전극에 의해 생성된 열을 방열 및/또는 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 전도성 물질을 포함한다.

[0051] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 절제 부재, 및 상기 전극이 작동될 때 열 션트 소자(heat shunting element)를 상기 전극과 열적으로 연통되게 하여 상기 전극 및 상기 전극에 의해 치료중인 조직 중 적어도 하나로부터 선택적으로 열을 제거하는 적어도 하나의 열 션트 부재를 포함하되, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 전극의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되어 사용중에 상기 전극으로부터의 열을 방열하고 제거한다.

[0052] 몇몇 실시예들에 따르면, 적어도 하나의 열 션트 부재는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로와 열적으로 연통하고, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 절제 부재가 유체 소스와 유체 연통하게 하여 절제 부재 및/또는 절제 부재에 인접하게 위치된 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체의 원단부의 내부는 전극의 위치를 대체로 따르는 내부 부재를 포함한다. 몇몇 구성에서, 내부 부재는 절제 부재에 의해 생성된 열을 방열 및/또는 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 전도성 물질을 포함한다.

[0053] 일부 실시예에 따르면, 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 일부 실시예들에서, 절제 부재는 마이크로파 에미터, 초음파 변환기 및 동결 절제 부재 중 하나를 포함한다.

[0054] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 션트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상의 열 확산율(예를 들어, $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 또는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상(예를 들어, 1.5-2, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, $20 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상))을 포함한다. 일부 구성에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 보다 큰 열 확산율을 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 탄소계 재료(예를 들어, 그래핀, 실리카 등)를 포함한다. 일부 실시예에서, 무선 주파수(RF) 전극은 스플릿 팁 RF 전극 또는 다른 고분해능 전극을 포함한다.

[0055] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 관개 도관은 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는다. 일부 구성에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 션트 부재와 직접 접촉한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 개구를 포함하되, 적어도 하나의 개구는 관개 유체가 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부와 직접 물리적으로 접촉한 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 관통하도록 한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 개구는 적어도 하나의 도관 또는 통로의 천공부를 따라 위치하되, 적어도 하나의 도관 또는 통로의 천공부는 전극에 대해 원위에 위치한다.

[0056] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 원단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부로 근위로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함한다. 몇몇 구성에서, 적어도 하나의 열 션트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 연장 부재는 핀(fin), 핀(pin), 또는 날개(wing) 중 적어도 하나를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 금속 재료를 포함한다.

[0057] 일부 실시예에 따르면, 조직 치료 치치 중에 절제 부재로부터 열을 제거하는 방법은, 절제 시스템-여기서, 상기 시스템은 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 절제 부재를 포함함-을 작동시키는 단계-여기서, 상기 절제 시스템의 상기 신장된 몸체는 그 원단부를 따라 적어도 하나의 열 션트 부재를 포함하며, 상기 적어도 하나의 열 션트 부재는 상기 절제 부재의 내부를 적

어도 부분적으로 통해 연장됨-; 및 국소 열점(localized hot spot)의 가능성을 줄이기 위해서 상기 신장된 몸체의 상기 원단부를 따라 상기 절제 부재에 의해 생성된 열을 상기 적어도 하나의 열 센트 부재를 통해 적어도 부분적으로 제거하는 단계를 포함한다.

[0058] 일부 실시예에 따르면, 상기 신장된 몸체는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 더 포함하며, 상기 방법은 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로가 상기 절제 부재의 근위부와 열적으로 연통하게 하여 상기 전극이 구동될 때 상기 절제 부재의 근위부로부터 열을 선택적으로 제거하며, 상기 유체 도관 또는 통로는 상기 절제 부재를 유체 소스와 유체 연통시키도록 구성되어 상기 절제 부재 및/또는 상기 절제 부재에 인접하게 위치된 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거한다.

[0059] 일부 실시예에 따르면, 상기 신장된 몸체는 대상의 신체 내강을 통해 대상의 표적 해부 위치로 전진된다. 일부 실시예에서, 대상의 체강은 혈관, 기도 또는 호흡 기관의 다른 내강, 소화관의 내강, 요로 또는 다른 신체 내강을 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 다른 구성에서, 상기 절제 부재는 마이크로파 에미터, 초음파 변환기 및 동결절제 부재 중 하나를 포함한다.

[0060] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 센트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ (예를 들어, $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 또는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상인 열 확산율(예를 들어, 1.5-2, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, 20 cm^2/sec 이상))을 포함한다. 일부 구성에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 보다 큰 열 확산율을 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 탄소제재료(예를 들어, 그래핀, 실리카 등)를 포함한다. 일부 실시예에서, 무선 주파수(RF) 전극은 스플릿 팁 RF 전극 또는 다른 고분해능 전극을 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 방법은 상기 절제 부재에 인접한 상기 대상의 표적 해부 위치의 적어도 하나의 고분해능 이미지를 얻는 단계를 더 포함한다.

[0061] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 센트 부재와 직접 열적으로 연통한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 관개 도관은 적어도 하나의 열 센트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는다. 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 센트 부재와 직접 접촉한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계는 개방형 관개 시스템에서 카테터의 원단부로 그리고 그를 통해 유체를 전달하는 단계를 포함한다. 몇몇 구성에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계는 폐쇄형 유체 냉각 시스템에서 절제 부재에 인접한 카테터의 원단부를 통해 유체를 순환시키는 단계를 포함한다.

[0062] 일부 실시예에 따르면, 절제 시스템의 신장된 몸체는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는다. 일부 실시예에서, 상기 신장된 몸체는 내부 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 내부 부재는, 적어도 하나의 열 센트 부재와 열적으로 연통하여 사용 중에 절제 부재에 의해 발생된 열을 방열하고 분산시키는 열 전도성 재료를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부로 근위로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부로 원위로 연장된다. 몇몇 구성에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함한다. 일부 구성에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 연장 부재는 펀, 펀, 날개 및/또는 이와 유사한 것 중 적어도 하나를 포함한다.

[0063] 일부 실시예에 따르면, 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성된다. 일부 실시예에서, 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 모두를 더 포함한다.

[0064] 일부 실시예에 따르면, 대상의 표적 조직에 에너지를 전달하기 위한 시스템은 고분해능 전극(예를 들어, 스플릿 팁 전극)을 갖는 카테터를 포함한다. 스플릿 팁 전극은 전기적 절연 캡에 의해 분리된 2 이상의 전극 또는 전극 부를 포함할 수 있다. 필터링 소자는 제1 및 제2 전극 또는 전극부 또는 (예를 들어, 원주에 또는 방사상으로

배열된) 임의의 인접 전극 섹션을 전기적으로 결합시킬 수 있고, 제1 및 제2 전극 또는 전극부를 통해 절제 에너지를 전달하는데 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극 또는 (예를 들어, 원주에 또는 방사상으로 배열된) 전극부를 전기적으로 분리함으로써, 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다. 카테터는 전극으로부터 열적으로 절연되고 심도에서 조직 온도를 검출하도록 구성된 복수의 온도 센서(예를 들어, 써모커플)를 더 포함할 수 있다. 카테터는, 열을 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 전달하는 하나 이상의 열 센트 부재 및/또는 컴포넌트를 또한 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 이러한 열 센트 부재 및/또는 컴포넌트는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드) 및/또는 유리한 열 확산 특성을 갖는 다른 재료를 포함한다. 또한, 상기 시스템은 전극과 표적 조직 사이에 접촉이 달성되었는지 및 어느 정도까지 접촉되었는지를 검출하도록 구성될 수 있다.

[0065] 일부 실시예에 따르면, 에너지 전달 장치(예를 들면, 절제 장치)는 근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체 (예를 들어, 카테터), 원단부에 배치된 제1 전극(예를 들어, 무선 주파수 전극), 및 상기 제1 전극에 근위로 위치에 배치된 하나 이상의 제2 전극(예를 들어, 무선 주파수 전극)을 포함하며, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 조직을 적어도 부분적으로 제거하기에 충분한 무선 주파수 에너지를 전달한다. 다른 실시예에서, 전극은 카테터 둘레에 원주 방향(예를 들어, 캡에 의해 분리된 카테터 샤프트의 원주 둘레에 분포된 4 개의 사분면을 따라)으로 분포 또는 위치된다. 다른 실시예에서, 카테터는 추가적인 지지 구조를 가질 수 있고, 지지 구조 상에 분포된 다수의 전극을 사용할 수 있다. 상기 장치는 상기 제1 전극과 상기 제2 전극 또는 상기 원주형 전극의 섹션들 사이에 배치된 적어도 하나의 전기적 절연 캡-여기서, 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡은 상기 제1 및 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함함-, 및 상기 제1 전극을 상기 제2 전극 또는 (예를 들어, 원주에 또는 방사상으로 배열된) 인접한 전극 섹션에 전기적으로 결합시키고 상기 제1 및 제2 전극을 통해 절제 에너지를 전달하기 위해 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하도록 구성된 대역 통과 필터 소자를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극 또는 (예를 들어, 원주에 또는 방사상으로 배열된) 전극 섹션을 전기적으로 분리함으로써, 목표 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다. 일부 실시예에서, 절제된 조직 표면 대 매핑된 조직 표면의 비율은 향상(예를 들어, 최적화)된다.

[0066] 본 명세서에 개시된 여러 실시예는 특히 다음의 이점들 중 하나 이상, 또는 모두를 포함하기 때문에 유리하다: 에너지(예를 들면, 절제 또는 다른 유형의 에너지)를 대상의 해부학적 조직에 전달하고, 고분해능 매핑을 위해 구성된 시스템; 대상의 해부학적 조직에 에너지를 전달하고 고분해능 매핑 성능 및 기능을 사용하여 결과적인 치료 절차의 유효성을 검출하도록 구성된 시스템; 대상 및/또는 이와 유사한 대상의 해부학적 조직에 보다 균일하게 에너지를 제공하기 위해 단일 텁 또는 섹션으로서 에너지를 공급받도록 구성된 스플릿-텅 또는 스플릿-섹션 디자인.

[0067] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 상기 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 위치된 분리자를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 분리자는 제1 전극의 근단부 및 제2 전극의 원단부와 접촉한다. 일부 실시예에서, 분리자는 하나의 전극 섹션의 측면 및 인접한 전극 섹션의 대향 측면과 적어도 부분적으로 접촉한다. 일 실시예에서, 제1 및 제2 전극 및 분리자는 원통형이다. 일 실시예에서, 전극 및 분리자의 외경은 동일하다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극은 카테터 샤프트 상에 원주 방향으로 분포된 사분면 또는 다른 섹션을 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극은 카테터 샤프트 상에 분포하기에 적합하고 또한 좁은 비-전도성 캡에 의해 분리되는 다른 기하 구조를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 에너지 전달 모듈(예를 들어, RF 또는 다른 제너레이터)을 상기 제1 및 제2 전극 중 적어도 하나에 전기적으로 결합하도록 구성된 적어도 하나의 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등)를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 상기 전극에 의해 핵업된 신호(예를 들어, 심장 신호)를 전기 생리학(EP) 레코더에 분배하기 위해 상기 제1 및 제2 전극 각각에 연결된 하나 이상의 추가 전도체를 더 포함한다.

[0068] 일부 실시예에 따르면, 장치는 전기 생리학적 레코더를 추가적으로 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 동작 무선 주파수(RF) 범위(예를 들어, 약 300 kHz 내지 10 MHz)내에 있다.

[0069] 일부 실시예에 따르면, 대역 통과 필터링 소자는 커패시터를 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 커패시터는, 예를 들어, 절제 에너지를 전달하는데 사용되는 동작 주파수에 따라, 50 내지 300 nF(예를 들어, 100 nF, 50-100, 100-150, 150-200, 200-250, 250-300 nF, 상술한 범위 내에 있는 값들, 등)의 커패시턴스를 포함한다. 일부 실시예에서, 약 3 옴 이하 (예를 들어, 0-1, 1-2, 2-3 옴, 상기 범위 사이의 값 등)의 직렬 임피던스가 동작 무선 주파수(RF) 범위(예를 들어, 약 300 kHz 내지 10 MHz)에서 제1 및 제2 전극 사이에 도입된다. 예를 들어, 더 낮은 커패시턴스 값(예를 들어, 5-10 nF)이 더 높은 주파수 범위(예를 들어, 10 MHz)에서 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 100nF 커패시턴스 값은 500kHz 주파수 범위의 애플리케이션에 매우 적합할 수 있다. 일부 실시예에

서, 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하이다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 제2 전극을 제 3 전극 또는 (예를 들어, 원주에 또는 방사상으로 배열된) 임의의 인접 전극 섹션에 전기적으로 결합하며 제2 및 제 3 전극을 통해 절제 에너지를 전달하는데 사용되는 주파수에서 낮은 임피던스를 제공하도록 구성된 대역 통과 필터링 소자를 더 포함한다.

[0070] 일부 실시예에 따르면, 제1 및 제2 전극 사이의 갭 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm(예를 들어, 0.5 mm)이다. 일부 실시예에서, 상기 신장된 몸체는 적어도 하나의 관개 통로를 포함하고, 상기 적어도 하나의 관개 통로는 제1 전극까지 연장된다. 일 실시예에서, 제1 전극은 적어도 하나의 관개 통로와 유체 연통하는 적어도 하나의 출구 포트를 포함한다.

[0071] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 제3 전극을 더 포함하며, 상기 제2 전극은 상기 제1 전극과 상기 제3 전극 사이에 축 방향으로 위치되고, 전기적 절연 캡은 상기 제2 전극과 상기 제3 전극을 분리한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 제2 및 제3 전극 사이의 갭 내에 위치된 분리자를 더 포함한다.

[0072] 일부 실시예에 따르면, 시스템은 여기에 개시된 임의의 실시예에 따른 절제 장치를 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 전기 생리학적 레코더로의 접속을 위한 수단을 추가적으로 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성된다. 일부 실시예에서, 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 더 포함한다.

[0073] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치에 에너지를 동시에 전달하고 대상의 조직을 매핑하는 방법은, 비전도성 캡에 의해 제1 전극 및 제2 전극으로부터 분리되는 스플릿 팁 또는 스플릿 섹션 전극에 에너지를 공급하는 단계를 포함하되, 상기 제2 전극은 상기 제1 전극에 근위로 위치에 배치되고, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 상기 조직을 적어도 부분적으로 절제하는데 충분한 무선 주파수 에너지를 전달하며 고분해능 매핑 데이터를 수신하도록 구성되며, 상기 고분해능 매핑 데이터는 상기 제1 및 제2 전극에 인접한 대상의 조직에 관한 것이다. 일부 실시예에서, 전기적 절연 캡은 제1 전극과 제2 전극 사이에 위치되고, 전기적 절연 캡은 제1 전극과 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함한다. 일부 실시예에서, 필터링 소자는 동작 RF 주파수 범위에서만 제1 전극을 제2 전극에 전기적으로 결합시킨다. 일 실시예에서, 제1 및 제2 전극을 전기적으로 분리하는 것은 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다.

[0074] 일부 실시예에 따르면, 분리자는 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 위치된다. 일 실시예에서, 적어도 하나의 분리자는 제1 전극의 근단부 및 제2 전극의 원단부와 접촉한다.

[0075] 일부 실시예에 따르면, 매핑 데이터는 전기 생리학적 레코더에 제공된다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극에 제공되는 에너지의 주파수는 무선 주파수 범위에 있다.

[0076] 일부 실시예에 따르면, 상기 필터링 소자는 커패시터를 포함한다. 일 실시예에서, 커패시터는 예를 들어, 절제 에너지에 사용되는 동작 주파수에 따라, 50 내지 300nF(예를 들어, 100nF)의 커패시턴스를 포함한다. 일부 실시예에서, 약 3 음의 직렬 임피던스가 500 kHz에서 제1 및 제2 전극 사이에 도입된다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전극 사이에 도입된 직렬 임피던스는, (i) 전극을 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합하는 전도체의 임피던스, 및 (ii) 치료중인 조직의 임피던스 이하이다.

[0077] 일부 실시예에 따르면, 캡 폭은 대략 0.2 내지 1.0 mm이다. 일 실시예에서, 캡 폭은 0.5 mm이다.

[0078] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 전극, 및 상기 전극이 작동될 때 열 흡수 소자를 상기 전극과 열적으로 연통되게 하여 상기 전극 및 상기 전극에 의해 치료중인 조직 중 적어도 하나로부터 선택적으로 열을 제거하는 적어도 하나의 열 센트 부재를 포함하되, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 전극의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되어 사용중에 상기 전극으로부터의 열을 방열하고 제거한다. 일부 실시예에서, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 유체 도관과 열적으로 연통하고, 상기 적어도 하나의 유체 도관은 상기 전극을 유체 소스와 유체 연통하게 하여 상기 전극 및/ 또는 상기 전극에 인접하게 위치한 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거한다. 일부 실시예에서, 유체 도관 또는 통로는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장된다. 일 실시예에서, 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 센트 부재를 적어도 부분적으로 통해 연장한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 열 대류 유체와 적어도 부분적으로 열적으로 연통한다. 일부 실시예에서, 열 대류 유체는 혈액 및/또는 다른 체액을 포함한다.

- [0079] 일부 실시예에 따르면, 열 대류 유체의 유속은 절제 쳐치 중에 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 15 m1/분 미만이다. 일부 실시예에서, 열 대류 유체의 유속은 절제 쳐치 중에 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 약 10 m1/분 미만이다. 일부 실시예에서, 열 대류 유체의 유속은 절제 쳐치 중에 전극을 따라 원하는 온도를 유지하기 위해 대략 5 m1/분 미만이다. 일부 실시예에 따르면, 절제 쳐치 동안 전극을 따른 원하는 온도는 섭씨 60도이다.
- [0080] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 선트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ (예를 들어, $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 또는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 보다 큰 열 확산율(예를 들어, 1.5-2, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, $20 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 초과))을 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 선트 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 선트 부재는 탄소계 재료를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 선트 부재는 그래핀 및 실리카 중 적어도 하나를 포함한다.
- [0081] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 선트 부재의 온도는 절제 쳐치 중에 전극을 따라 원하는 온도를 유지하면서 섭씨 60도 내지 62도를 초과하지 않는다. 일부 실시예에서, 절제 쳐치 동안 전극을 따른 원하는 온도는 섭씨 60도이다.
- [0082] 일부 실시예에 따르면, 전극은 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 일부 실시예에서, 전극은 스플릿 팁 전극을 포함한다. 일부 실시예에서, 스플릿 팁 전극은 제1 전극부 및 적어도 제2 전극부를 포함하되, 전기적 절연 캡은 제1 전극부와 적어도 제2 전극부 사이에 위치하여 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다.
- [0083] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 선트 부재와 직접 열적으로 연통한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 선트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 개구를 포함하되, 적어도 하나의 개구는 관개 유체가 적어도 하나의 열 선트 부재의 적어도 일부와 직접 물리적으로 접촉한 적어도 하나의 유체 도관을 관통하도록 한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 개구는 적어도 하나의 도관의 천공부를 따라 위치하되, 적어도 하나의 도관의 천공부는 전극에 대해 원위에 위치한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 신장된 몸체의 원단부를 따라 위치된 출구 포트들과만 유체 연통한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 선트 부재와 직접 접촉한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 선트 부재와 접촉하지 않는다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 선트 부재의 적어도 일부는 전극의 근단부에 인접한 카테터의 외부로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 선트 부재의 적어도 일부는 전극의 원단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 특정 실시예에서, 적어도 하나의 열 선트 부재의 적어도 일부는 전극의 근단부에 대하여 근위로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 선트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함한다.
- [0084] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 전극, 및 상기 전극이 작동될 때 열 선트 소자를 상기 전극과 열적으로 연통되게 하여 상기 전극 및 상기 전극에 의해 치료중인 조직 중 적어도 하나로부터 선택적으로 열을 제거하는 적어도 하나의 열 선트 부재를 포함하되, 상기 적어도 하나의 열 선트 부재는 적어도 부분적으로 상기 전극의 내부를 통해 연장되어 사용중에 상기 전극으로부터의 열을 방열하고 제거한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 선트 부재는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로와 열적으로 연통하고, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 절제 부재가 유체 소스와 유체 연통하게 하여 절제 부재 및/또는 절제 부재에 인접하게 위치된 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거한다.
- [0085] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 선트 부재는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 선트 부재는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체의 원단부의 내부는 대체로 절제 부재의 위치를 대체로 따르는 내부 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 내부 부재는 절제 부재에 의해 생성된 열을 방열 및/또는 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 전도성 물질을 포함한다.
- [0086] 일부 실시예에 따르면, 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 일부 실시예들에서, 절제 부재는 마이크로파 에미터, 초음파 변환기 및 동결절제 부재 중 하나를 포함한다.
- [0087] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 선트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연

장 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 유체 전달 도관 및 적어도 하나의 유체 귀환 도관을 포함하되, 유체는 적어도 하나의 유체 전달 도관 및 적어도 하나의 유체 귀환 도관을 통해 신장된 몸체의 내부를 통해 적어도 부분적으로 순환되며, 적어도 하나의 유체 도관은 폐루프 또는 비개방 냉각 시스템의 일부이다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체는 신장된 몸체의 원단부를 따라 냉각 챔버를 포함하되, 냉각 챔버는 적어도 하나의 유체 도관과 유체 연통하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관은 금속 재료 및 합금 중 적어도 하나를 포함한다. 일부 실시예에서, 신장된 몸체는 유체 도관을 포함하지 않는다. 일 실시예에서, 신장된 몸체의 원단부의 내부는 전극의 위치를 대체로 따른 내부 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 내부 부재는 전극에 의해 생성된 열을 방열 및/또는 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 전도성 물질을 포함한다.

[0088] 일부 실시예에 따르면, 조직 치료 치치 중에 절제 부재로부터 열을 제거하는 방법은, 절제 시스템-여기서, 상기 시스템은 원단부를 포함하는 신장된 몸체, 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 절제 부재를 포함함-을 작동시키는 단계-여기서, 상기 절제 시스템의 상기 신장된 몸체는 그 원단부를 따라 적어도 하나의 열 센트 부재를 포함하며, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 절제 부재의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장됨-; 및 국소 열점(의 가능성을 줄이기 위해서 상기 신장된 몸체의 상기 원단부를 따라 상기 절제 부재에 의해 생성된 열을 상기 적어도 하나의 열 센트 부재를 통해 적어도 부분적으로 제거하는 단계를 포함한다.

[0089] 일부 실시예에 따르면, 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 의료기구 등)는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 더 포함하며, 상기 방법은 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계를 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 열 센트 부재는 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로가 상기 절제 부재의 근위부와 열적으로 연통하게 하여 상기 전극이 구동될 때 상기 절제 부재의 근위부로부터 열을 선택적으로 제거하며, 상기 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 상기 절제 부재를 유체 소스와 유체 연통시키도록 구성되어 상기 절제 부재 및/또는 상기 절제 부재에 인접하게 위치된 대상의 조직으로부터 열을 선택적으로 제거한다.

[0090] 일부 실시예에 따르면, 상기 신장된 몸체는 상기 대상의 체강을 통해 상기 대상의 표적 해부 위치로 전진된다. 일부 실시예에서, 대상의 체강은 혈관, 기도 또는 호흡 기관의 다른 내강, 소화관의 내강, 요로 또는 다른 신체 내강을 포함한다. 일부 실시예에서, 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 일부 실시예들에서, 절제 부재는 마이크로파 에미터, 초음파 변환기 및 동결 절제 부재 중 하나를 포함한다. 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 센트 부재는 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 또는 $5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 보다 큰 열 확산율(예를 들어, 1.5-2, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, 20 cm^2/sec 초과)을 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 탄소계 재료를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 그래핀 및 실리카 중 적어도 하나를 포함한다.

[0091] 일부 실시예에 따르면, 무선 주파수(RF) 전극은 스플릿-팁 RF 전극을 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 방법은 상기 절제 부재에 인접한 상기 대상의 표적 해부 위치의 적어도 하나의 고분해능 이미지를 얻는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 센트 부재와 직접 열적으로 연통한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 관개 도관은 적어도 하나의 열 센트 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 센트 부재와 접촉한다. 일 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로는 적어도 하나의 열 센트 부재와 접촉하지 않는다. 특정 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계는 개방형 관개 시스템에서 카테터의 원단부로 그리고 그를 통해 유체를 전달하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 유체 도관 또는 통로를 통해 유체를 전달하는 단계는 폐쇄형 유체 냉각 시스템에서 절제 부재에 인접한 카테터의 원단부를 통해 유체를 순환시키는 단계를 포함한다.

[0092] 일부 실시예에 따르면, 절제 시스템의 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 의료기구 등)는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는다. 일부 실시예에서, 상기 신장된 몸체의 원단부는 내부 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 내부 부재는, 적어도 하나의 열 센트 부재와 열적으로 연통하여 사용 중에 절제 부재에 의해 발생된 열을 방열하고 분산시키는 열 전도성 재료를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 일 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부로 근위로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부가 절제 부재의 길이 방향을 따라 위치되도록, 적어도 하나의 열 센트 부재의 적어도 일부는 절제 부재의 근단부로

원위로 연장된다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 연장 부재는 핀, 핀 또는 날개 중 적어도 하나를 포함한다.

[0093] 일부 실시예에 따르면, 본 출원에 따른 장치를 포함하는 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결하기 위한 수단을 더 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성된다. 일부 실시예에서, 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 더 포함한다.

[0094] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터), 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 전극(예를 들어, RF 전극, 스플릿 텁 전극 등), 및 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 관개 도관을 포함하되, 상기 전극이 작동될 때 상기 적어도 하나의 관개 도관은 상기 전극을 유체 소스와 유체 연통되게 하여 상기 전극 및/또는 상기 전극에 인접하게 위치된 조직으로부터 선택적으로 열을 제거하며 적어도 하나의 열 전달 부재는 상기 적어도 하나의 관개 도관을 상기 전극의 근위부와 열적으로 연통되게 하여 상기 전극의 근위부로부터 열을 선택적으로 제거한다.

[0095] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 원단부를 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 다른 의료기구 등), 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 절제 부재, 및 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 관개 도관을 포함하되, 상기 전극이 작동될 때 상기 적어도 하나의 관개 도관은 상기 절제 부재를 유체 소스와 유체 연통되게 하며 적어도 하나의 열 전달 부재는 상기 적어도 하나의 관개 도관을 상기 절제 부재의 근위부와 열적으로 연통되게 하여 상기 절제 부재의 근위부로부터 열을 선택적으로 제거한다. 일부 실시예들에서, 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극, 마이크로파 에미터, 초음파 변환기, 동결절제 부재 및/또는 임의의 다른 부재를 포함한다.

[0096] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 전달 부재는 $300 \text{ W/m}^{\circ} \text{ C}$ (예를 들어, 300-350, 350-400, 400-450, 450-500 $\text{W/m}^{\circ} \text{ C}$, 상기 범위 사이의 범위 등) 이상의 열 컨덕턴스를 포함한다. 다른 실시예에서, 적어도 하나의 열 전달 부재는 $500 \text{ W/m}^{\circ} \text{ C}$ (예를 들어, 500-550, 550-600, 600-650, 650-700, 700-800, 800-900, 900-1000 $\text{W/m}^{\circ} \text{ C}$, 상기 범위 사이의 범위, 1000 $\text{W/m}^{\circ} \text{ C}$ 이상 등) 이상의 열 컨덕턴스를 포함한다.

[0097] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 전달 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 전달 부재는 금속 및 합금(예를 들어, 구리, 베릴륨, 황동 등) 중 적어도 하나를 포함한다.

[0098] 일부 실시예에 따르면, 전극은 무선 주파수(RF) 전극을 포함한다. 일 실시예에서, 전극은 스플릿-팁 전극을 포함한다. 일부 실시예에서, 스플릿 텁 전극은 제1 전극부 및 적어도 제2 전극부를 포함하되, 전기적 절연 캡은 제1 전극부와 적어도 제2 전극부 사이에 위치하여 표적 해부 영역을 따라 고분해능 매핑을 가능하게 한다.

[0099] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 라디오미터를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 라디오미터는 카테터(예를 들어, 전극 또는 다른 절제 부재에 또는 그 부근)에 위치한다. 그러나, 다른 실시예에서, 라디오미터는 장치의 핸들 및/또는 장치 및/또는 수반되는 시스템의 다른 위치에 배치된다. 라디오미터를 포함하는 장치의 실시예에서, 카테터는 조직에 의해 방사된 마이크로파 신호를 검출하도록 구성된 하나 이상의 안테나를 (예를 들어, 전극상에 또는 전극 근처에) 포함한다. 일부 실시예에서, 상기 장치는 라디오미터를 포함하지 않거나 방사 측정 기술(예를 들어, 조직의 온도를 측정하기 위한)을 포함하지 않는다. 본 명세서에 설명된 바와 같이 다른 유형의 온도 측정 장치(예를 들어, 씨모커플, 서미스터, 기타 온도 센서 등)를 장치 또는 시스템에 통합될 수 있다.

[0100] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 필수적으로 카테터, 절제 부재(예를 들어, RF 전극, 스플릿 텁 전극 등), 카테터의 내부를 통해 절제 부재로 또는 절제 부재에 가깝게 연장되는 관개 도관, 절제 부재를 선택적으로 동작시키는 적어도 하나의 전기 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등), 및 절제 부재의 적어도 일부(예를 들어, 절제 부재의 근위부)를 상기 관개 도관과 열적으로 연통시키는 적어도 하나의 열 전달 부재로 구성된다.

[0101] 일부 실시예에 따르면, 절제 장치는 필수적으로 카테터, 절제 부재(예를 들어, RF 전극, 스플릿 텁 전극 등), 카테터의 내부를 통해 절제 부재로 또는 절제 부재에 가깝게 연장되는 관개 도관, 절제 부재를 선택적으로 동작시키는 적어도 하나의 전기 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등), 대상의 조직이 방사한 마이크로파 신호를 수신하는 안테나, 라디오미터, 및 절제 부재의 적어도 일부(예를 들어, 절제 부재의 근위부)를 상기 관개 도관과 열적으로 연통시키는 적어도 하나의 열 전달 부재로 구성된다.

[0102] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 유체 도관은 적어도 하나의 열 전달 부재와 직접 열적으로 연통한다. 일

부 실시예들에서, 적어도 하나의 관개 도관은 적어도 하나의 열 전달 부재와 직접 열적으로 연통하지 않는다. 일부 실시예에서, 관개 도관은 신장된 몸체의 원단부를 따라 위치된 출구 포트들과만 유체 연통된다. 일부 실시예에서, 카테터는 카테터의 원단부를 따라(예를 들어, 원단부 또는 전극을 따라) 관개 출구 개구만을 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 열 전달 부재를 따라 관개 개구를 포함하지 않는다.

[0103] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 관개 도관은 적어도 하나의 열 전달 부재와 직접 접촉한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 관개 도관은 적어도 하나의 열 전달 부재와 접촉하지 않는다. 일 실시예에서, 열 전달 부재의 적어도 일부는 전극의 근단부에 인접한 카테터 외부로 연장된다. 일부 실시예에서, 열 전달 부재의 적어도 일부는 전극의 근단부로 근위로 연장된다. 특정 실시예에서, 열 전달 부재의 적어도 일부가 전극의 길이 방향을 따라 위치되도록 열 전달 부재의 적어도 일부가 전극의 근단부로 원위로 연장된다. 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 관개 도관은 금속 재료 및/또는 다른 열 전도성 재료를 포함한다.

[0104] 일부 실시예에 따르면, 열 전달 부재는 디스크 또는 다른 원통형 부재를 포함한다. 일부 실시예에서, 열 전달 부재는 베이스 부재로부터 외측으로 연장되는 적어도 하나의 연장 부재를 포함한다.

[0105] 일부 실시예에 따르면, 상기 장치는 장치 및/또는 부속 시스템이 심도에서 대상의 조직에 대한 온도를 검출할 수 있도록 하는 라디오미터를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 라디오미터는 적어도 부분적으로 카테터에 포함된다. 다른 실시예에서, 라디오미터는 적어도 부분적으로 시스템의 핸들 및/또는 장치의 일부 및/또는 카테터 외부의 부속 시스템에 위치한다.

[0106] 일부 실시예에 따르면, 조직 치료 중에 절제 부재로부터 열을 제거하는 방법은, 절제 시스템-여기서, 상기 시스템은 원단부를 포함하는 신장된 몸체, 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 절제 부재, 상기 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 적어도 하나의 관개 도관 및 적어도 하나의 열 전달 부재를 포함하며, 상기 적어도 하나의 관개 도관은 상기 절제 부재를 유체 소스와 유체 연통되게 하여 상기 절제 부재 및/또는 상기 절제 부재에 인접하게 위치된 조직으로부터 선택적으로 열을 제거함-을 가동하는 단계, 및 상기 적어도 하나의 관개 도관을 통해 유체를 전달하는 단계를 포함하되, 상기 전극이 동작될 때 상기 적어도 하나의 열 전달 부재는 상기 적어도 하나의 관개 도관을 상기 절제 부재의 근위부와 열적으로 연통되게 하여 상기 절제 부재의 근위부로부터 열을 선택적으로 제거한다.

[0107] 일부 실시예에 따르면, 신장된 몸체는 대상의 체강을 통해 대상의 표적 해부 위치로 전진된다. 일부 실시예에서, 대상의 체강은 혈관, 기도 또는 호흡 기관의 다른 내강, 소화관의 내강, 요로 또는 다른 신체 내강을 포함한다.

[0108] 일부 실시예에 따르면, 절제 부재는 무선 주파수(RF) 전극, 마이크로파 에미터, 초음파 변환기, 동결절제 부재 및/또는 임의의 다른 부재를 포함한다. 일부 실시예들에서, 적어도 하나의 열 전달 부재는 $300 \text{ W/m}^2 \text{ C}$ 보다 큰 열 컨덕턴스를 포함한다. 일 실시예에서, 적어도 하나의 열 전달 부재는 $500 \text{ W/m}^2 \text{ C}$ 보다 큰 열 컨덕턴스를 포함한다.

[0109] 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 전달 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다. 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 전달 부재는 금속 및 합금(예를 들어, 구리, 베릴륨, 황동 등) 중 적어도 하나를 포함한다.

[0110] 일부 실시예에 따르면, 시스템은 여기에 개시된 임의의 실시예에 따른 절제 장치를 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 전기 생리학적 레코더로의 접속을 위한 수단을 추가적으로 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 전기 생리학적 레코더에 연결되도록 구성된다. 일부 실시예에서, 시스템은 (i) 상기 장치에 선택적으로 에너지를 공급하는 제너레이터 및 (ii) 전기 생리학적 레코더 중 적어도 하나를 더 포함한다.

[0111] 일 실시예에 따르면, 의료기구(예를 들면, 절제 카테터)는 근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체를 포함한다. 상기 의료기구는 상기 표적 조직에 에너지를 전달하도록 구성된 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 에너지 전달 부재를 또한 포함한다. 상기 의료기구는 상기 에너지 전달 부재 내에 배치되고 상기 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연되는 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 신장된 몸체를 따라 배치되고 상기 복수의 제1 온도 측정 장치로부터 축 방향으로 이격된 복수의 제2 온도 측정 장치를 더 포함하되, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재로부터 열적으로 또한 절연되어 있다. 에너지 전달 부재는 조직과 접촉하도록 선택적으로 구성될 수 있다. 복수의 제1 온도 측정 장치는 신장된 몸체의 종축에 실질적으로 수직인 제1 평면을 따라 선택적으로 배치될 수 있다. 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 길이 방향 축에 실질적으로 수직인 제2 평면을 따라 선택적으로 배치되며, 상기 제1 평면에 근위로 길이 방향 축을 따라 축 방향으로 이격될

수 있다. 에너지 전달 부재는 선택적으로 하나 이상의 전극부, 하나 이상의 초음파 변환기, 하나 이상의 레이저 소자 또는 하나 이상의 마이크로파 애미터를 포함할 수 있다.

[0112] 일 실시예에 따르면, 의료기구(예를 들어, 절제 카테터 또는 다른 장치)는 근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체를 포함한다. 상기 의료기구는 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 적어도 하나의 에너지 전달 부재(예를 들어, 팁 전극 또는 다수의 전극부)를 포함한다. 본 실시예에서, 적어도 하나의 에너지 전달 부재는 조직과 접촉하거나 또는 접촉하지 않고 표적 조직에 에너지(예를 들어, 무선 주파수 에너지, 음향 에너지, 마이크로파 전력, 레이저 에너지)를 전달하도록 구성된다. 일 실시예에서, 에너지는 표적 조직의 표면으로부터 심도에서 병변을 생성하기에 충분하다. 의료기구의 실시예는, 하나 이상의 에너지 전달 부재의 원단부(예를 들어, 가장 먼 표면)에 형성된 별도의 어퍼처, 리세스(recess) 또는 다른 개구에 의해 운반되거나 그 내부에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치를 포함한다. 복수의 제1 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연되어 있다. 상기 의료기구의 실시예는 상기 적어도 하나의 에너지 전달 부재의 근단부(예를 들어, 상기 에너지 전달 부재에 의해 운반되거나 그 내부에 배치 또는 상기 에너지 전달 부재의 상기 근단부의 상기 신장된 몸체에 의해 운반되거나 그 내부에 배치됨)의 근위(예를 들어, 1 mm 이내)에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치를 포함하되, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 적어도 하나의 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연된다. 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 하나의 에너지 전달 부재의 근단부의 바로 근위 또는 바로 원위에 배치될 수 있다. 상기 의료기구가 2 이상의 에너지 전달 부재를 포함하는 경우, 복수의 제2 온도 측정 장치는 가장 가까운 에너지 전달 부재의 근위 모서리에 인접하게 배치될 수 있고 복수의 제1 온도 측정 장치는 가장 먼 에너지 전달 부재 내에 배치될 수 있다. 일부 실시예에서, 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 하나의 에너지 전달 부재의 근위에 있는 열 센트 부재(예를 들어, 열 전달 부재)를 따라 배치된다. 일부 실시예에서, 상기 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 원단부의 종축에 수직하거나 실질적으로 수직인 평면을 따라 배치되며, 상기 제1 온도 측정 장치에 근위로 이격된다.

[0113] 일부 실시예에서, 각각의 온도 측정 장치는 썬모커플 또는 서미스터(예를 들어, 타입 K 또는 타입 T 썬모커플)를 포함한다. 일부 실시예에서, 복수의 제1 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 측정 장치를 포함하고, 복수의 제2 온도 측정 장치는 적어도 3개의 온도 측정 장치를 포함한다. 일 실시예에서, 복수의 제1 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치만으로 구성되며, 복수의 제2 온도 측정 장치는 3개의 온도 측정 장치만으로 구성된다. 복수의 제1 온도 측정 장치들 각각 및 복수의 제2 온도 측정 장치들 각각은 각 그룹의 다른 온도 측정 장치들 각각으로부터 (등거리 또는 비등 간격으로) 이격되어 (예를 들어, 신장된 몸체의 외부면 돌레에 원주 방향으로 또는 방사상으로) 배치될 수 있다. 예를 들어, 3개의 온도 측정 장치가 각각의 복수, 그룹 또는 세트에 포함되는 경우, 온도 측정 장치는 약 120도만큼 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 복수의 제1 온도 측정 장치들 및 복수의 제2 온도 측정 장치들은 상기 표적 조직 내에서 증가된 삽입 깊이(예를 들어, 물어 있음)를 가능하게 하기 위해 상기 신장된 몸체의 외부면을 넘어 돌출되거나 연장된다. 일 실시예에서, 상기 신장된 몸체는 원통형 또는 실질적으로 원통형이다. 온도 측정 장치의 원단부는 표적 조직의 관통(penetration) 또는 스크래핑(scraping) 가능성을 줄이기 위해 대체로 등근 케이싱 또는 헬을 포함할 수 있다.

[0114] 일 실시예에 따르면, 의료기구(예를 들어, 절제 장치)는 근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체 및 신장된 몸체의 원단부에 위치된 스플릿 팁 전극 어셈블리를 포함한다. 스플릿 팁 전극 어셈블리는 신장된 몸체의 원단부의 원위 말단에 배치된 제1 전극 부재, 제1 전극 부재에 근위로 배치되고 제1 전극 부재로부터 이격된 제2 전극 부재, 및 제1 전극 부재와 제2 전극 부재 사이의 전기적 절연 캡을 포함한다. 제1 전극 부재 및 제2 전극 부재는 대상의 조직에 접촉하여 무선 주파수 에너지를 조직에 전달하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 에너지는 조직을 절제하기에 충분할 수 있다. 전기적 절연 캡은 제1 전극 부재와 제2 전극 부재를 분리하는 캡 폭을 포함할 수 있다. 의료기구의 실시예는 제1 전극 부재에 형성되고 (예를 들어, 원주 방향으로, 방사상으로, 등) 이격된 분리된 개구, 어퍼처, 슬릿, 슬롯, 그루브 또는 보어 내에 배치된 복수의 제1 온도 센서 및 제2 전극 부재에 근위로 영역(예를 들어, 제2 전극 부재의 근위 모서리에 인접(단지 근위 또는 바로 원위, 1 mm 이내))에 배치된 복수의 제2 온도 센서를 포함한다. 복수의 제2 온도 센서는 제2 전극 부재로부터 열적으로 절연되어 있다. 일부 실시예에서, 복수의 제2 온도 센서는 신장된 몸체의 외주면 주위에 원주 방향으로 또는 방사상으로 이격되어 있다. 복수의 제1 온도 센서는 제1 전극 부재로부터 열적으로 절연될 수 있고 제1 전극 부재의 외부면(예를 들어, 가장 먼 표면)을 넘어 연장될 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 제2 온도 센서 각각의 적어도 일부는 상기 신장된 몸체의 외주면을 넘어 연장된다.

[0115] 일부 실시예에서, 의료기구는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장되는 열 교환 챔버(예를 들어, 판개 도판)를 포함한다. 의료기구는 열 교환 챔버에 냉각 유체를 공급하도록 구성된 유체 소스 및 열 교환 챔버

내의 하나 이상의 내부 루멘을 통해 유체 소스로부터 열 교환 챔버로 냉각 유체의 전달을 제어하도록 구성된 펌프에 연결될 수 있다. 일 실시예에서, 제1 전극 부재는 열 교환 챔버와 유체 연통하는 다수의 관개 출구 포트를 포함하여, 유체 소스에 의해 공급된 냉각 유체가 관개 출구 포트에서 빠져 나옴으로써 스플릿 팁 전극 어셈블리, 혈액 및/또는 가열된 조직에 냉각을 제공한다.

[0116] 개방형 관개 구성의 경우, 의료기구(예를 들어, 절제 장치)는 열 교환 챔버의 루멘(예를 들어, 관개 도관)보다 작은 직경 또는 다른 단면 치수를 가져서 생리 식염수 또는 다른 유체를 평상시 유속으로 관개 출구 포트에서 배출하는 속도를 증가시키는 유체 전달 루멘을 포함할 수 있다 폐쇄형 관개 구성의 경우, 의료기구는 열 교환 챔버와 유체 소스 사이에서 연장되는 입구 루멘(예를 들어, 유체 전달 루멘), 열 교환 챔버(예를 들어, 관개 도관)와 의료기구 외부의 회수 저장조(return reservoir) 사이에서 연장되는 출구 루멘(예를 들어, 복귀 루멘)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 입구 루멘의 원단부(예를 들어, 출구)는 열 교환 챔버 내에서 난류 또는 다른 순환을 유도하도록 출구 루멘의 원단부(예를 들어, 입구)로부터 멀리 이격되어 있다. 다양한 실시예에서, 관개 유속은 10 mL/min 이하(예를 들어, 9 mL/min 이하, 8 mL/min 이하, 7 mL/min 이하, 6 mL/min 이하, 5 mL/min 이하)이다. 일부 실시예에서, 의료기구는 관개되지 않는다.

[0117] 일 실시예에 따르면, 의료기구(예를 들어, 절제 장치)는 근단부와 원단부 및 상기 근단부로부터 상기 원단부로 연장된 길이 방향 축을 포함하는 신장된 몸체(예를 들어, 카테터, 와이어, 프로브 등)를 포함한다. 상기 의료기구는 스플릿 팁 전극 어셈블리를 포함한다. 실시예에서, 스플릿 팁 전극 어셈블리는 신장된 몸체의 원단부의 원위 말단에 배치된 제1 전극 부재 및 제1 전극 부재에 근위로 배치되고 제1 전극 부재로부터 이격된 제2 전극 부재를 포함한다. 제1 전극 부재 및 제2 전극 부재는 대상의 조직에 접촉하여 무선 주파수 에너지를 조직에 전달하도록 구성된다. 전달되는 에너지는 조직을 적어도 부분적으로 절제하거나 가열하기에 충분할 수 있다. 스플릿 팁 전극 어셈블리는 제1 전극 부재와 제2 전극 부재를 분리하는 캡 폭을 포함하는 전기적 절연 캡을 또한 포함한다. 절제 장치의 실시예에는, 제1 및 제2 전극 부재와 열적으로 연통되어 제1 및 제2 전극 부재로부터 열을 선택적으로 제거하거나 방열하는 적어도 하나의 열 전달 부재, 제1 전극 부재 내부에 배치되고 (예를 들어, 원주 방향으로, 방사상으로) 이격된 복수의 제1 온도 측정 장치, 및 제2 전극 부재에 근위로 적어도 하나의 열 열 센트 부재(예를 들어, 열 전달 부재)의 일부 내에 배치된 제2 온도 측정 장치를 포함한다. 복수의 제1 온도 측정 장치는 제1 전극 부재와 열적으로 절연되고, 제1 전극 부재의 외부면을 넘어 신장된 몸체의 종축에 적어도 실질적으로 평행한 방향으로 연장될 수 있다. 복수의 제2 씨모커플은 제2 전극 부재와 열적으로 절연되며, 적어도 하나의 열 열 센트 부재의 외부면을 넘어 신장된 몸체의 종축 방향에 적어도 실질적으로 수직한 방향으로 연장될 수 있다.

[0118] 일부 실시예에서, 의료기구는 신장된 몸체의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 열 교환 챔버(예를 들어, 관개 도관)를 포함한다. 의료기구는 냉각 유체를 열 교환 챔버로 공급하도록 구성된 유체 소스 및 냉각 유체의 전달을 제어하도록 구성된 펌프에 유체적으로(fluidly) 결합될 수 있다. 일 실시예에서, 제1 전극 부재는 열 교환 챔버와 유체 연통하는 복수의 관개 출구 포트를 포함하여, 유체 소스에 의해 공급된 냉각 유체가 관개 출구 포트로부터 배출됨으로써, 스플릿 팁 전극 어셈블리에 냉각을 제공한다. 일부 실시예에서, 열 교환 챔버의 적어도 내부면 또는 내부층은 스테인레스 스틸과 같은 생체 적합성 재료를 포함한다.

[0119] 일부 실시예에서, 적어도 하나의 열 센트 부재(예를 들어, 열 센트 네트워크 또는 열 전달 부재)는 300 W/m²/°C 이상인 열 컨덕턴스(예를 들어, 300-350, 350-400, 400-450, 450-500 W/m²/°C, 상기 범위 사이의 범위 등)를 포함한다. 다른 실시예에서, 적어도 하나의 열 전달 부재는 500 W/m²/°C보다 큰 열 컨덕턴스(예를 들어, 500-550, 550-600, 600-650, 650-700, 700-800, 800-900, 900-1000 W/m²/°C, 상기 범위 사이의 범위, 1000 W/m²/°C 이상 등)를 포함한다. 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 열 전달 부재는 다이아몬드(예를 들어, 공업용 다이아몬드)를 포함한다.

[0120] 전극 부재(들)는 임의의 실시예에서 백금을 포함할 수 있다. 온도 측정 장치는 다음 형태의 씨모커플 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 니켈 합금, 백금/로듐 합금, 텉스텐/레늄 합금, 금/철 합금, 귀금속 합금, 백금/몰리브덴 합금, 아리듐/로듐 합금, 순수한 귀금속, 유형 K, 유형 T, 유형 E, 유형 J, 유형 M, 유형 N, 유형 B, 유형 R, 유형 S, 유형 C, 유형 D, 유형 G 및/또는 유형 P.

[0121] 일부 실시예에 따르면, 의료기구는 적어도 하나의 전기적 절연 캡 내에 위치된 적어도 하나의 분리자를 포함한다. 일 실시예에서, 적어도 하나의 분리자는 적어도 하나의 열 전달 부재의 일부를 포함한다. 예를 들어, 적어도 하나의 분리자는 공업용 다이아몬드를 포함할 수 있다.

[0122] 일부 실시예에 따르면, 의료기구는 에너지 소스로부터 스플릿 팁 전극 어셈블리 또는 다른 절제 부재로 전류를

전도하도록 구성된 적어도 하나의 전도체를 포함한다. 일부 실시예에서, 복수의 제1 써모커플 또는 다른 온도 측정 장치 및 복수의 제2 써모커플 또는 다른 온도 측정 장치는 각각 제1 전극 부재 및 하나 이상의 열 전달 부재의 외부 표면을 넘어 1 mm까지 연장된다.

[0123] 일부 실시예에 따르면, 복수의 제2 온도 측정 장치를 포함하는 적어도 하나의 열 전달 부재의 일정은, 조직 내에서 큰 삽입 깊이를 가능하게 하기 위해 상기 신장된 몸체의 외경보다 크게 함으로써, 전극 부재(들)의 열 효과로부터 써모커플 또는 다른 온도 측정 장치의 격리를 증가시킨다.

[0124] 몇몇 실시예에 따르면, 치료 시스템은 의료기구(예를 들어, 절제 카테터), 프로세서 및 에너지 소스를 포함한다. 상기 의료기구는 근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체, 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 에너지 전달 부재(예를 들어, 전극), 상기 에너지 전달 부재에 의해 운반되거나 상기 에너지 전달 부재를 따라 또는 그 안에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치, 및 상기 신장된 몸체를 따라 상기 전극의 근위에 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치를 포함한다. 에너지 전달 부재는 대상의 조직에 접촉하여 에너지 소스에 의해 생성된 에너지를 조직에 전달하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 에너지는 조직을 적어도 부분적으로 제거하기에 충분하다. 일부 실시예에서, 복수의 제1 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연되고, 복수의 제2 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연된다. 일부 실시예에서, 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 외부면 둘레에서 이격된다. 시스템의 실시예의 에너지 소스는 에너지 소스로부터 에너지 전달 부재로 연장되는 하나 이상의 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등)를 통해 에너지 전달 부재에 에너지를 제공하도록 구성될 수 있다.

[0125] 시스템의 실시예의 프로세서는 프로그래밍되거나 또는 다른 방식으로 구성되어(예를 들어, 비 일시적인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령의 실행에 의해) 온도를 나타내는 신호를 온도 측정 장치 각각으로부터 수신하고, 수신된 신호에 기초하여 조직에 대한 절제 카테터의 신장된 몸체의 원단부의 배향을 결정할 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세서는 결정된 배향에 기초하여 하나 이상의 치료 파라미터를 조정하도록 구성될 수 있다. 하나 이상의 치료 파라미터는 치료 시간(duration of treatment), 에너지의 파워, 목표 또는 설정 온도, 및 최대 온도를 포함할 수 있다.

[0126] 일부 실시예에서, 프로세서는 결정된 배향의 식별을 디스플레이에 출력하도록 구성된다. 출력은 텍스트 정보(예를 들어, 단어, 구, 문자 또는 숫자)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 디스플레이는 그래픽 사용자 인터페이스를 포함하고 출력은 결정된 배향을 나타내는 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함한다.

[0127] 일부 실시예에서, 조직에 대한 의료기구의 신장된 몸체의 원단부의 배향의 결정은 수신된 신호로부터 결정된 조직 측정치의 서로에 대한 비교에 기초한다. 배향은 수직, 평행, 경사진(angled) 또는 비스듬한 세 가지 배향 옵션 중 하나에서 선택될 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세서는 결정된 배향이 에너지 전달 중에 변경되는 경우, 에너지 전달을 종료시키는 출력(예를 들어, 사용자가 수동으로 에너지 전달을 종료하도록 하는 경고 또는 자동으로 에너지 전달의 종료시키는 신호)을 생성하도록 구성된다.

[0128] 일부 실시예에 따르면, 치료 시스템은 의료기구(예를 들어, 절제 카테터) 및 프로세서를 포함한다. 상기 의료기구는 근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체, 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치되는 에너지 전달 부재-여기서, 상기 에너지 전달 부재는 대상의 조직에 접촉하여 에너지(예를 들어, 절제 에너지)를 조직에 전달하도록 구성됨-, 에너지 전달 부재 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치, 및 신장된 몸체를 따라 에너지 전달 부재에 근위로 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치를 포함한다. 복수의 제1 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연될 수 있고 서로 이격될 수 있으며, 복수의 제2 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재로부터 열적으로 절연될 수 있으며, 상기 신장된 몸체의 외부면 둘레에서 이격될 수 있다.

[0129] 치료 시스템의 실시예의 프로세서는 프로그래밍되거나 또는 다른 방식으로 구성되어(예를 들어, 비 일시적인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령의 실행에 의해) 신호를 온도 측정 장치 각각으로부터 수신하고, 수신된 신호에 기초하여 심도에서 조직의 피크 온도를 계산할 수 있다. 피크 온도는 극한 온도(예를 들어, 피크 또는 벨리/트로프 온도, 고온 또는 저온, 양의 피크 또는 음의 피크)를 포함할 수 있다.

[0130] 일부 실시예에 따르면, 프로세서는 수신된 신호로부터 결정된 개별 온도 측정치를 서로 비교함으로써 심도에서 조직의 피크 온도를 계산하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 프로세서는 치료 시간, 에너지의 파워, 목표 온도, 및 최대 온도를 포함하는 계산된 피크 온도에 기초하여 하나 이상의 치료 파라미터를 조정하도록 구성된다.

[0131] 일부 실시예에 따르면, 프로세서는 계산된 피크 온도가 문턱값 온도를 초과하는 경우 에너지 전달을 자동 종료하도록 하는 출력을 생성하거나 사용자가 에너지 전달을 수동으로 종료하게 하는 경고를 생성하도록 구성된다.

일부 실시예에서, 프로세서는 계산된 피크 온도의 식별을 디스플레이에 출력하도록(예를 들어, 컬러, 텍스트 정보 및/또는 수치 정보를 사용) 구성되도록 구성된다.

[0132]

몇몇 실시예에 따르면, 치료 시스템은 근단부 및 원단부를 포함하는 신장된 몸체를 포함하는 의료기구(예를 들면, 절제 카테터), 상기 신장된 몸체의 원단부에 위치된 에너지 전달 부재를 포함한다. 일 실시예에서, 에너지 전달 부재(예를 들어, 전극)는 대상의 조직에 접촉하여 조직에 에너지(예를 들어, 절제 에너지)를 전달하도록 구성된다. 상기 의료기구는 상기 에너지 전달 부재에 형성된 분리된 개구 또는 어퍼처 내에 배치된 복수의 제1 온도 측정 장치 및 상기 신장된 몸체를 따라 상기 에너지 전달 부재에 근위로 배치된 복수의 제2 온도 측정 장치를 포함한다. 복수의 제1 온도 측정 장치는 전극으로부터 열적으로 절연되고 서로 이격될 수 있으며, 복수의 제2 온도 측정 장치는 전극으로부터 열적으로 절연될 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 제2 온도 측정 장치는 상기 신장된 몸체의 외부면 둘레에서 이격된다. 치료 시스템은, 온도를 나타내는 신호를 온도 측정 장치 각각으로부터 수신하고, 적어도 부분적으로 수신된 신호에 기초하여 심도에서 조직 내 피크 온도 구역의 추정된 위치를 결정하도록 프로그래밍되거나 또는 다른 방식으로 구성된(예를 들어, 비 일시적인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령의 실행에 의해) 프로세서를 또한 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 프로세서는 수신된 신호들에 기초하여 개별 온도 측정치들을 결정하고 이들을 비교하여 피크 온도의 추정된 위치를 결정한다. 프로세서는 지속 시간, 파워, 목표 온도 및 최고 온도를 포함하는 추정된 위치에 기초하여 하나 이상의 치료 파라미터를 조정하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 추정된 위치의 식별이 디스플레이에 출력되도록 또한 구성될 수 있다. 출력은 영수자 정보 및/또는 피크 온도 구역의 추정된 위치를 나타내는 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함할 수 있다.

[0133]

몇몇 실시예에 따르면, 조직의 표면으로부터 심도에서 절제되는 조직의 피크 온도를 결정하는 방법은, 절제 카테터의 원단부에 배치된 복수의 제1 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 제1 온도 센서 각각은 절제 카테터의 원단부 둘레에서 이격된다. 상기 방법은 복수의 제1 온도 센서로부터 가까운 거리에 배치된 복수의 제2 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계를 또한 포함한다. 상기 방법은 복수의 제1 온도 센서 및 복수의 제2 온도 센서로부터 수신된 신호로부터 온도 측정치를 결정하는 단계 및 결정된 온도 측정치를 서로 비교하는 단계를 더 포함한다. 일부 실시예들에서, 방법은 피크 온도를 결정하기 위해 비교에 적어도 부분적으로 기초하여 하나 이상의 결정된 온도 측정치들에 하나 이상의 보정 인자(correction factor)들을 적용하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 결정된 피크 온도를 디스플레이 상에 문자로, 시각적으로 및/또는 그래픽으로 출력하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 결정된 열점 온도에 기초하여 하나 이상의 치료(예를 들면, 절제) 파라미터를 조정 및/또는 절제를 종료하는 단계를 포함한다. 복수의 제2 온도 센서는 절제 카테터 또는 다른 의료기구의 원주 둘레에서 이격될 수 있다.

[0134]

일부 실시예에 따르면, 절제되는 조직 내의 피크 온도 구역의 위치를 결정하는 방법은 절제 카테터의 원단부에 위치한 복수의 제1 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 복수의 제1 온도 센서 각각은 절제 카테터의 원단부 둘레에서 이격된다. 상기 방법은 복수의 제1 온도 센서에 근접한 거리에 위치된 복수의 제2 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 복수의 제1 온도 센서 및 복수의 제2 온도 센서로부터 수신된 신호로부터 온도 측정치를 결정하는 단계 및 결정된 온도 측정치를 서로 비교하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은 비교에 적어도 부분적으로 기초하여 열적 병변의 피크 온도 구역의 위치를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 방법은 디스플레이 상에 결정된 피크 위치를 텍스트로, 시각적으로 및/또는 그래픽으로 출력하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 복수의 제2 온도 센서 각각은 절제 카테터의 원주 둘레에서 이격되어 있다.

[0135]

일부 실시예에 따르면, 말단 팁과 접촉하는 조직에 대한 절제 카테터의 말단 팁의 배향을 결정하는 방법은 절제 카테터의 말단에 배치된 복수의 제1 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계 및 복수의 제1 온도 센서에 근접한 거리에 배치된 복수의 제2 온도 센서로부터 온도를 나타내는 신호를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 복수의 제1 온도 센서 및 복수의 제2 온도 센서로부터 수신된 신호로부터 온도 측정치를 결정하는 단계 및 결정된 온도 측정치 각각을 서로 비교하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은 비교에 적어도 부분적으로 기초하여 말단 팁과 접촉하는 조직에 대한 절제 카테터의 말단 팁의 배향을 결정하는 단계를 더 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 결정된 배향을 디스플레이 상에 출력하는 단계를 포함한다. 출력은 텍스트 정보 또는 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함할 수 있다. 상기 방법의 실시예는 에너지 전달을 종료해야 한다는 것을 사용자에게 신호하기 위해 에너지 전달을 종료하거나 출력(예를 들어, 경고)을 생성하는 단계를 또한 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 복수의 제1 온도 센서들 각각은 절제 카테터의 원단부 둘레로 이격되고, 복수

의 제2 온도 센서들 각각은 절제 카테터의 원주 둘레로 이격된다.

[0136] 몇몇 실시예에 따르면, 시스템은 적어도 제1 주파수 및 제2 주파수를 한 쌍의 전극 또는 조합 전극의 전극부 또는 전극 어셈블리에 전달하도록 구성된 적어도 하나의 신호 소스를 포함한다. 상기 시스템은 또한, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수가 상기 신호 소스에 의해 상기 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하고, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 획득된 전기적(예를 들어, 전압, 전류, 임피던스) 측정치를 처리하고, 상기 전기적(예를 들어, 임피던스) 측정치의 상기 처리에 기초하여 상기 한 쌍의 전극이 조직과 접촉하는지 여부를 결정하도록 구성된 프로세싱 장치를 또한 포함한다. 한 쌍의 전극은 의료기구를 따라(예를 들어, 절제 카테터의 원단부에) 배치될 수 있다. 한 쌍의 전극은 무선 주파수 전극을 포함할 수 있고 적어도 하나의 신호 소스는 하나 또는 둘 이상의 무선 주파수 에너지 소스를 포함할 수 있다.

[0137] 신호 소스는, 조직 절제를 위해 구성된 주파수를 갖는 신호를 생성 및 한 쌍의 전극에 전달 또는 인가하도록 구성된 제1 신호 소스 및 접촉 감지 및/또는 조직 유형 결정(예를 들어, 조직이 절제되었는지 또는 여전히 생존해 있는지 여부)에 적합한 주파수를 갖는 신호를 생성 및 한 쌍의 전극에 전달 또는 인가하도록 구성된 제2 신호 소스를 포함한다. 제1 및 제2 신호 소스는 에너지 전달 모듈(예를 들어, RF 제너레이터) 내에 또는 의료기구(예를 들어, 절제 카테터)의 신장된 몸체 또는 핸들 내에 집적될 수 있다. 일부 실시예에서, 제2 신호 소스는 에너지 전달 모듈 및 의료기구와는 구분되고 분리된 컴포넌트이거나 에너지 전달 모듈 또는 의료기구 내에 통합된 접촉 감지 서브 시스템 내에 있다. 일부 실시예에서, 절제 또는 다른 치료에 적합한 주파수를 갖는 신호 및 접촉 감지 또는 조직 유형 결정 기능에 적합한 주파수를 갖는 신호를 인가할 수 있는 단 하나의 신호 소스가 사용된다. 접촉 감지 또는 조직 유형 결정에 적합한 주파수는 치료 주파수 범위 또는 치료 주파수 범위 밖에 있을 수 있다. 예를 들어, 하나의 비 한정적인 실시예에서, 시스템은, 조직 절제 또는 다른 치료를 위해 구성된 주파수를 갖는 에너지를 전달하는 신호를 생성 및 한 쌍의 전극 부재(및 접지 패드 또는 기준 전극)에 전달 또는 인가하도록 구성된 에너지 소스 및 접촉 감지 및/또는 조직 유형 결정(예를 들어, 조직이 절제되었는지 또는 여전히 생존해 있는지 여부)에 적합한 주파수를 갖는 신호를 생성 및 한 쌍의 전극 부재(및 접지 패드 또는 기준 전극)에 전달 또는 인가하도록 구성된 신호 소스를 포함한다. 에너지 소스 및 신호 소스는 모두 에너지 전달 모듈(예를 들어, RF 제너레이터) 내에 집적될 수 있거나 소스들 중 하나(예를 들어, 신호 소스)는 의료기구(예를 들어, 절제 카테터)의 신장된 몸체 또는 핸들 내에 합체(incorporated)될 수 있다. 일부 실시예에서, 신호 소스는 에너지 전달 모듈 및 의료기구와는 구분되고 분리된 컴포넌트이거나 에너지 전달 모듈 또는 의료기구 내에 통합된 접촉 감지 서브 시스템 내에 있다. 일부 실시예에서, 절제 또는 다른 치료에 적합한 주파수를 갖는 신호를 인가하고 접촉 감지 또는 조직 유형 결정 기능에 적합한 주파수를 갖는 신호를 인가하도록 구성된 단일 소스가 사용된다. 치료 주파수를 갖는 신호는 또한 접지 패드 또는 기준 전극에 전달될 수 있다.

[0138] 일부 실시예에서, 시스템은 필수적으로 의료기구(예를 들어, 에너지 전달 장치), 하나 이상의 에너지 소스, 하나 이상의 신호 소스 및 하나 이상의 프로세싱 장치로 구성되거나 이를 포함한다. 상기 의료기구(예를 들어, 에너지 전달 카테터)는 근단부 및 원단부를 갖는 신장된 몸체, 상기 신장된 몸체의 원단부에 배치된 한 쌍의 전극 또는 전극부(예를 들어, 조합 또는 스플릿 팁, 전극 어셈블리)를 포함한다. 일부 실시예에서, 한 쌍의 전극은 신장된 몸체 상에 배치된 제1 전극 및 제2 전극에 인접하게(예를 들어, 근위에) 배치된 제2 전극을 포함한다. 제1 전극 및 제2 전극은 대상의 조직에 접촉하여 조직 표면으로부터의 심도에서 조직을 가열(예를 들어, 절제 또는 다른 치료)하기 위해 조직에 에너지를 제공하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 한 쌍의 전극은 제1 전극과 제2 전극 사이에 배치된 전기적 절연 캡을 포함하고, 전기적 절연 캡은 제1 전극과 제2 전극을 분리하는 캡 폭을 포함한다. 전기적 절연 캡 내에 분리자(예를 들어, 커파시터 또는 절연 물질)가 배치될 수 있다.

[0139] 하나 이상의 신호 소스는 주파수 범위(예를 들어, 무선 주파수 범위 내의 주파수)에 걸쳐 신호를 전달하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세싱 장치는, 비 일시적인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령을 실행하여 주파수 범위 내에 있는 상이한 주파수의 에너지가 신호 소스에 의해 상기 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 임피던스 또는 다른 전기적 측정치를 획득하고, 제1 주파수 및 제2 주파수에서 획득된 임피던스 또는 다른 전기적 측정치를 처리하고, 상기 임피던스 또는 전기적 측정치의 상기 처리에 기초하여 상기 한 쌍의 전극 중 적어도 하나(예를 들어, 가장 먼 전극)가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하도록 구성된다.

[0140] 일부 실시예에서, 의료기구는 필수적으로 무선 주파수 절제 카테터로 구성되거나 또는 이를 포함하고, 제1 및 제2 전극 또는 전극부는 무선 주파수 전극을 포함한다. 신호 소스(들)는 무선 주파수 (RF) 제너레이터를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 신호 소스(예를 들어, 접촉 감지 서브 시스템의)에 의해 전달되는 주파수 범위는 적어도 1 kHz와 5 MHz 사이의 범위(예를 들어, 5 kHz와 1000 kHz 사이, 10kHz 내지 500kHz, 5kHz 내지 800kHz, 20kHz 내지 800kHz, 50kHz 내지 5MHz, 100kHz 내지 1000kHz 및 이들의 중첩 범위)를 포함할 수 있다. 신호 소

스(들)는 이 범위 이하 및 이상의 주파수를 전달하도록 또한 구성될 수 있다. 상기 주파수는 상기 제1 및 제2 전극 또는 전극부에 의해 획득된 고분해능 매핑 이미지 또는 기능을 간접하지 않도록 적어도 상기 전기곡선도 매핑 주파수의 5 배 이상 또는 적어도 10 배 이상일 수 있다. 일 실시예에서, 임피던스 측정치가 획득되는 상이한 주파수는 2개의 분리된 주파수로만 구성된다. 다른 실시예에서, 상이한 주파수는 2개 이상의 분리된 주파수를 포함한다. 일부 실시예에서, 프로세싱 장치는, 주파수 범위의 최소 주파수로부터 최대 주파수까지의 주파수의 전체 스윕(sweep)이 한 쌍의 전극 또는 전극부에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 획득하도록 구성된다. 하나의 예로서, 주파수의 범위는 5 kHz와 1000 kHz 사이다. 제2 주파수는 제1 주파수와 상이(예를 들어, 보다 높거나 낮음)할 수 있다.

[0141] 시스템은, 한 쌍의 전극(및 가능하게는 접지 패드 또는 기준 전극)에 신호를 전달하여 조직(예를 들어, 심장 조직)을 절제하거나 치료하기에 충분한 에너지를 생성하도록 구성된 절제 에너지 소스(예를 들어, RF 제너레이터와 같은 신호 소스)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 프로세싱 장치는, 한 쌍의 전극 중 적어도 하나가 조직과 접촉하고 있는지 여부의 결정에 기초하여 절제 에너지의 하나 이상의 에너지 전달 파라미터를 조정하도록 구성 및/또는 한 쌍의 전극 중 적어도 하나가 조직과 접촉하거나 접촉이 상실되었는지 여부의 결정에 기초하여 에너지 전달을 종료하도록 구성된다. 일부 실시예들에서, 절제 에너지 소스 및 적어도 하나의 신호 소스는 단일 소스를 포함한다. 다른 실시예에서, 신호 소스는 제1 소스를 포함하고, 절제 에너지 소스는 제1 소스와는 분리되고 구분된 제2 소스를 포함한다. 일부 실시예에서, 처리는 시간 도메인에서 실행된다. 일부 실시예에서, 처리는 주파수 도메인에서 실행된다. 처리의 일부는 시간 도메인 및 주파수 도메인 모두에서 실행될 수 있다.

[0142] 일부 실시예에서, 프로세싱 장치는 접촉을 나타내는 출력을 생성하기 위해 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령을 실행하도록 구성된다. 프로세싱 장치는 생성된 출력이 프로세싱 장치와 통신하는 디스플레이(예를 들어, LCD 또는 LED 모니터) 상에 디스플레이 되도록 구성될 수 있다. 다양한 실시예에서, 출력은 텍스트 정보, 정량적 정보(예를 들어, 수치 정보, 접촉이 존재하는지 여부에 대한 2진 평가) 및/또는 정성적 정보(예를 들어, 접촉 레벨을 나타내는 컬러 또는 다른 정보)를 포함한다.

[0143] 몇몇 실시예에 따르면, 시스템은, 주파수 범위를 갖는 신호를 전달하도록 구성된 신호 소스 및 비 일시적인 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령을 실행하여 상이한 주파수의 에너지가 신호 소스에 의해 상기 한 쌍의 전극(예를 들어, 조합 전극, 또는 스플릿 텁, 전극 어셈블리)에 인가되는 동안 임피던스 또는 다른 전기적 측정치를 획득하고, 에너지의 상이한 주파수에서 획득된 임피던스 측정치를 비교하고, 상기 한 쌍의 전극 중 적어도 하나에 접촉한 조직이 절제되었는지를 결정하도록 구성된 프로세싱 장치를 포함한다. 일부 실시예에서, 접촉 결정이 이루어지는 주파수의 범위는 5 kHz와 1000 kHz 사이다. 일 실시예에서 상이한 주파수는 2개의 분리된 주파수로 구성되거나 다른 실시예에서는 2개 이상의 분리된 주파수를 포함할 수 있다. 프로세싱 장치는 주파수 범위의 최소 주파수부터 최대 주파수(예를 들어, 5 kHz 내지 1000 kHz)의 주파수의 전체 스윕(sweep)이 한 쌍의 전극에 인가되는 동안 임피던스 측정치를 얻도록 구성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 임피던스 측정치의 한 컴포넌트(예를 들어, 임피던스 크기)는 제1 주파수에서 획득되며, 임피던스 측정치의 다른 컴포넌트(예를 들어, 위상 각)은 제2 주파수에서 획득된다. 두 개 이상의 상이한 주파수에서 임피던스 크기 측정치의 비교(예를 들어, 임피던스 대 주파수의 미분(derivative), 임피던스 대 주파수의 엘타 또는 기울기)를 얻을 수도 있다. 2개 이상의 상이한 주파수에서의 다양한 임피던스 측정치의 가중된 조합은 프로세싱 장치에 의해 계산될 수 있고 전체 접촉 레벨 또는 상태를 결정하기 위해 프로세싱 장치에 의해 사용될 수 있다. 임피던스 측정치는 직접 획득되거나 전압 및/또는 전류 측정치와 같은 전기적 파라미터 측정치에 기초하여 계산될 수 있다.

[0144] 일부 실시예에서, 프로세싱 장치는 한 쌍의 전극 중 적어도 하나에 접촉한 조직이 절제되었는지의 결정에 기초하여 조직 유형을 나타내는 출력을 생성하기 위해 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령을 실행하도록 구성된다. 프로세싱 장치는 생성된 출력이 프로세싱 장치와 통신하는 디스플레이 상에 디스플레이 되도록 구성될 수 있다. 출력은 텍스트 정보, 컬러 또는 다른 정성적 정보 및 수치 정보 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 프로세싱 장치는 한 쌍의 전극과 접촉하는 조직이 절제되었는지 여부의 결정에 기초하여 하나 이상의 에너지 전달 파라미터를 조정하도록 구성 및/또는 한 쌍의 전극과 접촉하는 조직이 절제되었는지 여부의 결정에 기초하여 에너지 전달을 종료하도록 구성된다.

[0145] 몇몇 실시예에 따르면, 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 시스템은, 상이한 주파수를 갖는 신호를 한 쌍의 전극에 전달하도록 구성된 신호 소스 및 제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해서 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하고 제2 주파수와 제1 주파수에서 임피던스 크기 사이의 비율을 결정하도록 구성된 프로세싱 장치를 포함한다. 결정된 비율이 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 프로세싱 장치는 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 명령들의

실행시 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하도록 구성된다. 결정된 비율이 소정의 문턱값보다 높으면, 프로세싱 장치는 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 명령들의 실행시, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 신호 소스는 무선 주파수 에너지 소스를 포함한다. 제1 및 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이일 수 있다. 일부 실시예에서, 신호 소스는 조직 절제에 적합한 주파수를 갖는 신호를 생성하도록 구성된다. 다른 실시예에서, 시스템은 조직 절제에 적합한 주파수를 갖는 신호를 생성하도록 구성된 제2 신호 소스(또는 절제 에너지 소스)를 포함한다. 조직 절제에 적합한 주파수는 400 kHz와 600 kHz 사이(예를 들어, 400 kHz, 450 kHz, 460 kHz, 480 kHz, 500 kHz, 550 kHz, 600 kHz, 400 KHz-500 kHz, 450 kHz-550 kHz, 500 kHz-600 kHz, 이들의 중첩 범위)일 수 있다. 다양한 실시예에서, 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값이다. 파형을 처리하는 단계는 전압 및/또는 전류 측정치를 획득하는 단계 및 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 임피던스 측정치를 계산하는 단계 또는 임피던스 측정치를 직접 얻는 단계를 포함할 수 있다.

[0146]

전기적 측정치(예를 들어, 임피던스 측정치)에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 표적 부위(예를 들어, 조직)과 접촉하는지 여부를 결정하는 방법은, 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 신호를 상기 의료기구의 한 쌍의 전극 또는 전극부에 인가하는 단계, 상기 제1 주파수 및 상기 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 결과 파형을 처리하는 단계, 및 상기 제2 주파수와 상기 제1 주파수에서 임피던스의 크기 사이 비율을 결정하는 단계를 포함한다. 결정된 비율이 접촉을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 상기 방법은 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 결정된 비율이 소정의 문턱값보다 높으면, 상기 방법은 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함한다.

[0147]

몇몇 실시예에 따르면, 전기적 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 표적 부위(예를 들어, 조직)와 의료기구의 원단부의 접촉 상태를 결정하기 위한 시스템은, 결합 전극 어셈블리의 한 쌍의 전극 부재에 인가될 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하는 단계를 포함한다. 신호 소스는 접촉 감지 또는 검출 서브 시스템의 컴포넌트 또는 무선 주파수 제너레이터와 같은 에너지 전달 모듈일 수 있다. 상기 시스템은, 메모리 또는 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령들의 실행시, 상기 신호 소스가 상기 적어도 하나의 신호를 생성하여 상기 한 쌍의 전극 부재에 인가하도록 구성된 프로세서 또는 다른 컴퓨팅 장치를 또한 포함한다. 신호는 단일 다수의 톤(multi-tone) 파형 또는 단일 또는 다수의 파형 또는 단일 주파수를 가진 신호일 수 있다.

[0148]

프로세서는 한 쌍의 전극 부재 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 제1 주파수에서 제1 전기적 측정치를 획득하고 한 쌍의 전극 부재 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 복수의 주파수의 제2 주파수에서 제2 전기적 측정치를 획득하도록 구성될 수 있다. 상기 프로세서는, 상기 제1 전기적 측정치(예를 들어, 전압 및/또는 전류 측정치)에 기초하여 임피던스 크기를 결정하고, 상기 제2 전기적 측정에 기초하여 임피던스 크기 및 위상을 결정하며, 상기 제1 전기적 측정치에 기초한 상기 임피던스 크기, 상기 제1 전기적 측정치와 상기 제2 전기적 측정치에 기초한 상기 임피던스 크기의 비율 및 상기 제2 전기적 측정치에 기초한 위상을 조합한 기준(criterion)에 기초하여 상기 의료기구의 원단부와 표적 부위 사이의 접촉 상태를 나타내는 접촉 지표 값을 계산하도록 더 구성된다. 제1 및 제2 전기적 측정치는 전압 및/또는 전류 측정치 또는 한 쌍의 전극 부재 사이의 직접 임피던스 측정치를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 및 제2 전기적 측정치는 전극과 조직 사이의 전기 파라미터의 직접 측정치를 포함하지 않지만 두 전극 부재 사이의 측정치이다. 임피던스 측정치는 전압 및/또는 전류 측정치를 기반으로 계산될 수 있다.

[0149]

일부 실시예에서, 기준은 상기 제1 전기적 측정치에 기초한 상기 임피던스 크기, 상기 제1 및 상기 제2 전기적 측정치에 기초한 상기 임피던스 크기의 비율, 및 상기 제2 전기적 측정치에 기초한 위상의 가중된 조합을 포함한다. 일부 실시예에서, 기준은 도 11 및 11A와 관련하여 설명된 바와 같이 if-then 케이스 조건부 기준을 포함한다. 다양한 실시예에서, 단지 하나의 임피던스 측정치 또는 계산(예를 들어, 임피던스 크기만, 임피던스 크기 값 사이의 기울기만, 또는 위상만) 또는 단지 2 가지 유형의 임피던스 측정치 또는 계산을 이용하여 접촉 상태를 결정한다.

[0150]

몇몇 실시예에 따르면, 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 표적 부위(예를 들어, 조직)와 접촉하고 있는지 여부를 결정하기 위한 시스템은, 필수적으로, (예를 들어, 의료기구, 카테터 또는 프로브의 원단부에 배치된) 한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 하나 이상의 신호를 생성하는 신호 소스, 및 비 일시적 컴퓨터-판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령을 실행하여 제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 상기 한 쌍의 전극에 걸쳐 형성되는 결과 파형을 처리하도록 구성된 프로세싱 장치로 구성되거나 이를 포함한다. 제1 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 크기가 접촉을 나타내는 소정의 문턱값 이상인 경우, 프로세싱 장치는, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령의 실행시, 접촉을 나

타내는 제1 출력을 생성하도록 구성된다. 제1 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 크기가 접촉 없음을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 프로세싱 장치는, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령들의 실행시, 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하도록 구성된다. 과형을 처리하는 단계는 전압 및/또는 전류 측정치를 획득하는 단계 및 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 임피던스 측정치를 계산하는 단계 또는 임피던스 측정치를 직접 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0151] 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 표적 부위(예를 들어, 조직)와 접촉하는지를 결정하는 방법은, 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호(예를 들어, 멀티 톤 과형)를 한 쌍의 전극 또는 전극부에 전달하는 단계 및 제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 과형을 처리하는 단계를 포함한다. 제1 주파수 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 크기가 접촉을 나타내는 소정의 문턱값 이상인 경우, 상기 방법은 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 제1 주파수 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 크기가 접촉 없음을 나타내는 소정의 문턱값보다 낮으면, 상기 방법은 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함한다.

[0152] 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 표적 부위(예를 들어, 조직)과 접촉하는지 여부를 결정하는 방법은, 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 멀티 톤 과형을 한 쌍의 전극에 인가하는 단계, 제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하기 위해 결과 과형을 처리하는 단계, 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 혈액 또는 혈액과 식염수 혼합물의 공지된 임피던스(또는 다른 공지의 조직 임피던스)와 비교하는 단계, 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 서로 비교하는 단계, 및 상기 비교에 기초하여 상기 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지 여부를 나타내는 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 시스템은, 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 멀티 톤 과형 또는 신호를 한 쌍의 전극(예를 들어, 스플릿 텁 전극 카테터의 원단부) 및 프로세싱 장치를 포함한다. 프로세싱 장치는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령들의 실행시, 결과 과형을 처리하여 제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치를 획득하고, 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 혈액 또는 혈액과 식염수 혼합물의 공지된 임피던스와 비교하고, 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 서로 비교하고 및/또는 상기 비교에 기초하여 상기 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지 여부를 나타내는 출력을 생성하도록 구성된다.

[0153] 몇몇 실시예에 따르면, 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 한 쌍의 전극 또는 전극부를 포함하는 의료기구가 표적 부위(예를 들어, 조직)와 접촉하는지를 결정하는 방법은, 의료기구의 한 쌍의 전극에 복수의 주파수(예를 들어, 멀티 톤 과형)를 갖는 적어도 하나의 신호를 인가하는 단계 및 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 과형을 처리하여 복수의 주파수 중 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 획득하는 단계를 포함한다. 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉을 나타내는 모델을 갖는다면, 상기 방법은 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉 없음을 나타내는 모델을 갖는다면, 상기 방법은 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 모델은 도 5b에 도시된 것과 같은 피팅 함수 또는 회로 모델을 포함할 수 있다. 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 의료기구가 조직과 접촉하는지 여부를 결정하는 시스템은, 한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하도록 구성된 신호 소스 및 프로세싱 장치를 포함한다. 프로세싱 장치는, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령들의 실행시, 복수의 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 의료기구의 한 쌍의 전극에 인가하고 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 과형을 처리하여 상기 복수의 주파수 중 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 얻도록 구성될 수 있다. 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉을 나타내는 모델을 따르면, 프로세서는 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하도록 구성된다. 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 파라미터 값이 접촉 없음을 나타내는 모델을 따르면, 프로세서는 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하도록 구성된다. 과형을 처리하여 임피던스 측정치를 얻는 단계는 전압 및/또는 전류 측정치를 획득하는 단계 및 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 임피던스 측정치를 계산하는 단계 또는 임피던스 측정치를 직접 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0154] 몇몇 실시예에 따르면, 한 쌍의 전극을 포함하는 절제 카테터에 의해 조직이 절제되었는지 여부를 결정하는 방법이 제공된다. 상기 방법은 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 하나 이상의 신호(예를 들어, 멀티 톤 과형)를 절제 카테터를 따라 한 쌍의 전극에 인가하는 단계 및 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 과형을 처리하여 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 측정치를 획득하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 임피던스의 절대 변화뿐만 아니라 임피던스 사이의 기울기 또는 비율을 평가하는 단계를 포함할 수 있다. 제1 및/또는 제2 주파수에

서의 제1 임피던스 측정치가 공지된 혈액의 임피던스 레벨 이상이고, 제1 임피던스 측정치에 대한 제2 임피던스 측정치의 비율이 소정의 문턱값 이상이면, 상기 방법은 절제된 조직을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 제1 및/또는 제2 주파수에서의 제1 임피던스 측정치가 공지된 임피던스 레벨의 혈액보다 크고, 제1 임피던스 측정치에 대한 제2 임피던스 측정치의 비율이 소정의 문턱값보다 낮으면, 상기 방법은 생존 조직을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 과형을 처리하여 임피던스 측정치를 얻는 단계는 전압 및/또는 전류 측정치를 획득하는 단계 및 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 임피던스 측정치를 계산하는 단계 또는 임피던스 측정치를 직접 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0155] 일부 실시예에서, 제1 주파수 및/또는 제2 주파수에서의 임피던스 측정치의 위상은 혈액 또는 혈액 및 식염수 혼합물에 대한 공지의 위상 응답과 비교되고, 상기 의료기구가 조직과 접촉하고 있는지의 여부를 나타내는 출력을 생성하기 위하여 임피던스 측정치의 크기 값과 관련하여 이용된다. 한 쌍의 전극 또는 전극부를 포함하는 절제 카테터에 의해 조직이 절제되었는지 여부를 결정하기 위한 시스템은 절제 카테터를 따라 한 쌍의 전극에 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하도록 구성된 신호 소스 및 프로세싱 장치를 포함할 수 있다. 프로세싱 장치는, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령들의 실행시, 한 쌍의 전극 사이에 형성된 결과 과형을 처리하여 제1 주파수 및 제2 주파수에서 임피던스 측정치들을 획득하도록 구성될 수 있다. 제1 및/또는 제2 주파수에서의 제1 임피던스 측정치가 공지된 혈액의 임피던스 레벨 이상이고, 제1 임피던스 측정치에 대한 제2 임피던스 측정치의 비율이 소정의 문턱값 이상이면, 상기 프로세싱 장치는 절제된 조직을 나타내는 제1 출력을 생성하도록 구성된다. 상기 제1 임피던스 측정에 대한 상기 제2 임피던스 측정의 비율이 소정의 문턱값보다 낮으면, 프로세서는 생존(예를 들어, 절제되지 않은) 조직을 나타내는 제2 출력을 생성하도록 구성된다. 과형을 처리하여 임피던스 측정치를 얻는 단계는 전압 및/또는 전류 측정치를 획득하는 단계 및 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 임피던스 측정치를 계산하는 단계 또는 임피던스 측정치를 직접 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0156] 결과 과형을 처리하는 단계는 임피던스 측정치를 획득하기 위해 과형에 변환(예를 들어, 푸리에 변환)을 적용하는 단계를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 제1 주파수 및 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이의 범위 내에 있다. 일 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 높다. 임피던스 측정치는 동시에 또는 순차적으로 얻어질 수 있다. 제2 주파수는 제1 주파수보다 적어도 20 kHz 높을 수 있다. 일 실시예에서, 제1 주파수는 10 kHz와 100 kHz 사이(예를 들어, 10 kHz와 30 kHz 사이, 15 kHz와 40 kHz 사이, 20 kHz와 50 kHz 사이, 30 kHz와 60 kHz 사이, 40 kHz와 80 kHz 사이, 50 kHz와 90 kHz 사이, 60 kHz와 100 kHz 사이, 이들의 중첩 범위, 20 kHz 또는 10 kHz와 100 kHz 사이의 임의의 값)이고 제2 주파수는 400 kHz와 1000 kHz 사이(예를 들어, 400 kHz와 600 kHz 사이, 450 kHz와 750 kHz 사이, 500 kHz와 800 kHz 사이, 600 kHz와 850 kHz 사이, 700 kHz와 900 kHz 사이, 800 kHz와 1000 kHz 사이, 이들의 중첩 범위, 800 kHz, 또는 400 kHz와 1000 kHz 사이의 임의의 값)이다. 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값을 가질 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 출력을 생성하고 제2 출력을 생성하는 단계는 제1 출력 또는 제2 출력을 (예를 들어, 하나 이상의 디스플레이 드라이버를 통해) 디스플레이 상에 디스플레이 하게 하는 단계를 더 포함한다. 출력은 텍스트 정보, 정량적 측정 및/또는 접촉 상태를 나타내는 정성적 평가를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 출력은 접촉 레벨에 대응하는 접촉력의 양(예를 들어, 힘의 그램)을 포함한다.

[0157] 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 한 쌍의 전극 또는 전극부를 갖는 의료기구가 표적 부위(예를 들어, 조직)와 접촉하는지 여부를 결정하는 방법은, 상기 주파수들의 범위 내의 제1 주파수에서 제1 임피던스 측정치를 획득하는 단계, 상기 주파수들의 범위 내의 제2 주파수에서 제2 임피던스 측정치를 획득하는 단계 및, 상기 주파수들의 범위 내의 제3 주파수에서 제3 임피던스 측정치를 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다. 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 접촉을 나타내는 소정의 문턱값 이상이면, 상기 방법은 접촉을 나타내는 제1 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치의 변화가 소정의 문턱값보다 낮으면, 상기 방법은 접촉 없음을 나타내는 제2 출력을 생성하는 단계를 포함한다. 임피던스 측정치는 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 계산될 수 있거나 직접 측정된 임피던스 측정치일 수 있다.

[0158] 주파수의 범위는 5 kHz와 5 MHz 사이(예를 들어, 5 kHz와 1000 kHz 사이, 1 MHz와 3 MHz 사이, 2.5 MHz와 5 MHz 사이 또는 이들의 중첩 범위)일 수 있다. 일 실시예에서, 제1 주파수는 10 kHz와 100 kHz 사이(예를 들어, 10 kHz와 30 kHz 사이, 15 kHz와 40 kHz 사이, 20 kHz와 50 kHz 사이, 30 kHz와 60 kHz 사이, 40 kHz와 80 kHz 사이, 50 kHz와 90 kHz 사이, 60 kHz와 100 kHz 사이, 이들의 중첩 범위, 20 kHz 또는 10 kHz와 100 kHz 사이의 임의의 값)이고 제2 주파수는 400 kHz와 1000 kHz 사이(예를 들어, 400 kHz와 600 kHz 사이, 450 kHz와 750 kHz 사이, 500 kHz와 800 kHz 사이, 600 kHz와 850 kHz 사이, 700 kHz와 900 kHz 사이, 800 kHz와 1000 kHz 사이

이, 이들의 중첩 범위, 800 kHz, 또는 400 kHz와 1000 kHz 사이의 임의의 값)이며, 제3 주파수는 20 kHz와 800 kHz 사이다. 소정의 문턱값은 0.5와 0.9 사이의 값일 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 출력을 생성하고 제2 출력을 생성하는 단계는 제1 출력 또는 제2 출력을 디스플레이 상에 디스플레이 하게 하는 단계를 포함한다. 출력은 접촉을 나타내는 텍스트 정보를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 출력은 접촉의 정량적 측정 및/또는 정성적 평가를 포함한다.

[0159] 일부 실시예에서, 의료기구의 원단부는 제1 전극부(예를 들어, 스플릿 텁 전극 어셈블리 또는 조합된 무선 주파수 전극) 및 제1 전극부로부터 이격되어 절연된 제2 전극부를 포함하는 고분해능 전극 어셈블리를 포함한다. 제어 유닛은 고분해능 전극 어셈블리로부터 신호를 수신하도록 구성된 접촉 검출 서브 시스템 또는 모듈을 포함할 수 있으며, 상기 접촉 검출 서브 시스템 또는 모듈의 상기 제어 유닛(예를 들어, 프로세서) 또는 분리된 프로세서는 상기 고분해능 전극 어셈블리로부터 수신한 신호에 기초하여 조직(예를 들어, 심장 조직)과의 접촉 레벨 또는 접촉 상태를 결정하고 결정된 접촉 레벨 또는 접촉 상태에 적어도 부분적으로 기초하여 반대힘 모터에 의해 제공된 반대 힘을 조절(modulate)하도록 (예를 들어, 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 명령들로 특별히 프로그램 됨) 구성될 수 있다. 제어 유닛은 의료기구의 원단부의 적어도 일부와 접촉하는 조직의 절제를 실행하기에 충분한 레벨로 무선 주파수 파워를 고분해능 전극 어셈블리에 인가하도록 구성된 파워 전달 모듈을 더 포함할 수 있다.

[0160] 일부 실시예에서, 제어 유닛(예를 들어, 프로세서)은 (예를 들어, 하나 이상의 디스플레이 드라이버를 통해) 제어 유닛에 결합된 디스플레이 상에 디스플레이 하기 위한 접촉 레벨을 나타내는 출력을 생성하도록 구성된다. 다양한 실시예에서, 출력은 다수의 전기적 파라미터 측정치(전압 측정치, 전류 측정치 또는 임피던스 측정치)를 결합하는 하나 이상의 기준에 기초하여 결정된 접촉 함수에 기초한다. 일 실시예에서, 접촉 함수는, 직접 측정되거나 또는 전압 및/또는 전류 측정치에 기초하여 계산된 임피던스(예를 들어, 바이폴라 임피던스) 측정치의 가중된 조합을 합함으로써 결정된다. 일 실시예에서, 접촉 함수는 하나 이상의 if-then case 조건부 기준에 기초한다. 일 실시예에서, 임피던스 측정치는 제1 주파수에서 접촉 검출 서브 시스템에 의해 결정된 임피던스 크기, 제1 주파수 및 제2 주파수에서의 임피던스 크기의 비율 및 제2 주파수에서의 복소 임피던스 측정치의 위상 중 하나 이상을 포함한다. 제2 주파수는 제1 주파수보다 (예를 들어, 제1 주파수보다 적어도 20kHz 이상) 높을 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 주파수 및 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이에 있다. 일 실시예에서, 제1 주파수는 10 kHz와 100 kHz 사이(예를 들어, 10 kHz와 30 kHz 사이, 15 kHz와 40 kHz 사이, 20 kHz와 50 kHz 사이, 30 kHz와 60 kHz 사이, 40 kHz와 80 kHz 사이, 50 kHz와 90 kHz 사이, 60 kHz와 100 kHz 사이, 이들의 중첩 범위, 20 kHz 또는 10 kHz와 100 kHz 사이의 임의의 값)이고 제2 주파수는 400 kHz와 1000 kHz 사이(예를 들어, 400 kHz와 600 kHz 사이, 450 kHz와 750 kHz 사이, 500 kHz와 800 kHz 사이, 600 kHz와 850 kHz 사이, 700 kHz와 900 kHz 사이, 800 kHz와 1000 kHz 사이, 이들의 중첩 범위, 800 kHz, 또는 400 kHz와 1000 kHz 사이의 임의의 값)이지만, 다른 주파수가 원하는 및/또는 필요에 따라 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 임피던스 측정치가 획득되는 주파수는 치료(예를 들어, 절제) 주파수 범위 밖에 있다. 일부 실시예에서, (대역 통과 필터와 같은) 필터는 임피던스 측정 주파수 범위로부터 치료 주파수 범위를 격리시키는데 사용된다.

[0161] 일부 실시예에서, 의료기구의 핸들은 움직임 검출 소자(예를 들어, 가속도계 및 자이로 스코프 중 적어도 하나)를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 모터는 움직임 검출 소자가 핸들의 움직임을 검출할 때에만 작동하도록 구성된다.

[0162] 몇몇 실시예에 따르면, 표적 부위, 예를 들어, 조직과 의료기구의 원단부의 접촉 상태를 결정하는 방법은, 복수의 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 의료기구의 원단부를 따라 배치된 한 쌍의 전극 또는 조합 전극 어셈블리의 전극부에 인가하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 상기 복수의 주파수 중 제1 주파수에서 제1 임피던스 측정치를 획득하는 단계 및 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과 파형을 처리하여 상기 복수의 주파수 중 제2 주파수에서 제2 임피던스 측정치를 획득하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 제1 임피던스 측정치의 크기를 결정하는 단계, 제2 임피던스 측정치의 크기 및 위상을 결정하는 단계 및 (예를 들어, 비 일시적인 컴퓨터 저장 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램의 실행을 통해) 접촉 함수를 적용하여 상기 의료기구의 원단부와 상기 표적 부위(예를 들면, 심장 조직) 사이의 접촉 상태를 나타내는 접촉 지표 값을 계산하는 단계를 더 포함한다. 접촉 함수는 제1 임피던스 측정치의 크기, 제1 임피던스 측정치 및 제2 임피던스 측정치의 크기의 비율 및 제2 임피던스 측정치의 위상의 가중된 조합을 합함으로써 결정될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 제1 주파수 및 제2 주파수는 상이하다. 일 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 높다.

[0163] 상기 방법은, (예를 들어, 하나 이상의 디스플레이 드라이버를 통해) 디스플레이 모니터 상에 디스플레이 하기

위해 접촉 지표 값에 대응하는 출력을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 출력은 정성적 및 /또는 정량적 출력을 포함한다. 출력은 0과 1 사이 또는 0과 1.5 사이의 숫자 값을 포함할 수 있으며 1보다 큰 값은 과도한 접촉을 나타낸다. 일부 실시예에서, 출력은 접촉력의 양(예를 들어, 접촉력의 그램)에 대응하는 백분율 값 또는 수를 포함한다. 출력은 접촉 상태를 나타내는 컬러 및/또는 패턴 및/또는 하나 이상의 게이지, 바 또는 스케일을 포함할 수 있다.

[0164] 몇몇 실시예에 따르면, 전기적 파라미터 측정에 적어도 부분적으로 기초하여 표적 부위(예를 들어, 조직)와 의료기구의 원단부의 접촉 상태를 결정하기 위한 시스템은, 필수적으로 조합 전극 어셈블리의 한 쌍의 전극 부재(예를 들어, 캡에 의해 분리된 2개의 전극 부재)에 인가될 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 적어도 하나의 신호를 생성하도록 구성된 신호 소스로 구성되거나 이들을 포함한다. 상기 시스템은, 필수적으로, (a) 신호 소스가 상기 적어도 하나의 신호를 생성하여 상기 한 쌍의 전극 부재에 인가하도록 하고, (b) 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과적인 파형을 처리하여 상기 제1 주파수에서의 제1 전기적 측정치를 획득하고, (c) 상기 한 쌍의 전극 사이에 형성되는 결과적인 파형을 처리하여 복수의 주파수 중에서 상기 제2 주파수에서의 제2 전기적 측정치를 획득하고, (d) 상기 제1 전기적 측정치에 기초해서 임피던스 크기를 결정하고, (e) 상기 제2 전기적 측정치에 기초해서 임피던스 크기 및 위상을 결정하며, (f) 상기 제1 전기 측정치에 기초한 임피던스 크기, 상기 제1 및 제2 전기적 측정치에 기초한 상기 임피던스 크기의 비율, 및 상기 제2 전기적 측정치에 기초한 위상을 조합한 기준에 기초하여 상기 의료기구의 원단부와 상기 표적 부위간 접촉 상태를 나타내는 접촉 지표 값을 계산하도록 구성된 프로세싱 장치로 구성되거나 이를 포함한다. 전기적 측정치는 임피던스 측정치(임피던스 크기 또는 위상과 같은)가 계산될 수 있는 전압, 전류 및/또는 다른 전기적 파라미터 측정치를 포함할 수 있거나 직접 획득된 임피던스 측정치를 포함할 수 있다. 상기 기준은, 제1 전기적 측정치에 기초한 임피던스 크기, 제1 및 제2 전기적 측정치에 기초한 임피던스 크기의 비율, 및 제2 전기적 측정치에 기초한 위상의 가중 조합을 포함하거나 상기 기준은 if-then case 조건부 기준을 포함할 수 있다.

[0165] 일부 실시예에서, 시스템은 무선 주파수 절제 카테터일 수 있는 의료기구를 더 포함한다. 제1 주파수와 제2 주파수는 다를 수 있다. 일부 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 높다. 다른 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 낮다. 일부 실시예에서, 제1 주파수 및 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이(예를 들어, 5 kHz와 50 kHz 사이, 10 kHz와 100 kHz 사이, 50 kHz와 200 kHz 사이, 100 kHz와 500 kHz 사이, 200kHz와 800kHz 사이, 400kHz와 1000kHz 사이 또는 이들의 중첩 범위)이다. 다양한 실시예에서, 2개의 주파수는 주파수가 적어도 20 kHz 떨어져 있다.

[0166] 일부 실시예에서, 프로세서는 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 특정 명령의 실행시 디스플레이 모니터 상에 디스플레이 하기 위해 접촉 지표 값에 대응하는 출력을 생성하도록 더 구성된다. 일부 실시예에서, 출력은 0과 1 사이의 수치 값을 포함한다. 일부 실시예에서, 출력은 정성적 출력(접촉 상태를 나타내는 컬러 및/또는 패턴과 같은)을 포함한다. 일부 실시예에서, 출력은 게이지, 바, 미터 또는 스케일 중 하나 이상을 포함한다. 일 실시예에서, 출력은 변하는 접촉 레벨 또는 접촉 상태를 나타내는 복수의 영역(예를 들어, 2개, 3개, 4 개, 5 개 또는 5 개 이상의 영역 또는 세그먼트)을 갖는 가상 게이지를 포함한다. 복수의 영역은 상이한 컬러로 표현될 수 있다. 복수의 영역 각각은 변하는 접촉 레벨을 나타내는 수치 값의 상이한 범위에 대응할 수 있다.

[0167] 몇몇 실시예에 따르면, 환자 모니터 상에 표적 부위(예를 들어, 신체 조직)와 의료기구의 말단 팀의 접촉 상태를 디스플레이 하기 위한 시스템은, 환자 모니터에 디스플레이 하기 위한 출력을 생성한다. 출력은 환자 모니터의 그래픽 사용자 인터페이스에 생성될 수 있다. 일 실시예에서, 출력은 의료기구에 의해 획득된 임피던스 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 프로세싱 장치에 의해 계산된 의료기구의 말단 팀과 신체 조직 사이의 접촉 상태를 나타내는 접촉 함수를 표시하는 그래프를 포함한다. 그래프는 스크롤 파형일 수 있다. 출력은, 그래프에 의해 표시된 접촉 함수의 실시간 수치 값에 대응하는 실시간 접촉 상태를 나타내는 그래프와는 별도의 게이지를 또한 포함한다. 게이지는 변하는 접촉 상태를 나타내는 복수의 영역을 포함한다. 일부 실시예에서, 복수의 영역 각각은 상이한 컬러 또는 눈금으로 선택적으로 디스플레이되어 실시간 접촉 상태의 정량적 지표를 제공한다. 일 실시예에서, 게이지는 3개의 영역 또는 세그먼트로 구성된다. 세 영역은 빨간색, 노란색 및 녹색으로 표시될 수 있다. 다른 실시예에서, 게이지는 4 개의 영역 또는 세그먼트로 구성된다. 4 개의 지역은 빨강, 주황, 노랑 및 녹색으로 표시될 수 있다. 복수의 영역 각각은 현재의 접촉 상태를 나타내는 상이한 수치 범위의 수치에 대응할 수 있다. 게이지는 접촉 함수의 실시간 수치 값에 대응하는 게이지상의 레벨을 나타내는 포인터를 포함할 수 있다. 실시간 수치 값은 0과 1 사이 또는 0과 1.25 사이 또는 0과 1.5 사이의 범위일 수 있다. 값이 1 이상이면, 조직 천공을 유발할 수 있는 과도한 접촉을 방지하기 위해 임상의에게 "접촉 경고"가 생성될 수 있다.

[0168] 출력은 복수의 주파수에서의 임피던스 측정치의 개별 컴포넌트(임피던스 크기 및 위상)의 또는 두 임피던스 측

정치(예를 들어, 기울기) 사이의 비교(예를 들어, 상이한 두 주파수에서의 임피던스 크기)의 다른 그래프 또는 과형을 또한 포함할 수 있다.

[0169] 일부 실시예에서, 접촉 함수는 제1 주파수에서의 제1 임피던스 측정치의 크기, 제1 임피던스 측정치와 제1 주파수와는 상이한 제2 주파수에서의 제2 임피던스 측정치의 크기 비율, 및 제2 주파수에서의 제2 임피던스 측정치의 위상의 가중된 조합에 기초하여 계산된다. 일부 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 높다. 다른 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 낮다. 제1 주파수 및 제2 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이일 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 환자 모니터를 더 포함한다.

[0170] 여러 실시예에 따르면, 조합 전극 어셈블리의 한 쌍의 이격된 전극 부재를 갖는 절제 카테터의 원단부와 표적 영역, 예를 들어, 조직 사이 접촉 레벨을 평가하기 위한 시스템은 상기 한 쌍의 이격된 전극 부재에 인가될 적어도 제1 주파수 및 제2 주파수를 갖는 신호를 생성하도록 구성된 신호 소스를 포함한다. 또한, 상기 시스템은, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령들의 실행시, 상기 신호 소스와 상기 한 쌍의 이격된 전극 부재 사이에 복수의 하드웨어 컴포넌트들을 포함하는 네트워크 측정 회로의 입력에서 네트워크 파라미터들을 측정하도록 구성된 프로세서를 포함한다. 또한, 프로세서는, 네트워크 측정 회로의 하드웨어 컴포넌트에 의한 측정된 네트워크 파라미터 값에 대한 집합적 효과를 결정하고, 집합적 효과를 제거하여 한 쌍의 이격된 전극 부재 사이의 수정된 네트워크 파라미터를 유도하며, 수정된 네트워크 파라미터 값에 적어도 부분적으로 기초하여 접촉 레벨을 결정하도록 구성(예를 들어, 특별히 프로그램, 구성 또는 디자인)될 수 있다.

[0171] 일부 실시예에서, 프로세서는 디스플레이 할 접촉 레벨을 나타내는 출력을 생성하도록 구성된다. 신호 소스는 무선 주파수 제너레이터 또는 절제 카테터 내에 위치할 수 있다. 프로세서는 적어도 2개의 주파수(예를 들어, 2개의 주파수, 3개의 주파수, 4 개의 주파수 또는 4 개 이상의 주파수)에서 네트워크 파라미터를 측정하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 주파수는 5 kHz와 1000 kHz 사이이다. 2 개의 주파수를 포함하는 실시예에서, 제2 주파수는 제1 주파수보다 적어도 20 kHz 높을 수 있다. 예를 들어, 제1 주파수는 10 kHz와 100 kHz 사이일 수 있고 제2 주파수는 400 kHz와 1000 kHz 사이일 수 있다. 제3 주파수는 제1 주파수보다 높고 제2 주파수보다 낮을 수 있다(예를 들어, 제3 주파수는 20 kHz와 120 kHz 사이일 수 있다).

[0172] 네트워크 파라미터는 산란 파라미터 또는 다른 전기적 파라미터(예를 들어, 전압, 전류, 임피던스)를 포함할 수 있다. 네트워크 파라미터 값은, 예를 들어, 전압 및 전류 값 또는 전압 및/또는 전류 값으로부터 직접 측정되거나 결정되는 임피던스 값을 포함할 수 있다. 임피던스 값은 임피던스 크기 값 및 임피던스 위상 값을 포함할 수 있다. 임피던스 크기 값은 둘 이상의 주파수에서 획득될 수 있고, 기울기는 상이한 주파수에서의 크기 값들 사이에서 결정될 수 있다. 임피던스 위상 값은 하나 이상의 주파수에서 획득될 수 있다.

[0173] 몇몇 실시예에 따르면, 한 쌍의 이격된 전극 부재를 갖는 절제 카테터의 원단부의 접촉 레벨 결정을 평가하는 방법은, 신호 소스와 한 쌍의 이격된 전극 부재 사이 하드웨어 컴포넌트의 네트워크 파라미터 회로의 입력에서 네트워크 파라미터를 측정하는 단계를 포함한다. 또한, 상기 방법은, 하드웨어 컴포넌트들에 의한 네트워크 파라미터들로부터 결정된 측정된 네트워크 파라미터 값에 대한 집합적 효과를 결정하는 단계, 집합적 효과를 제거하여 한 쌍의 이격된 전극 부재 사이의 수정된 네트워크 파라미터를 유도하는 단계, 및 수정된 네트워크 파라미터 값에 적어도 부분적으로 기초하여 접촉 레벨을 결정하는 단계를 포함한다.

[0174] 네트워크 파라미터를 측정하는 단계는 복수의 주파수에서 네트워크 파라미터를 측정하는 단계를 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 네트워크 파라미터 회로의 하드웨어 컴포넌트들에 의한 측정된 네트워크 파라미터 값에 대한 집합적 효과를 결정하는 단계는 각각의 개별 하드웨어 컴포넌트에 연관된 네트워크 파라미터들을 측정하는 단계를 포함한다. 일부 실시예에서, 네트워크 파라미터 회로의 하드웨어 컴포넌트에 의한 측정된 네트워크 파라미터 값에 대한 집합적 효과를 결정하는 단계는 개별 하드웨어 컴포넌트의 네트워크 파라미터를 복수의 주파수에서 총 네트워크 파라미터로 조합하는 단계를 포함한다. 한 쌍의 이격된 전극 부재 사이에서 실제 네트워크 파라미터 값을 분리하도록 집합적 효과를 제거하는 단계는 측정된 입력 반사 계수로부터 총 네트워크 파라미터를 디 임베딩하여 실제 네트워크 파라미터 값에 대응하는 실제 반사 계수를 얻는 단계를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 상기 방법은 프로세서에 의해 자동으로 실행된다.

[0175] 프로세싱 장치(예를 들어, 프로세서 또는 제어기)는 메모리 또는 비 일시적인 저장 매체에 저장된 명령들의 실행시 여기에 언급된 동작들을 실행하도록 구성될 수 있다. 상기에 요약되고 하기에 더 상세하게 설명되는 방법은 의료진이 취하는 특정 행위를 설명할 수 있다; 그러나, 그들은 또한 다른 당사자에 의한 그러한 행위의 지시를 포함할 수 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, "에너지 전달 종료"과 같은 행위는 "에너지 전달 종료를 명령하는 것"을 포함한다. 본 발명의 실시예의 추가 측면은 본 명세서의 다음 부분에서 논의될 것이다. 도면과 관련

하여, 한 도면의 요소는 다른 도면의 요소와 결합될 수 있다.

[0176] 일부 실시예에 따르면, 절제 시스템은, 필수적으로, 카테터, 절제 부재(예를 들어, RF 전극, 스플릿 팁 전극, 다른 유형의 고분해능 전극 등), 상기 카테터의 내부를 통해 상기 절제 부재로 또는 근처로 연장되는 관개 도관, 상기 절제 부재 및 상기 절제 부재의 적어도 일부(예를 들어, 상기 절제 부재의 근위부)를 상기 관개 도관과 열적으로 연통시키는 적어도 하나의 열 전달 부재를 선택적으로 작동시키는 적어도 하나의 전기 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등), 상기 전극 및/또는 치료중인 조직으로부터 열을 효과적으로 전달하는 적어도 하나의 열 센트 부재, 및 상기 카테터의 두 개의 상이한 길이 방향(longitudinal) 위치를 따라 위치된 복수의 온도 센서(예를 들어, 썬모커플)-여기서, 상기 온도 센서는 상기 전극으로부터 열적으로 격리되고 심도에서 조직의 온도를 검출하도록 구성됨-로 구성된다.

[0177] 상기에 요약되고 하기에 더 상세하게 설명되는 방법은 의료진이 취하는 특정 행위를 설명할 수 있다; 그러나, 그들은 또한 다른 당사자에 의한 그러한 행위의 지시를 포함할 수 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, "에너지 전달 종료"과 같은 행위는 "에너지 전달 종료를 명령하는 것"을 포함한다. 본 발명의 실시예의 추가 측면은 본 명세서의 다음 부분에서 논의될 것이다. 도면과 관련하여, 한 도면의 요소는 다른 도면의 요소와 결합될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0178] 특정 실시예의 도면을 참조하여 본 출원의 특징, 측면 및 장점이 설명되나, 이는 개시된 개념을 예시하기 위한 것일 뿐이지 그것에 한정하는 것은 아니다. 첨부된 도면은 본 명세서에 개시된 실시예 중 적어도 일부의 개념을 도시할 목적으로 제공되며, 축적은 동일하지 않을 수 있다.

도 1은 대상의 표적 조직을 선택적으로 절제 또는 가열하도록 구성된 에너지 전달 시스템의 일 실시예를 개략적으로 도시한다.

도 2는 일 실시예에 따른 고분해능-팁 디자인을 포함하는 시스템의 카테터의 측면도를 도시한다.

도 3은 다른 실시예에 따른 고분해능-팁 디자인을 포함하는 시스템의 카테터의 측면도를 도시한다.

도 4는 또 다른 실시예에 따른 고분해능-팁 디자인을 포함하는 시스템의 카테터의 측면도를 도시한다.

도 5는 카테터 샤프트 상에 원주 방향으로 분포된 분리된 섹션으로 각각 구성된 2개의 고분해능 섹션 전극을 포함하는 시스템의 카테터의 실시예를 도시한다.

도 6은 결합 커패시터로 구성된 고역 통과 필터 소자의 일 실시예를 개략적으로 도시한다. 필터링 소자는 고분해능 팁 디자인을 포함하는 시스템의 카테터에 통합될 수 있다.

도 7은 커플링 커패시터를 포함하는 4 개의 고역 통과 필터링 소자의 일 실시예를 개략적으로 도시한다. 필터링 소자는 동작 RF 주파수 범위에서 시스템의 카테터 전극, 예를 들어, 도 5에 도시된 전극부의 분리된 전극 섹션을 동작 가능하게 결합시킬 수 있다.

도 8은 절제 처치가 적절히 실행되었는지 여부를 검출하도록 구성된 본 명세서에 개시된 고분해능-팁 전극 시스템으로부터 획득된 EKG의 실시예를 도시한다.

도 9는 일 실시예에 따른, 사용 중에 관개 도관에 열을 전달하는 것을 용이하게 하기 위한 전극 및 열 센트 네트워크를 포함하는 절제 시스템의 카테터의 사시도를 도시한다.

도 10은 도 9의 시스템의 부분적으로 노출된 도면을 도시한다.

도 11은 다른 실시예에 따른 사용 중에 관개 도관으로 열의 전달을 용이하게 하기 위한 전극 및 열 센트 네트워크를 포함하는 절제 시스템의 카테터의 사시도이다.

도 12는 일 실시예에 따른 사용 중에 관개 도관으로 열의 전달을 용이하게 하기 위한 전극 및 열 센트 네트워크를 포함하는 절제 시스템의 카테터의 단면도이다.

도 13은 개방형 관개 냉각 시스템을 포함하는 절제 시스템의 카테터의 일 실시예의 부분 단면 사시도이다.

도 14는 폐쇄형 관개 냉각 시스템을 포함하는 절제 시스템의 카테터의 일 실시예의 부분 단면 사시도이다.

도 15는 절제 시스템의 카테터의 다른 실시예의 부분 단면 사시도이다.

도 16a는 열 전달(예를 들어, 열 센트) 부재를 포함하는 스플릿-팁 RF 절제 시스템의 일 실시예의 원단부의 측면 사시도이다.

도 16b는 도 16a의 시스템의 부분 단면 사시도이다.

도 16c는 스플릿 팁 전극 및 열 전달(예를 들어, 열 센트) 부재를 포함하는 절제 시스템의 다른 실시예의 부분 단면 사시도이다.

도 17a는 근위 전극 또는 슬러그를 통해 연장되는 열 전달(예를 들어, 열 센트) 부재 및 유체 출구를 포함하는 스플릿-팁 RF 절제 시스템의 일 실시예의 원단부의 측면 사시도이다.

도 17b는 도 17a의 시스템의 부분 단면 사시도이다.

도 18a는 일 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치를 갖는 개방형 관개식 절제 카테터의 원단부의 사시도이다.

도 18b 및 도 18c는 다른 실시예에 따른, 다수의 온도 측정 장치를 갖는 개방형 관개식 절제 카테터의 원단부의 사시도 및 단면도를 각각 도시한다.

도 18d는 다른 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치를 갖는 절제 카테터의 원단부의 사시도이다.

도 18e 및 도 18f는 일 실시예에 따른, 전극 팁으로부터 원위의 온도 측정 장치의 격리를 나타내는 절제 카테터의 원위부의 사시도 및 단면도를 각각 도시한다.

도 19a는 일 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치를 갖는 폐쇄형 관개식 절제 카테터의 원단부의 사시도이다.

도 19b 및 도 19c는 다른 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치를 갖는 폐쇄형 관개식 절제 카테터의 원단부의 사시도 및 단면도를 각각 도시한다.

도 20은 일 실시예에 따른 비-스플릿-팁 디자인을 포함하는 개방형 관개식 절제 카테터의 원단부의 사시도이다.

도 21a는 일 실시예에 따른 수직 배향된 절제될 조직과 접촉한 개방형 관개식 절제 카테터의 원단부 및 절제 카테터를 사용하여 형성된 병변을 개략적으로 도시한다.

도 21b는 일 실시예에 따른 수평 배향된 절제될 조직과 접촉한 개방형 관개식 절제 카테터의 원단부 및 절제 카테터를 사용하여 형성된 병변을 개략적으로 도시한다.

도 22a는 일 실시예에 따른 병변 피크의 온도가 보정 인자 또는 함수에 의해 온도 측정 장치의 온도와 상관될 수 있는 것을 도시한 그래프이다.

도 22b는 조직 내의 다양한 심도에서의 실제 조직 측정과 비교된 다수의 온도 측정 장치를 갖는 절제 카테터의 일 실시예에 의해 결정된 추정 피크 온도를 보여주는 그래프이다.

도 23a 및 도 23b는 각각 평행 배향 및 경사 배향에 대해 절제 카테터의 일 실시 형태의 다수의 온도 측정 장치에 의해 획득된 온도 측정치를 도시하는 그래프를 도시한다.

도 24는 스플릿 팁 전극이 조직과 접촉하고 있는지 여부를 결정하기 위해 도 2의 스플릿-팁 전극 디자인에 인가되는 가변 주파수의 일 실시예를 개략적으로 도시한다.

도 25a는 주파수 범위에 걸쳐 혈액/식염수 및 조직의 정규화된 저항을 도시하는 곡선이다.

도 25b는 임피던스 측정에 이용되는 4 톤 파형의 그래프이다.

도 25c는 임피던스 대 주파수의 곡선이며, 4 개의 주파수에서의 톤을 도시한다;

도 25d는 일 실시예에 따른 전기곡선도(EGM) 측정을 동시에 실행하면서 접촉 감지 함수를 실행하도록 구성된 접촉 감지 서브 시스템의 일 실시예를 개략적으로 도시한다.

도 26a는 주파수 스펙트럼의 제로 크로싱(zero crossing)을 도시하며, 주파수들간의 스위칭이 EGM 주파수에서의 간섭을 피하기 위해 제로 크로싱에서 발생하도록 디자인될 수 있음을 설명하는데 사용된다.

도 26b는 2개의 전극 또는 전극부 사이에서 측정된 조직 또는 혈액 또는 혈액/식염수 조합의 임피던스의 작용(behavior)을 기술하는 회로 모델의 일 실시예를 개략적으로 도시한다.

도 26c는 일 실시예에 따라 대기 모드의 접촉 감지 회로와 치료 모드의 무선 에너지 전달 회로 사이에서 스위칭

하도록 구성된 회로의 일 실시예를 개략적으로 도시한다.

도 27은 일 실시예에 따라 무선 주파수 에너지가 전달되는 동안 접촉 감지 함수를 실행하도록 구성된 회로의 일 실시예를 개략적으로 도시한다.

도 28은 주파수 범위에 걸친 LC 회로 소자의 임피던스 그래프이다.

도 29는 주파수의 범위에 걸쳐 절제된 조직, 생존 조직 및 혈액의 저항 또는 임피던스 크기를 나타내는 그래프이다.

도 30은 주파수 범위에 걸친 절제된 조직, 생존 조직 및 혈액의 임피던스 값의 위상을 도시하는 그래프이다.

도 31은 접촉 상태뿐만 아니라 조직 상태를 결정하기 위해 임피던스 크기, 두 주파수에서의 임피던스 크기 비 및 임피던스 위상 데이터를 이용하는 감지 알고리즘의 일 실시예를 도시한다.

도 32는 접촉 기준 프로세스의 일 실시예를 도시하고, 도 32a는 도 32의 접촉 기준 프로세스의 서브 프로세스의 실시예를 도시한다.

도 33은 고분해능 조합 전극 장치에 의한 조직 접촉을 나타내는 출력의 디스플레이의 그래픽 사용자 인터페이스의 실시예를 도시한다.

도 34a는 네트워크 측정 회로의 가능한 하드웨어 컴포넌트의 개략도를 도시한다.

도 34b는 회로 내에 존재하는 하나 이상의 하드웨어 컴포넌트들의 영향을 제거하기 위해 네트워크 측정 회로를 (예를 들어, 자동으로) 보정하도록 구성된 자동-보정 회로의 실시예의 개략도를 도시한다.

도 34c는 임피던스 측정 회로에 존재하는 하드웨어 컴포넌트에 대한 등가 회로 모델의 일 실시예의 개략도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0179] 일부 실시예에 따르면, 성공적인 전기 생리학적 처치는 표적화되는 해부학적 기질에 대한 정확한 지식을 필요로 한다. 또한, 처치 시행 후 짧은 기간 내에 절제 처치의 결과를 평가(예를 들어, 원하는 임상 결과가 달성되었음을 확인)하는 것이 바람직할 수 있다. 일반적으로, 절제 카테터는 규칙적인 매핑 전극(예를 들어, ECG 전극)만을 포함한다. 그러나, 일부 실시예에서, 이러한 카테터는 고분해능 매핑 기능을 통합하는 것이 바람직할 수 있다. 일부 실시예에서, 고분해능 매핑 전극은 해부학적 기질 및 절제 처치의 결과에 대해 보다 정확하고 보다 상세한 정보를 제공할 수 있다. 예를 들어, 그러한 고분해능 매핑 전극은 전기 생리학(EP) 의료진이 전기곡선도의 형태, 진폭 및 폭을 평가하고 및/또는 페이싱 문턱값의 변화를 결정할 수 있게 한다. 일부 구성에 따르면, 형태, 진폭 및 폭을 평가하고 및/또는 페이싱 문턱값은 절제 결과에 대한 유용한 정보를 제공하는 신뢰할 수 있는 EP 마커로 인정된다. 따라서, 고분해능 전극은, 인접한 조직의 정확한 매핑 데이터를 얻을 수 있는 한편, 그러한 조직으로/으로부터 상기 열을 전달할 수 있는 조직에 절제 또는 다른 에너지를 전달할 수 있는 임의의 전극으로 정의되며, 스플릿 팁 RF 전극들, 다른 밀접하게 배향된 전극들 또는 전극부들 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0180] 일부 실시예에 따르면, 본원은, 다음 특징들 중 하나 이상을 포함하는 장치, 시스템 및/또는 방법을 개시한다: 고분해능 전극(예를 들어, 스플릿 팁 전극), 전극 및/또는 치료중인 대상의 조직으로부터 방열을 돋는 열 션트(heat shunting) 개념, 장치의 외부를 따라 위치하여, 무엇보다도, 심도에서 대상의 온도를 결정하는 복수의 온도 센서, 및 장치가 표적 조직에 접촉하는 지와 어느 정도 접촉하는지를 결정하는데 도움이 되는 접촉 감지 특징

[0181] 본 발명의 몇몇 실시예는, 다음 이점들 중 하나, 일부 또는 전부를 포함하기 때문에 특히 유용하다: (i) 절제 에너지를 전달하는 동일한 전극을 사용하여 정확한 조직 매핑 데이터를 얻는 기능을 제공, (ii) 근위 모서리 가열을 감소, (iii) 탄화(char) 또는 혈전 형성 가능성을 감소, (iv) 절제 처치를 조정하는데 사용될 수 있는 피드백을 실시간으로 제공, (v) 비 침습적인 온도 측정을 제공, (vi) 방사 측정(radiometry)을 사용할 필요가 없음, (vii) 관개식 또는 비관개식 절제 중 조직 온도 모니터링 및 피드백 제공, (viii) 사용자에게 여러 형태의 출력 또는 피드백 제공, 및 (ix) 더 안전하고 신뢰할 수 있는 절제 처치를 제공

고분해능 전극

[0183] 일부 실시예에 따르면, 고분해능 매핑을 위해 사용될 수 있는 전극(예를 들어, 무선 주파수 또는 RF 전극)의 다

양한 구현이 본 명세서에 개시되어 있다. 예를 들어, 본 명세서에서 보다 상세히 설명되는 바와 같이, 절제 또는 다른 에너지 전달 시스템은, 고분해능-팁 디자인을 포함할 수 있으며, 에너지 전달 부재(예를 들어, 무선 주파수 전극)는 2개 이상의 분리된(separate) 전극 또는 전극부를 포함한다. 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 일부 실시예들에서, 이러한 분리된 전극들 또는 전극부들은 유용하게 서로 전기적으로 결합(예를 들어, 표적 조직의 원하는 가열 또는 절제를 총체적으로 생성하기 위해)될 수 있다.

[0184] 도 1은 표적 조직(예를 들어, 심장 조직, 폐 정맥, 다른 혈관 또는 기관 등)을 선택적으로 제거, 자극, 조절 및/또는 가열 또는 치료하도록 구성된 에너지 전달 시스템(10)의 일 실시예를 개략적으로 도시한다. 본 명세서에 개시된 특정 실시예는 절제 시스템 및 방법을 참조하여 기술되었지만, 바람직하거나 필요하면, 부분적 또는 완전 절제의 유무에 관계없이, 조직을 자극, 조절, 가열 및/또는 영향을 줄 수 있다. 도시된 바와 같이, 시스템(10)은 의료기구(20)의 원단부를 따라 하나 이상의 에너지 전달 부재(30)(예를 들어, 무선 주파수 전극)를 포함하는 의료기구(20)(예를 들어, 카테터)를 포함할 수 있다. 의료기구는 치료되는 대상을 통해 구강 내(예를 들어, 혈관 내)로 통과할 수 있는 크기, 모양 및/또는 다른 형태로 구성될 수 있다. 다양한 실시예에서, 의료기구(20)는 카테터, 샤프트, 와이어 및/또는 다른 신장된 기구를 포함한다. 다른 실시예에서, 의료기구는 혈관 내에 배치되지 않지만, 복강경 수술 또는 개복 수술을 통해 혈관 외부에 배치된다. 다양한 실시예에서, 의료기구(20)는 카테터, 샤프트, 와이어 및/또는 다른 신장된 기구를 포함한다. 일부 실시예에서, 하나 이상의 온도 감지 장치 또는 시스템(60)(예를 들어, 써모커플, 서비스터 등)이 의료기구(20)의 원단부에 또는 그 긴 샤프트를 따라 또는 그 핸들에 포함될 수 있다. "원단부"는 반드시 원위 말단 또는 원단부를 의미하지 않는다. 원단부는 원위 말단 또는 원위 말단으로부터 이격된 위치를 의미할 수 있지만, 일반적으로 의료기구(20)의 원단 부분에 위치할 수 있다.

[0185] 일부 실시예에서, 의료기구(20)는 하나 이상의 장치 또는 컴포넌트에 동작 가능하게 결합된다. 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이, 의료기구(20)는 (에너지 전달 모듈과 같은) 전달 모듈(40)에 결합될 수 있다. 일부 구성에 따르면, 에너지 전달 모듈(40)은 의료기구(20)를 따라 위치된 에너지 전달 부재(30)(예를 들어, 무선 주파수 전극)에 선택적으로 에너지를 공급 및/또는 에너지 전달 부재(30)를 작동시키도록 구성된 에너지 발생 장치(42)를 포함한다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 에너지 발생 장치(42)는 무선 주파수 제너레이터, 초음파 에너지 소스, 마이크로파 에너지 소스, 레이저/광원, 다른 형태의 에너지 소스 또는 제너레이터 등 및 이들의 조합을 포함한다. 다른 실시예에서, 에너지 발생 장치(42)는 온도를 조절하는 저온 유체 또는 다른 유체와 같은 유체 소스로 대체되거나 이와 함께 사용된다. 유사하게, 본 명세서에서 사용되는 전달 모듈(예를 들어, 전달 모듈(40))은 또한 열 조절(modulation)을 위해 구성된 저온 장치 또는 다른 장치일 수 있다.

[0186] 도 1의 개략도를 계속 참조하면, 에너지 전달 모듈(40)은, 하나 이상의 입력/출력 장치 또는 컴포넌트(44), 예를 들어, 터치 스크린 장치, 스크린 또는 다른 디스플레이, 제어기(예를 들어, 버튼, 손잡이, 스위치, 다이얼 등), 키패드, 마우스, 조이스틱, 트랙 패드 또는 다른 입력 장치 및/또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있다. 이러한 장치는 의료진 또는 다른 사용자가 시스템(10)에 정보를 입력 및/또는 시스템(10)으로부터 정보를 수신할 수 있도록 한다. 일부 실시예에서, 출력 장치(44)는, 조직 온도 정보, 접촉 정보, 다른 측정 정보 및/또는 특정 치료 처치를 조절하는데 유용한 다른 데이터 또는 지시자를 제공하는 터치 스크린 또는 다른 디스플레이를 포함할 수 있다.

[0187] 일부 실시예에 따르면, 에너지 전달 모듈(40)은 치료 시스템(10)의 하나 이상의 측면을 조절(regulate)하도록 구성된 프로세서(46)(예를 들어, 프로세싱 또는 제어 유닛)를 포함한다. 모듈(40)은 또한 시스템(10)의 동작과 관련된 동작 파라미터 및/또는 다른 데이터를 저장하는데 사용될 수 있는 메모리 유닛 또는 다른 저장 장치(48)(예를 들어, 컴퓨터 판독 가능 매체)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세서(46)는 하나 이상의 동작 방식(scheme)에 기초하여 에너지 발생 장치(42)로부터 의료기구(20)의 에너지 전달 부재(30)로의 에너지 전달을 자동으로 조절(regulate)하도록 구성된다. 예를 들어, 에너지 전달 부재(30)에 제공되는 에너지(및 이에 따라 표적 조직으로 또는 표적 조직으로부터 전달되는 열의 양)는, 다른 것들 중에서, 치료되는 조직의 검출된 온도에 기초하여 조절될 수 있다.

[0188] 일부 실시예에 따르면, 에너지 전달 시스템(10)은, 예를 들어, 기준 온도 장치(예를 들어, 써모커플, 서비스터 등) 및/또는 이와 유사한 것과 같은 하나 이상의 온도 검출 장치를 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 상기 장치는 하나 이상의 온도 센서 또는 다른 온도 측정 장치를 더 포함하여 치료되는 조직의 피크(예를 들어, 고온 또는 피크, 저온 또는 트로프 등) 온도를 결정하는 것을 돕는다. 일부 실시예에서, 절제 부재(예를 들어, RF 전극)에 및/또는 그 근처에 위치된 온도 센서(예를 들어, 써모커플)는 절제 부재와 표적 조직(및/또는) 사이에 접촉이 이루어지고 있는지 여부를 결정하는 것을 도울 수 있다(및/또는 그러한 접촉이 이

루어지고 있는 정도). 일부 실시예에서, 이러한 피크 온도는 방사 측정법을 사용하지 않고 결정된다. 피크 조직 온도를 결정 및/또는 조직 접촉을 확인하거나 평가하기 위한 온도 센서(예를 들어, 썬모커플)의 사용에 관한 추가 세부 정보가 여기에 제공된다.

[0189] 도 1을 참조하면, 에너지 전달 시스템(10)은 관개 유체 시스템(70)을 포함(또는 관개 유체 시스템(70)과 유체 연통하도록 배치)한다. 일부 실시예에서, 도 1에 개략적으로 도시된 바와 같이, 그러한 유체 시스템(70)은 에너지 전달 모듈(40) 및/또는 시스템(10)의 다른 컴포넌트로부터 적어도 부분적으로 분리되어 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 관개 유체 시스템(70)은 에너지 전달 모듈(40)에 적어도 부분적으로 통합된다. 관개 유체 시스템(70)은 카테터(20)의 하나 이상의 루멘 또는 다른 통로를 통해 유체를 선택적으로 이동시키도록 구성된 하나 이상의 펌프 또는 다른 유체 전달 장치를 포함할 수 있다. 이러한 유체는 사용 중에 에너지 전달 부재(30)를 선택적으로 냉각(예를 들어, 열을 외부로 전달)시키는데 사용될 수 있다.

[0190] 도 2는 의료기구(예를 들어, 카테터)(20)의 원단부의 일 실시예를 도시한다. 도시된 바와 같이, 카테터(20)는 캡 G에 의해 분리된 2개의 인접한 전극 또는 2개의 인접한 전극부(30A, 30b)가 있는 고분해능 팁 디자인을 포함할 수 있다. 일부 실시예에 따르면, 도 2의 구성에 도시된 바와 같이, 상이한 전극 또는 전극부(30A, 30b)의 상대적 길이는 변할 수 있다. 예를 들어, 근위 전극(30b)의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 원위 전극(30A)의 길이의 1 내지 20 배(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 19-20, 상기 범위 사이의 값 등)일 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 전극(30b)의 길이는 원위 전극(30A)의 길이의 20 배(예를 들어, 20-25, 25-30, 30 배 이상 등)일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 원위 및 근위 전극(30A, 30b)의 길이는 거의 동일하다. 일부 실시예에서, 원위 전극(30A)은 근위 전극(30b)보다 길다(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 19-20, 상기 범위 사이의 값 등과 같이 1 내지 20배 만큼).

[0191] 일부 실시예에서, 원위 전극 또는 전극부(30A)의 길이는 0.5 mm이다. 다른 실시예에서, 원위 전극 또는 전극부(30A)의 길이는 0.1mm 내지 1mm(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1 mm, 상기 범위 사이의 값 등)이다. 다른 실시예에서, 원위 전극 또는 전극부(30A)의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 길이가 1 mm 이상이다. 일부 실시예에서, 근위 전극 또는 전극부(30b)의 길이는 2 내지 4 mm(예를 들어, 2-2.5, 2.5-3, 3-3.5, 3.5-4 mm, 상기 범위 사이의 길이 등)이다. 그러나, 다른 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 근위 전극부(30b)의 길이는 4 mm 이상이거나(예를 들어, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10 mm, 10 mm 이상), 1 mm 이하이다(예를 들어, 0.1-0.5 0.5-1, 1-1.5, 1.5-2 mm, 상기 범위 사이의 길이 등). 고분해능 전극이 카테터 샤프트 상에 위치되는 실시예에서, 전극의 길이는 1 내지 5 mm(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5 mm, 상기 범위 사이의 길이)일 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 전극의 길이는 5 mm 이상(예를 들어, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-15, 15-20 mm, 상기 범위 사이의 길이, 20 mm 이상 등)일 수 있다.

[0192] 상술한 바와 같이, 고분해능 팁 디자인의 사용은 사용자가 단일 구성에서 표적 조직을 절제 또는 열처리하며 매핑(예를 들어, 고분해능 매핑을 사용)을 동시에 할 수 있도록 한다. 따라서, 이러한 시스템은 쳐치하는 동안(예를 들어, 바람직한 레벨의 치료가 되었음을 확인하기 위해서) 정확한 고분해능 매핑을 유용하게 할 수 있게 한다. 일부 실시예에서, 2개의 전극 또는 전극부(30A, 30b)를 포함하는 고분해능 팁 디자인은 고분해능 바이폴라 전기곡선도를 기록하는데 사용될 수 있다. 이러한 목적을 위해, 두 개의 전극 또는 전극부는 EP 레코더의 입력에 연결될 수 있다. 일부 실시예에서, 전극 또는 전극부(30A, 30b) 사이의 상대적으로 작은 분리 거리(예를 들어, 캡 G)는 고분해능 매핑을 가능하게 한다.

[0193] 일부 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 의료기구(예를 들어, 카테터)(20)는 (예를 들어, 캡에 의해 분리된) 3개 이상의 전극 또는 전극부를 포함할 수 있다. 그러한 구성에 관한 추가 세부 사항은 이하에서 제공된다. 일부 실시예에 따르면, 얼마나 많은 전극 또는 전극부가 카테터 팁을 따라 배치되는지에 관계없이, 전극 또는 전극부(30A, 30b)는 무선 주파수 전극이고, 하나 이상의 금속, 예를 들어, 스테인리스 스틸, 백금, 백금-아리듐, 금, 금도금 합금 및/또는 이와 유사한 것을 포함한다.

[0194] 일부 실시예에 따르면, 도 2에 도시된 바와 같이, 전극 또는 전극부(30A, 30b)는 캡(예를 들어, 전기적 절연 캡)을 사용하여 (예를 들어, 길이 방향 또는 축 방향으로) 서로 이격된다. 일부 실시예에서, 캡(G)의 길이(또는 인접한 전극들 또는 전극부들 사이의 분리 거리)는 0.5 mm이다. 다른 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 간격(G) 또는 분리 거리는 예를 들어, 0.1-1 mm(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.1 mm 이하, 1 mm 이상 등)와 같이 0.5 mm 이상이거나 이하이다.

- [0195] 일부 실시예에 따르면, 도 2에 도시된 바와 같이, 분리자(34)가 인접한 전극 또는 전극부(30A, 30b) 사이의 캡(G) 내에 배치된다. 분리자는, 예를 들어, 텤플론, 폴리에테르에테르케톤(PEEK), 폴리에테르아미드 수지(예를 들어, ULTEM TM), 세라믹 재료, 폴리아미드 등과 같은 하나 이상의 전기 절연 재료를 포함할 수 있다.
- [0196] 인접한 전극 또는 전극부를 분리하는 캡(G)과 관련하여 상술한 바와 같이, 절연 분리자(34)의 길이는 0.5 mm일 수 있다. 다른 실시예에서, 분리자(34)의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 0.5 mm 이상 또는 이하(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.1 mm 이하, 1 mm 이상 등)일 수 있다.
- [0197] 본 명세서에서 보다 상세히 논의된 바와 같이, 일부 실시예에 따르면, 도 2에 도시된 바와 같은 고분해능 팀 전극 디자인으로 대상의 표적 조직을 성공적으로 절제 또는 가열하기 위해서, 2개의 전극 또는 전극부(30A, 30b)는 RF 주파수에서 서로 전기적으로 결합된다. 따라서, 2개의 전극 또는 전극부는 RF 주파수에서 하나의 긴 전극으로서 유용하게 기능할 수 있다.
- [0198] 도 3 및 도 4는 고분해능 팀 디자인을 통합하는 카테터 시스템(100, 200)의 상이한 실시예를 도시한다. 예를 들어, 도 3에 도시된 바와 같이, 전극의 원단부를 따르는 전극(예를 들어, 무선 주파수 전극)은 제1 또는 원위 전극 또는 전극부(110) 및 제2 또는 근위 전극 또는 전극부(114)를 포함한다. 다른 구성을 참조하여 본 명세서에서보다 상세하게 도시되고 설명된 바와 같이, 고분해능 팀 디자인(100)은 제1 및 제2 전극 사이 또는 전극부(110, 114) 사이에 캡(G)을 포함한다. 일부 구성에서, 제2 또는 근위 전극 또는 전극부(114)는 일반적으로 제1 또는 원위 전극 또는 전극부(110)보다 길다. 예를 들어, 근위 전극(114)의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 원위 전극(110)의 길이의 1 내지 20 배 사이(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 상기 범위 사이의 값 등)일 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 전극의 길이는 원위 전극의 길이보다 20 배 이상(예를 들어, 20-25, 25-30, 30 배 이상 등)일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 원위 및 근위 전극의 길이는 거의 동일하다. 그러나, 일부 실시예에서, 원위 전극(110)은 근위 전극(114)보다 (예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 19-20, 상기 범위 사이의 값 등과 같이, 1 내지 20배) 길다.
- [0199] 도 3에 도시되고 전술된 바와 같이, 정확한 디자인, 상대 길이 직경, 배향 및/또는 다른 특성에 관계없이, 전극 또는 전극부(110, 114)는 캡(G)에 의해 분리될 수 있다. 캡(G)은 상대적으로 작은 전기적 절연 캡 또는 공간을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 전기적 절연 분리자(118)는 제1 및 제2 전극 또는 전극부(110, 114) 사이에 배치될 수 있다. 특정 실시예에서, 분리자(118)는 약 0.5 mm의 길이를 가질 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 분리자(118)의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 0.5 mm 이상 또는 이하(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.1 mm 이하, 1 mm 이상 등)일 수 있다. 분리자는 하나 이상의 전기 절연 재료(예를 들어, 금속 또는 합금의 전기 전도도보다 약 1000 이하의 전기 전도도(예를 들어, 500-600, 600-700, 700-800, 800-900, 900-1000, 1000-1100, 1100-1200, 1200-1300, 1300-1400, 1400-1500, 상기 값들 사이, 500 이하, 1500 이상 등)를 갖는 재료)를 포함할 수 있다. 분리자는 예를 들어, 텤플론, 폴리에테르에테르케톤(PEEK), 폴리옥시메틸렌, 아세탈 수지 또는 중합체 등과 같은 하나 이상의 전기 절연 재료를 포함할 수 있다.
- [0200] 도 3에 도시된 바와 같이, 분리자(118)는 원통형일 수 있고, 인접한 전극 또는 전극부(110, 114)와 동일하거나 유사한 직경 및 구성을 가질 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, 전극 또는 전극부(110, 114) 및 분리자(118)에 의해 형성된 외부면은 대체로 균일하거나 매끄러울 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 분리자(118)의 형상, 크기(예를 들어, 직경) 및/또는 다른 특성은, 특정 용도에 바람직하거나 필요하면, 하나 이상의 인접한 전극 또는 전극부(110, 114)와 상이할 수 있다.
- [0201] 도 4는 대응하는 캡(G1, G2)에 의해 분리된 3개 이상의 전극 또는 전극부(210, 212, 214)를 갖는 시스템(200)의 실시예를 도시한다. 이러한 추가 캡, 및 따라서 물리적으로 분리(예를 들어, 캡에 의해)되었으나 여전히 서로 가까운 추가 전극 또는 전극부(210, 212, 214)의 사용은 고분해능 매핑 성능에 추가적인 이점을 제공할 수 있다. 예를 들어, 두 개(또는 그 이상)의 캡을 사용하면 치료되는 조직에 관한 더 정확한 고분해능 매핑 데이터를 제공할 수 있다. 이러한 다수의 캡은 심장 신호 전달의 방향성에 대한 정보를 제공할 수 있다. 또한, 다수의 캡을 포함하는 고분해능 전극부에 의한 고분해능 매핑은 절제 처치 동안 병변 진행의 더 확장된 뷰를 제공할 수 있고, 생존 조직 스트랜드가 표적 치료 체적 내에 남아있지 않다는 높은 확신을 제공할 수 있다. 일부 실시예에서, 다수의 캡을 갖는 고분해능 전극은 매핑된 조직 표면 대 절제된 조직 표면의 비율을 최적화할 수 있다. 바람직하게는, 이러한 비율은 0.2 내지 0.8 범위(예를 들어, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-

0.8 상기 사이의 비율 등)내에 있다. 도 4는 총 3개의 전극 또는 전극부(210, 212, 214)(및 따라서 2개의 캡(G1, G2))를 갖는 실시예를 도시하고 있지만, 시스템은 추가적인 전극 또는 전극부, 및 따라서 추가적인 캡을 포함하도록 디자인되거나 변형될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 절제 또는 다른 치료 시스템은 4 개 이상(예를 들어, 5, 6, 7, 8, 8 개 이상의 등)의 전극 또는 전극부(따라서 3개 이상의 캡, 예를 들어, 3개, 4 개, 5 개, 6 개, 7 개, 7 개 이상의 캡 등)를 포함할 수 있다. 이러한 구성에서, 캡(및/또는 전기 분리자)은, 도 2 내지 4에 도시된 실시예에 따르면, 인접한 전극 또는 전극부 사이에 배치될 수 있다.

[0202] 도 3 및 도 4에 도시된 바와 같이, 관개 튜브(120, 220)는 카테터(명확성을 위해 도시되지 않음)의 내부에서 라우팅될 수 있다. 일부 실시예에서, 관개 튜브(120, 220)는 카테터의 근위부(예를 들어, 유체 펌프와 유체 연통상태로 배치될 수 있는 곳)에서 시스템의 원단부까지 연장될 수 있다. 예를 들어, 일부 구성에서, 도 3 및 도 4에 도시된 바와 같이, 관개 튜브(120, 220)는 연장되어 원위 전극(110, 210)을 통해 방사상으로 외측으로 연장되는 하나 이상의 유체 포트(211)와 유체 연통한다. 따라서, 일부 실시예에서, 치료 시스템은 개방형 관개식 디자인을 포함하되, 식염수 및/또는 다른 유체는 카테터를 통해(예를 들어, 유체 튜브(120, 220) 내에서) 통해 그리고 전극(110, 210)의 하나 이상의 출구 포트를 통해 방사상으로 외측으로 선택적으로 전달된다. 이러한 식염수 또는 다른 유체의 전달은 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 열을 제거하는 것을 도울 수 있다. 일부 실시예에서, 그러한 개방형 관개 시스템은 표적 조직, 특히 전극에 의해 접촉되는 조직을 따라 과열을 방지하는데 도움을 줄 수 있다. 개방형 관개식 디자인은 또한 도 2에 개략적으로 도시된 시스템에 통합된다. 예를 들어, 도 2에 도시된 바와 같이, 원위 전극 또는 전극부(34)는 식염수 또는 다른 관개 유체가 이를 통해 빠져 나가는 다수의 출구 포트(36)를 포함할 수 있다.

[0203] 일부 실시예에 따르면, 카테터는, 길이 방향으로 캡에 추가하여 또는 캡 대신에, 원주 방향(예를 들어, 방사상으로)으로 하나 이상의 캡을 포함하는 고분해능-팁 전극 디자인을 포함할 수 있다 하나 이상의 전극(310A, 310B)을 포함하는 시스템(300)의 일 실시예가 도 5에 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 2 이상의 전극이 포함되는 구성에서, 전극(310A, 310B)은 서로 길이 방향으로 또는 축 방향으로 서로 오프셋 될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 전극(310A, 310B)은 카테터의 원단부를 따라 또는 그 부근에 위치한다. 일부 실시예에서, 전극(310A, 310B)은 카테터 또는 다른 의료기구의 외부 부분을 따라 위치한다. 그러나, 다른 구성에서, 하나 이상의 전극은, 바람직하거나 필요하면, 카테터 또는 다른 의료기구의 다른 부분(예를 들어, 카테터의 적어도 내부 부분을 따라)을 따라 배치될 수 있다.

[0204] 계속해서 도 5를 참조하면, 각각의 전극(310A, 310B)은 둘 이상의 섹션(320A, 322A 및/또는 320B, 320B)을 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 일부 실시예에서, 각각의 섹션(320A, 322A 및/또는 320B, 320B)은 카테터의 직경 주위로 절반(예를 들어, 180도)만큼 연장될 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 각 섹션의 원주 범위는 180도 미만일 수 있다. 예를 들어, 각 섹션은, 탑재되는 카테터의 원주 둘레를 따라 0부터 180도 사이(예를 들어, 15, 30, 45, 60, 75, 90, 105, 120도, 상기 값들 사이의 값)로 연장될 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, 전극은, 바람직하거나 필요하면, 2, 3, 4, 5, 6 개 이상의 원주 섹션을 포함할 수 있다.

[0205] 원주형 전극 섹션이 어떻게 디자인되고 배향되는지에 관계없이, 본 명세서에 개시된 다양한 실시예에 따르면, 전기적 절연 캡(G)이 인접한 섹션 사이에 제공되어 고분해능 매핑을 하는 전극을 사용하는 기능을 가능하게 할 수 있다. 또한, 도 5에 도시된 바와 같이, 둘 또는 그 이상의 원주 또는 방사상 섹션을 갖는 둘 이상의(예를 들어, 3, 4, 5, 5 개 이상의 등의) 전극(310A, 310B)이, 바람직하거나 필요하면, 특정 시스템(300)에 포함될 수 있다.

[0206] 다른 실시예에서, 본 명세서에 개시된 고분해능 팁 디자인의 다양한 실시예 또는 그 변형은 비관개 시스템 또는 폐쇄형 관개 시스템(예를 들어, 식염수 및/또는 기타 유체는 하나 이상의 전극을 통해 또는 내부에서 순환하여 열을 선택적으로 제거)에 사용될 수 있다. 따라서, 일부 구성에서, 카테터는 2개 이상의 관개 튜브 또는 도관을 포함할 수 있다. 예를 들어, 하나의 튜브 또는 다른 도관이 전극 쪽으로 또는 그 근처에서 유체를 전달하는데 사용될 수 있는 반면, 제2 튜브 또는 다른 도관은 카테터를 통해 유체를 역방향으로 복귀시키는데 사용될 수 있다.

[0207] 일부 실시예에 따르면, 고분해능 팁 전극은 다양한 전극 또는 전극부 사이의 전류 부하의 균형을 맞추도록 디자인된다. 예를 들어, 치료 시스템이 신중하게 구성되지 않은 경우, 전기 부하는 고분해능 팁 시스템의 하나 이상의 전극 또는 전극부(예를 들어, 더 짧은 또는 더 작은 원위 전극 또는 전극부)에 주로 전달될 수 있다. 이는 전극의 바람직하지 않은 불균일한 가열을 초래하여 대상의 인접한 조직의 불균일 한 가열(예를 들면, 절제)을 초래할 수 있다. 따라서, 일부 실시예들에서, 하나 이상의 로드 밸런싱 구성이 시스템의 다양한 전극들 또는 전

극부들에 따른 가열이 대체로 균형을 이를 수 있도록 하기 위해 사용될 수 있다. 결과적으로, 고분해능 텁 디자인은, 불균등한 전기 부하를 받는 (따라서 불균등한 양의 열 또는 치료 수준을 대상의 표적 조직에 전달하는) 두 개 이상의 전극과는 반대로, 더 긴 단일 전극처럼 유용하게 작용할 수 있다.

[0208] 고분해능 텁 디자인에서 각각의 전극 또는 전극부에 전달되는 전류 부하의 균형을 맞추는데 사용될 수 있는 구성의 일 실시예가 도 6에 개략적으로 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 전극들 중 하나(예를 들어, 원위 전극)(30A)는 에너지 전달 모듈(40)(예를 들어, RF 제너레이터)에 전기적으로 결합될 수 있다. 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 모듈(40)은, 예를 들어, 에너지 부재(예를 들어, RF 전극)에 선택적으로 에너지를 공급 및/또는 에너지 부재를 작동시키는 에너지 발생 장치, 하나 이상의 입출력 장치 또는 컴포넌트, 치료 시스템의 하나 이상의 측면을 조절하도록 구성된 프로세서(예를 들어, 프로세싱 또는 제어 유닛), 메모리 등과 같은 하나 이상의 컴포넌트 또는 특징을 포함할 수 있다. 또한, 이러한 모듈은, 바람직하거나 필요하면, 수동으로 또는 자동으로 작동하도록 구성될 수 있다.

[0209] 도 6에 개략적으로 도시된 실시예에서, 원위 전극(30A)은 하나 이상의 전도체(82)(예를 들어, 와이어, 케이블 등)를 사용하여 에너지가 공급된다. 예를 들어, 일부 구성에서, 관개 튜브(38)의 외부는 하나 이상의 전기 전도성 재료(예를 들어, 구리, 다른 금속 등)을 포함하거나 및/또는 코팅된다. 따라서, 도 6에 도시된 바와 같이, 전도체(82)는 튜브(38)의 전도성 표면 또는 부분과 접촉하게 배치되어 전극 또는 전극부(30A)를 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합시킬 수 있다. 그러나, 전극 또는 전극부(30A)를 에너지 전달 모듈과 전기적으로 연통하게 하는 하나 이상의 다른 장치 및/또는 방법이 사용될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 와이어, 케이블 및/또는 다른 전도체가 관개 튜브를 사용하지 않고 전극에 직접 또는 간접적으로 결합될 수 있다.

[0210] 계속해서도 6을 참조하면, 제1 또는 원위 전극 또는 전극부(30A)는, 커패시터, 필터 회로(예를 들어, 도 16 참조)와 같은 하나 이상의 대역 통과 필터 소자(84)를 사용하여, 제2 또는 근위 전극 또는 전극부(30B)에 전기적으로 결합될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 대역 통과 필터 소자(84)는, 무선 주파수 전류가 시스템에 인가될 때, 2개의 전극 또는 전극부(30A, 30B)를 전기적으로 결합하는 커패시터를 포함한다. 일 실시예에서, 커패시터(84)는 500 kHz에서 약 3옴보다 낮은 직렬 임피던스를 도입하는 100 F 커패시터를 포함하는데, 이는 일부 구성에 따라 RF 절제를 위한 목표 주파수이다. 그러나, 다른 실시예에서, 시스템에 통합되는 커패시터(들) 또는 다른 대역 통과 필터링 소자(84)의 커패시턴스는, 바람직하거나 필요하면, 동작 RF 주파수에 따라, 100 nF 이상 또는 이하, 예를 들어, 5-300 nF일 수 있다. 일부 실시예에서, 필터링 소자(84)의 커패시턴스는 특정 주파수 또는 주파수 범위에서의 타겟 임피던스에 기초하여 선택된다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 시스템은 200 kHz-10 MHz의 주파수(예를 들어, 200-300, 300-400, 400-500, 500-600, 600-700, 700-800, 800-900, 900-1000 kHz, 10 MHz 이상 또는 상기 범위 사이의 주파수 등)를 포함할 수 있다. 따라서, 인접한 전극 또는 전극부를 서로 연결하는 커패시터는 특정 주파수에 대한 목표 임피던스에 기초하여 선택될 수 있다. 예를 들어, 100 nF 커패시터는 500 kHz의 작동 절제 주파수에서 약 3옴의 커플링 임피던스를 제공한다.

[0211] 일부 실시예에서, 전극 또는 전극부(30A, 30b) 사이 3옴의 직렬 임피던스는, 약 5-10옴인 전도체(82)(예를 들어, 와이어, 케이블 등)의 임피던스 및 약 100옴인 조직의 임피던스와 비교할 때, 충분히 낮으므로, 시스템 사용시 결과적인 조직 가열 프로파일에 부정적인 영향을 미치지 않는다. 따라서, 일부 실시예들에서, 전극들 또는 전극부들 사이 직렬 임피던스가 RF 에너지를 전극들에 공급하는 전도체의 임피던스보다 낮도록 필터링 소자가 선택된다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 필터링 소자의 삽입 임피던스는 전도체(82) 임피던스의 50% 이하, 또는 등가 조직 임피던스의 10% 이하이다.

[0212] 일부 실시예들에서, 필터링 소자(예를 들어, 도 16 등을 참조하여 본 명세서에서 설명된 커패시터, 필터 회로 등)는 장치 또는 수반되는 시스템의 다양한 위치에 배치될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 필터링 소자는 카테터 상에 또는 그 내부(예를 들어, 카테터의 원단부 근처, 전극에 인접, 등)에 위치한다. 그러나, 다른 실시예에서, 필터링 소자는 카테터와 분리된다. 예를 들어, 필터링 소자는 카테터가 체결되는 핸들 내에 또는 핸들을 따라, 제너레이터 또는 다른 에너지 전달 모듈 내에, 분리된 프로세서 또는 다른 컴퓨팅 장치 또는 컴포넌트 등 내에 배치될 수 있다.

[0213] 유사하게, 도 7의 개략도를 참조하면, 필터링 소자(384)는 원주상으로 배열된 부분(320, 322)을 포함하는 전극(310)에 포함될 수 있다. 도 7에 도시된 바와 같이, 필터링 소자(384)는 (예를 들어, 전극이 작동되어 절제할 때) 전체 전극(310)이 RF 주파수 범위 내에서 에너지를 공급받도록 한다. 하나 이상의 RF 와이어 또는 다른 전도체(344)는 제너레이터 또는 소스로부터 전극으로 파워를 전달하는데 사용될 수 있다. 또한, 분리된 전도체(340)는 매핑 목적을 위해 전극(310)을 전기적으로 결합하는데 사용될 수 있다.

[0214]

고분해능-팁 디자인(예를 들어, 도 4)이 3개 이상의 전극 또는 전극부을 포함하는 실시예에서, 추가 필터링 소자(예를 들어, 커판시터)는 전극 또는 전극부를 서로 전기적으로 결합하는데 사용될 수 있다. 이러한 커판시터 또는 다른 필터링 소자는 고분해능 팁 전극의 전체 길이를 따라 대체로 균일한 가열 프로파일을 생성하도록 선택될 수 있다. 본 명세서에서 보다 상세히 상술한 바와 같이, 본 명세서에 개시된 임의의 실시예 또는 그 변형 예에 있어서, 필터링 소자는 커판시터 이외의 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 구성에서, 필터링 소자는 LC 회로(예를 들어, 공진 회로, 탱크 회로, 동조 회로 등)를 포함한다. 이러한 실시예는 RF 에너지의 동시 적용 및 EGM 기록의 측정을 허용하도록 구성될 수 있다.

[0215]

상술한 바와 같이, 인접한 전극 또는 전극부(30A, 30b) 사이의 비교적 작은 갭(G)은 표적 조직의 고분해능 매핑을 용이하게 하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 도 6의 개략도를 계속 참조하면, 도 6에 도시된 바와 같이, 분리된 전극 또는 전극부(30A, 30b)는 치료되는 조직의 국부적인 전위를 정확하게 반사하는 전기곡선도를 생성하는데 사용될 수 있다. 따라서, 치료 시스템을 사용하는 의사 또는 다른 의료진은 처치 전, 도중 및/또는 후에 표적 조직으로의 에너지 전달의 충격을 보다 정확하게 검출할 수 있다. 예를 들어, 그러한 구성으로 인한 더 정확한 전기곡선도 데이터는, 적절하게 절제되거나 치료되지 않은 표적 해부 영역의 틈이나 부분을 의사가 탐지할 수 있게 한다. 특히, 고분해능 팁 디자인을 사용하면 심장 전기 생리학자(cardiac electrophysiologist)가 결과로 얻은 전기곡선도의 형태, 진폭 및 폭을 보다 정확하게 평가하거나 및/또는 페이싱 문턱 값을 결정할 수 있도록 한다. 일부 실시예에서, 형태, 진폭 및 페이싱 문턱값은 절제 또는 다른 열 치료 처치의 결과에 관한 유용한 정보를 제공하는 일반적으로 인정되고 신뢰할 수 있는 EP 마커이다.

[0216]

일부 구성에 따르면, 본 명세서에 개시된 고분해능-팁 전극 실시예는 국부화된 고분해능 전기 곡선도를 제공하도록 구성된다. 예를 들어, 본 명세서에 개시된 실시예들에 따른 고분해능-팁 전극을 사용하여 획득된 전기곡선도는, 도 8에 도시된 바와 같이, 전기곡선도 데이터(예를 들어, 그래픽 출력)(400a, 400b)를 제공할 수 있다. 도 8에 도시된 바와 같이, 본 명세서에 개시된 고분해능-팁 전극 실시예를 사용하여 생성된 국부적인 전기곡선도들(400a, 400b)은 진폭 A1, A2를 포함한다.

[0217]

계속해서도 8을 참조하면, 고분해능-팁 전극 시스템을 사용하여 획득된 전기곡선도(400a, 400b)의 진폭은 고분해능-팁 전극에 인접한 표적 조직이 적절하게 절제되거나 치료되었는지를 결정하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에 따르면, 치료되지 않은 조직(예를 들어, 절제되지 않거나 가열되지 않은 조직)에서의 전기곡선도(400a)의 진폭 A1은 이미 절제되거나 치료된 전기곡선도(400b)의 진폭 A2보다 크다. 따라서, 일부 실시예에서는, 조직이 치료되었는지 여부를 결정하기 위해 전기곡선도의 진폭이 측정될 수 있다. 예를 들어, 대상에서 치료되지 않은 조직의 전기곡선도 진폭 A1을 기록하여 기준선으로 사용할 수 있다. 향후의 전기곡선도 진폭 측정이 획득되고 기준선과 비교되어 조직이 적절하거나 원하는 정도로 절제 또는 치료되었는지를 결정될 수 있다.

[0218]

일부 실시예에서, 테스트 또는 평가되는 조직 위치에서 전기곡선도 진폭(A2)에 대한 베이스 라인 진폭(A1) 사이의 비교가 이루어진다. 절제가 완료되었을 가능성을 평가하기 위한 정량적 측정을 제공하기 위해 A1과 A2의 비율이 사용될 수 있다. 일부 구성에서, 비율(즉, A1 / A2)이 특정 최소 문턱값보다 높으면, A2 진폭이 획득된 조직이 적절히 제거되었음을 사용자에게 알릴 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, A1/A2 비율이 1.5 이상(예를 들어, 1.5-1.6, 1.6-1.7, 1.7-1.8, 1.8-1.9, 1.9-2.0, 2.0-2.5, 2.5-3.0, 상기 값들 사이의 값, 3 이상 등)이면 적절한 절제 또는 치료가 확인될 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, A1/A2 비율이 1.5 미만일 때(예를 들어, 1-1.1, 1.1-1.2, 1.2-1.3, 1.3-1.4, 1.4-1.5, 상기 값들 사이의 값 등), 절제가 확인될 수 있다.

[0219]

본 명세서에 개시된 임의의 실시예에 있어서, 카테터 또는 다른 최소 침습성 의료기구는, 하나 이상의 이미징 기술을 사용하여, 대상(예를 들어, 아트리움, 폐정맥, 다른 심장 위치, 신장 동맥, 다른 혈관 또는 내강)의 표적 해부 위치로 전달될 수 있다. 따라서, 본 명세서에 개시된 임의의 절제 시스템은, 예를 들어, 형광 투시술(fluoroscopy technologies), intracardiac echocardiograph(ICE) 등과 같은 이미징 장치 또는 시스템과 함께(예를 들어, 별도로 또는 적어도 부분적으로 통합되어) 사용되도록 구성될 수 있다.

[0220]

열 선트

[0221]

도 9는 카테터(1120)의 원단부에 또는 그 근처에 위치된 전극(1130)(예를 들어, 단일 RF 전극, 2개, 3개 이상의 부분을 갖는 스플릿 팁 전극, 다른 유형의 전극 등)을 포함하는 시스템(1100)의 일 실시예를 도시한다. 또한, 본 명세서에 개시된 임의의 다른 실시예에서와 같이, 상기 시스템은 치료 처치(예를 들어, 치료 부위에 인접한 조직의 매핑, 대상의 모니터링 등)를 돋기 위한 복수의 링 전극(1170)을 더 포함할 수 있다. 본 명세서에 개시된 다양한 시스템 및 관련 방법의 실시예가 무선 주파수(RF) 기반 절제의 맥락에서 설명되었지만, 단독으로 또는 여기에 상술한 다른 실시예(예를 들어, 스플릿 팁 개념들, 온도 감지 개념들 등)와 결합된 열 전달 개념(열

션트 실시예를 포함)은, 예를 들어, 마이크로파 에미터, 초음파 변환기, 동결절제 부재 및/또는 이와 유사한 것을 사용하여 대상의 조직을 타게팅하는 다른 유형의 절제 시스템들에서도 구현될 수 있다.

[0222] 도 9 및 도 10에 도시된 대응하는 카테터의 원단부의 부분 노출된 도면을 참조하면, 본 명세서에 개시된 임의의 열 션팅 실시예를 포함하는 하나 이상의 열 전달 부재 또는 다른 열 전달 컴포넌트는, 전극 또는 그 부근으로부터 카테터(1120)의 내부를 통해 연장된 관개 도관(1108)으로 열 전달을 가능하게 하는데 이용될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에서, 도 10에 도시된 바와 같이, 하나 이상의 열 전달 디스크 또는 부재(1140)(예를 들어, 열 션트 디스크 또는 부재)는 전극(1130)의 길이를 따라 배치될 수 있다. 일부 구성에서, 디스크 또는 다른 열 전달 부재(1140)(본 명세서에 개시된 임의의 열 션트 실시예를 포함)는 서로 접촉할 수도 있고 접촉하지 않을 수도 있는 분리된 컴포넌트를 포함한다. 그러나, 다른 실시예에서, 열 전달 디스크 또는 다른 열 전달 부재(1140)는, 바람직하거나 필요하면, 단일 구조 또는 모놀리식(monolithic) 구조를 포함한다. 디스크(1140)는 카테터의 내부 부분(예를 들어, 길이 방향 중심선을 따라)을 적어도 부분적으로 통과하는 관개 도관(1108)과 직접 또는 간접적으로 열적으로 연통할 수 있다. 예를 들어, 디스크(1140)는 관개 도관의 외부면 및/또는 카테터의 다른 내부 부분(예를 들어, 비관개식 컴포넌트 또는 개방형 또는 폐쇄형 관개를 사용하는 능동 냉각을 포함하지 않는 실시예에 대한 부분)까지 연장되어 접촉할 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서는, 도 11에 도시된 바와 같이, 디스크(1140)는 디스크와 관개 도관 사이에 위치된 임의의 열 션트 컴포넌트 또는 부재를 포함하는 하나 이상의 다른 열 교환 컴포넌트 또는 부재와 열적으로(예를 들어, 접촉을 통해 직접적으로 또는 간접적으로) 연통할 수 있다.

[0223] 히트 싱크는, (i) 열이 특정 컴포넌트에 국부화되거나 유지되는 열 유지 전달, 및 (ii) 예를 들어, 전극으로부터 관계 통로로 열을 션트하거나 전달하는데 사용되는(열 전달 부재라고도 불릴 수 있는) 열 션트(heat shunt) 모두를 포함한다. 일 실시예에서, 일정 기간 동안 열을 유지하기 위해 열 유지 싱크가 사용된다. 바람직하게, 열 유지 싱크가 아닌 열 션트(열 전달 부재)가 사용된다. 일부 실시예에서, 열 션트(열 전달 부재)는 열의 보다 효율적인 방열 및 개선된 냉각을 제공하여, 예를 들어, 비 표적 조직으로 간주되는 조직에 보호 효과를 제공한다. 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에서, 가열되는 전극 및/또는 조직으로부터 열을 효과적이고 안전하게 전달하기 위해 하나 이상의 열 션트 컴포넌트가 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 장치 또는 시스템은, 임의의 부가적인 컴포넌트 또는 특징 없이(예를 들어, 본 명세서에 개시된 열 션팅 구성을 단독으로 사용), 전극으로부터 열을 적절하게 전달하도록 구성될 수 있다.

[0224] 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에서, 절제 시스템은 대상 내에 배치되도록 구성된 카테터 또는 다른 의료기구를 따라 적어도 부분적으로 (예를 들어, 내부를 통해) 연장하는 하나 이상의 관개 도관을 포함할 수 있다. 관개 도관은 개방형 관개 시스템의 일부일 수 있으며, 이 관개 시스템에서 유체는 카테터의 원단부를 따라 하나 이상의 출구 포트 또는 개구(예를 들어, 전극에서 또는 그 근처)를 통해 빠져 나가 전극 및/또는 인접한 표적 조직을 냉각한다. 그러나, 관개 도관(들)은 폐쇄형 관개 시스템의 일부일 수 있는데, 이 관개 시스템에서 관개 유체는 카테터(예를 들어, 전극 또는 다른 절제 부재)를 적어도 부분적으로 통해서 순환(카테터로부터 배출되는 것과는 반대로)하여 전극 및/또는 대상의 인접 조직을 선택적으로 냉각시킬 수 있다. 예를 들어, 일부 구성에서, 카테터는, 바람직하거나 필요하면, 관개 유체를 순환시키고 카테터의 원단부와 바람직하거나 필요한 열 전달을 실행하는 적어도 2개의 내부 유체 도관(예를 들어, 전달 도관 및 리턴 도관)을 포함한다. 또한, 일부 실시예에서, 절제 시스템에 포함된 열 전달 부재 또는 컴포넌트(예를 들어, 열 션트 부재 또는 컴포넌트) 사이의 열 전달을 용이하게 하기 위해, 시스템은 하나 이상의 금속 및/또는 양호한 열 전달 재료(예를 들어, 구리, 스테인리스 스틸, 다른 금속 또는 합금, 세라믹, 상대적으로 양호한 열 전달 특성을 갖는 중합체 및/또는 다른 재료)를 포함하는 관개 도관을 포함할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 절제 시스템의 카테터 또는 다른 의료기구는, 바람직하거나 필요하면, 임의의 능동 유체 냉각 시스템(예를 들어, 개방형 또는 폐쇄형 관개 통로 또는 이를 관통하는 다른 컴포넌트)을 포함하지 않는다. 본 명세서에서보다 상세하게 설명된 바와 같이, 카테터를 통과하는 유체 통로를 사용하는 능동 냉각을 포함하지 않는 실시예는, 개선된 열 전달 컴포넌트 및/또는 디자인을 이용하여 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 열을 유용하게 방열하거나 분산시킬 수 있다.

[0225] 일부 실시예에서, 관개 도관은 신장된 몸체의 원단부를 따라 위치된 출구 포트들과만 유체 연통한다. 일부 실시예에서, 카테터는 카테터의 원단부를 따라(예를 들어, 원단부 또는 전극을 따라) 관개 출구 개구만을 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 열 전달 부재(예를 들어, 열 션트 부재)를 따라 임의의 관개 개구를 포함하지 않거나, 및/또는 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 시스템은 능동 관개 시스템을 전혀 포함하지 않는다. 따라서, 이러한 실시예에서, 카테터를 따라(예를 들어, 전극 또는 다른 절제 부재에서 또는 근처에서) 열 전달 부재의 사용은 전극 또는 다른 절제 부재에 의해 발생된 열을 보다 고르게 분포시키는 것을 돋고 및/또는 주변 환경(예를

들어, 절제 부재 및/또는 카테터의 외부를 따라 흐르는 혈액 또는 다른 유체)과의 열 교환을 돋는다.

[0226] 계속해서도 10을 참조하면, 전극(1130)의 근단부(1132)는 본 명세서에 개시된 임의의 열 션트 실시예를 포함하는 하나 이상의 추가의 열 전달 부재(1150)를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예에 따르면, 이러한 추가 열 전달 부재(1150)(예를 들어, 열 션트 부재)는, 시스템의 카테터의 내부를 통해 연장되는 관개 도관(108)과 열적으로 연통하는 하나 이상의 핀(fin), 핀(pin) 및/또는 다른 부재를 포함한다. 따라서, 전극(1130)의 길이를 따라 배치된, 열 션트 부재를 포함하는, 열 전달 디스크 또는 다른 열 전달 부재(1140)와 마찬가지로, 열은, 전극이 작동될 때, 전극, 카테터의 인접 부분 및/또는 대상의 인접 조직으로부터 열 전달 부재(1150)를 통해 전달되어 제거될 수 있다.

[0227] 본 명세서에 개시된 임의의 실시예 또는 그 변형 예에서, 관개 도관(1108)과 열적으로 연통하도록 배치된 시스템(1100)의 열 전달 부재(1140, 1150)는, 양호한 열 션트 특성을 포함하지만, 이에 한정되지 않는, 양호한 열 전달 특성을 포함하는 하나 이상의 재료를 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 열 전달 부재에 포함된 재료의 열 전도성 및/또는 (예를 들어, 단일 부재 또는 구조로 볼 때) 전체 열 전달 어셈블리의 열 전도성은 $300 \text{ W/m}^{\circ}\text{C}$ 이상(예를 들어, 300-350, 350-400, 400-450, 450-500, 500-600, 600-700 $\text{W/m}^{\circ}\text{C}$, 상기 범위 사이의 범위, 700 $\text{W/m}^{\circ}\text{C}$ 이상 등)이다. 양호한 열 전도성을 가진 재료는, 구리, 황동, 베릴륨, 기타 금속 및/또는 합금, 알루미늄 세라믹, 기타 세라믹, 산업용 다이아몬드 및/또는 기타 금속 및/또는 비금속 재료를 포함하지만, 이에 한정되지 않는다.

[0228] 열 전달 부재가 열 션트 부재를 포함하는 특정 실시예에 따르면, 열 션트 부재에 포함된 재료의 열 확산율 및/또는 (예를 들어, 단일 부재 또는 구조로 볼 때) 전체 열 션트 어셈블리의 열 확산율은 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상(예를 들어, 1.5-2, 2-2.5, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, $20 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상)이다. 열 확산율은 열 에너지를 저장하는 능력에 대한 열 에너지를 전도(conduct)하는 재료의 성능이다. 따라서, 재료가 열을 전달하는 데는 효율적일 수 있지만(예를 들어, 상대적으로 높은 열 전도성을 가질 수 있음), 열 저장 특성으로 인해 유용한 열 확산율 특성을 갖지 않을 수 있다. 열 션트는, 열 전달과 달리, 높은 열 컨덕턴스 특성(예를 들어, 질량 또는 부피를 통해 열을 신속하게 전달) 및 낮은 열용량(예를 들어, 열을 저장하지 않음)을 가진 재료의 사용을 필요로 한다. 유용한 열 확산율을 가지며, 따라서 바람직한 열 션트 특성을 갖는 재료는, 공업용 다이아몬드, 그레핀, 실리카, 다른 탄소계 재료 및/또는 이와 유사한 것을 포함하지만 이에 한정되지 않는다.

[0229] 양호한 열 확산율 특성을 갖는 물질의 사용은 치료 절차 중에 열이 전극 및/또는 인접한 조직으로부터 효과적으로 전달될 수 있음을 보장할 수 있다. 그에 반해, 예를 들어, 구리, 다른 금속 또는 합금, 열 전도성 폴리프로필렌 또는 다른 중합체 등과 같이 유용한 열 전도성 특성을 가지지만 유용한 열 확산율 특성을 갖지 않는 물질은 열을 유지하는 경향이 있다. 결과적으로, 열을 저장하는 물질의 사용은 전극 및/또는 치료되는 조직을 따라온도가 바람직하지 않게 상승된 수준(예를 들어, 섭씨 75도 이상)을, 특히, 비교적 긴 절제 처치 시간 동안 유지되게 할 수 있어서, 탄화, 혈전 형성 및/또는 기타 열 관련 문제가 발생할 수 있다.

[0230] 본 명세서의 다양한 실시예에 개시된 바와 같이, 열 션트 네트워크에서 사용하기 위한 필수적인 열 확산율 특성을 갖는 산업용 다이아몬드 및 다른 재료는 양호한 열 전도 특성을 포함한다. 이러한 양호한 열 전도 측면은 상대적으로 높은 열 컨덕턴스 값(k) 및 네트워크의 열 션트 부재가 팁 내에서 및 조직에 대해 서로에 대해 배치되는 방식으로부터 발생한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, RF 에너지가 팁으로부터 방사되고 조직 내의 오믹 가열이 열을 발생시키므로, 노출된 가장 먼 션트 부재(예를 들어, 팁의 가장 먼 단부로부터 0.5 mm에 위치)는 병변 부위로부터 능동적으로 열을 추출할 수 있다. 열 에너지는 비교적 신속한 방식으로 션트 네트워크를 통해 유용하게 전달될 수 있고 RF 전극 표면 아래의 션트를 통해 열 션트 네트워크, 근위 션트 부재를 통해 및/또는 주변 환경으로 방열될 수 있다. 내부 션트 부재를 통해 션트되는 열은 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 통해 연장되는 관개 도관으로 신속하게 전달될 수 있다. 다른 실시예에서, 절제 처치에 의해 발생된 열은 근위 및 원위 션트 부재(예를 들어, 본 명세서의 많은 실시예에 도시된 바와 같이, 카테터 또는 다른 의료기구의 외부에 노출된 션트 부재)를 통해 션트될 수 있다.

[0231] 또한, 상술한 바와 같이, 열 션트 네트워크에서 사용하기에 바람직한 열 확산성 특성을 갖는 물질은 필수적인 열 전도성 특성을 가질 뿐만 아니라 충분히 낮은 열용량 값 c를 갖는다. 이것은, 열 에너지가, 팁에서 조직 인터페이스 및 전극 상의 열점으로, 열 션트 네트워크에서 열 유지되지 않으면서, 매우 빠르게 방열되게 한다. 열 전도는 조직 표면과 RF 전극 표면의 신속하고 효율적인 냉각을 보장하는 주요 열 방열 메커니즘을 구성한다. 반대로, (예를 들어, 비교적 높은 열 전도성 특성뿐만 아니라 상대적으로 높은 열용량 특성을 가진) 열 전달은 열

에너지를 저장할 수 있다. 긴 절제 쳐치 동안, 그렇게 저장된 열은 섭씨 75도를 초과할 수 있다. 이러한 상황에서, 혈전 형성 및/또는 탄화가 바람직하지 않게 발생할 수 있다.

[0232] 본 명세서에 개시된 다양한 실시예의 열 대류 측면은 양상은 두 부분이다. 첫째, 카테터의 관개 루멘은 션트 네트워크를 통해 거기로 전달되는 열 에너지를 흡수할 수 있다. 이러한 열 에너지는 관개 포트를 통해 RF 팁의 원단부로부터 플러싱될 수 있다. 그러나 폐쇄형 관개 시스템에서 이러한 열 에너지는 제거될 수 있는 카테터의 근단부로 다시 전달될 수 있다. 둘째, 카테터 또는 다른 의료기구의 외부를 따라 노출된 션트 표면은 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터의 방열을 더 도울 수 있다. 예를 들어, 이러한 방열은 전극의 표면 위로 흐르는 혈액의 고유한 대류 냉각 측면을 통해 달성될 수 있다.

[0233] 따라서, 열 션트 네트워크에서 산업용 다이아몬드와 같은 유용한 열 확산성 특성을 갖는 물질의 사용은, 열 션트 네트워크를 냉각 유지하면서(예를 들어, 낮은 열용량 특성으로 인해), 열이 전극 및 치료되는 조직으로부터 신속하고 효율적으로 전달되도록 보장할 수 있다. 잠재적으로 위험한 열이 열 션트 네트워크 자체를 통해 쳐치 시 도입되지 않으므로 더 안전한 절제 카테터 및 관련 치료 방법을 만들 수 있다.

[0234] 예를 들어, 일부 실시예에서, 대상의 조직을 약 섭씨 60도의 원하는 온도에서 유지하려고 하는 절제 쳐치 중에, 전극의 온도는 약 섭씨 60도이다. 또한, 절차 중에 전극에 인접하게 배치된 전통적인 열 전달 부재(예를 들어, 구리, 기타 금속 또는 합금, 열 전도성 고분자 등)의 온도는 약 섭씨 70~75도이다. 그에 반해, 본 명세서에 개시된 시스템에 대한 열 션트 네트워크의 다양한 부분 또는 부재의 온도는, 동일한 원하는 수준의 조직 치료를 위해 약 섭씨 60 내지 62도일 수 있다(예를 들어, 동등한 열 전달 시스템보다 10 % 내지 30 % 적음).

[0235] 일부 실시예에서, 본 명세서에 개시된 열 션트 부재는 제거되는 조직으로부터 열을 빼서 관개 채널 내로 션트시킨다. 유사하게, 열은 RF 전극의 가장자리에서 형성되며 열 션트 네트워크를 통해 관개 채널로 션트되는 잠재적인 열점에서 빠져 나온다. 관개 채널로부터, 대류 냉각을 통해, 열은 혈류로 유용하게 방출되어 방열될 수 있다. 폐쇄형 관개 시스템에서는 관개용 유체를 피하로 배출하지 않고 열을 시스템에서 제거할 수 있다.

[0236] 일부 실시예에 따르면, 본 명세서에 개시된 다양한 열 션트 시스템은 1 차 냉각 메커니즘으로 열전도에 의존한다. 따라서, 그러한 실시예는 카테터 또는 다른 의료기구의 외부 표면(예를 들어, 혈류에 직접 노출)까지 연장되는 열 션트 네트워크의 대부분을 필요로 하지 않는다. 실제로, 일부 실시예에서, 전체 션트 네트워크는 카테터 팁의 내부(즉, 카테터 또는 다른 의료기구의 외부까지 연장되는 열 차단 네트워크의 부분이 없음) 내에 존재할 수 있다. 또한, 본 명세서에 개시된 다양한 실시예는 RF 전극 또는 관개 채널로부터의 열 션트의 전기적 격리를 필요로 하지 않는다.

[0237] 일부 실시예에 따르면, 특정 시스템에 포함된, 열 션트 부재 또는 컴포넌트를 포함하는, 열 전달 디스크 및/또는 다른 열 전달 부재(1140, 1150)는, 특정 디자인 또는 구성에 바람직하거나 필요하면, 연속적으로 및/또는 간헐적으로 또는 부분적으로 관개 도관(108)까지 연장될 수 있다. 예를 들어, 도 10의 실시예에 도시된 바와 같이, 근위 열 전달 부재(1150)(예를 들어, 열 션트 부재)는, 베이스 또는 내부 부재(1152)로부터 방사상으로 외측으로 연장된 하나 이상의(예를 들어, 2, 3, 4, 5, 5 개 이상의 등) 윙 또는 부분 내부 부재(1152)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 이러한 윙 또는 방사 연장부(1154)는 열 전달 부재(1150)와 열적으로 연통하는 관개 도관(1108)을 향해 더 균일하게 열을 전달하도록 서로 등간격으로 이격된다. 그러나, 열 션트 부재를 포함하지만 이에 한정되지 않는 열 전달 부재(1150)는 관개 도관(1108)과 카테터의 방사상으로 외부 부분 또는 영역 사이에 대체로 견고하거나 연속된 구조를 포함할 수 있다.

[0238] 일부 실시예에 따르면, 열 전달 부재(예를 들어, 핀)(1150)는 카테터의 원단부를 따라 포함된 전극(들)의 근단부로 근위로 연장될 수 있다. 예를 들어, 도 10에 도시된 바와 같이, 열 전달 부재(1150)(예를 들어, 열 션트 부재)는 전극(1130)의 근단부까지, 그 근처 또는 근단부를 넘어서까지 연장될 수 있다. 일부 실시예에서, 열 전달 부재(1150)는 전극(1130)의 근단부(1132)에서 또는 그 근처에서 종단(terminate)된다. 그러나, 다른 구성들에서, 열 션트 부재들을 포함하여 이에 제한되지 않는 열 전달 부재들(1150)은 전극(1130)의 근단부(1132)를 넘어 연장되고, 일부 실시예들에서는, 바람직하거나 필요하면, 열 션트 부재를 포함한, 원위에 위치한 열 전달 부재(예를 들어, 열 전달 디스크 또는 전극(1130)의 길이를 따라 또는 그 근처에 위치된 다른 열 전달 부재)와 접촉 및/또는 직접적으로 또는 간접적으로 열적으로 연통한다. 또 다른 실시예에서, 근위 열 전달 부재(예를 들어, 열 션트 부재)는 전극 또는 다른 절제 부재의 근단부(1132)에 근위로 종단된다.

[0239] 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에서, 도 9 내지 12와 관련하여 논의된 개선된 열 전달(예를 들어, 열 션트) 특성을 포함하는 시스템을 포함하는, 시스템은 심도에서 조직 온도의 검출을 위해 하나 이상의 온도 센서 또는

온도 검출 컴포넌트(예를 들어, 써모커플)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 9 및 도 10에 도시된 실시예에서, 전극 및/또는 카테터의 원단부의 다른 부분은 하나 이상의 센서(예를 들어, 써모커플, 서비스터 등) 및/또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있다. 따라서, 센서 및/또는 다른 온도 측정 컴포넌트에 의해 수신된 신호는 표적 조직이 치료되는(예를 들어, 가열, 냉각 등) 정도를 결정하거나 근사화하는데 유용하게 사용될 수 있다. 온도 측정은, 바람직하거나 필요한 절차(protocol)에 따라, 절제 처치(예를 들어, 절제 부재에 제공된 모듈 파워, 절제 처치를 종료 등)를 제어하는 데 사용할 수 있다.

[0240] 일부 실시예에서, 상기 장치는 치료되는 조직의 피크(예를 들어, 고온 또는 피크, 저온 또는 트로프 등) 온도를 결정하는 것을 돋는 하나 이상의 온도 센서 또는 다른 온도 측정 장치를 더 포함한다. 일부 실시예에서, 절제 부재(예를 들어, RF 전극)에, 절제 부재를 따라 및/또는 그 근처에 배치된 온도 센서(예를 들어, 써모커플)는 절제 부재와 표적 조직 사이에 접촉이 이루어지고 있는지 여부(및/또는 그러한 접촉이 이루어진 정도)를 결정하는 것을 도울 수 있다. 일부 실시예에서, 이러한 피크 온도는 방사 측정법을 사용하지 않고 결정된다. 피크 조직 온도를 결정 및/또는 조직 접촉을 확인하거나 평가하기 위한 온도 센서(예를 들어, 써모커플)의 사용에 관한 추가 세부 정보가 본 명세서에 제공된다.

[0241] 일부 실시예에서, 본 명세서에 개시된 시스템(본 명세서에 도시된 것들을 포함하지만 이에 한정되지 않음) 또는 그 변형 예에 대해, 카테터의 관개 도관으로 열 전달을 가능하게 하는 열 선트 부재를 포함하지만 이에 한정되지 않는 하나 이상의 열 전달 부재는 전극 및/또는 관개 도관과 직접 접촉한다. 그러나, 다른 실시예에서, 하나 이상의 열 전달 부재(예를 들어, 열 선트 부재)는 전극 및/또는 관개 도관과 접촉하지 않는다. 따라서, 이러한 실시예에서, 열 전달 부재는 전극 및/또는 관개 도관과 열적으로 연통하지만, 이러한 컴포넌트와 물리적으로 접촉하지는 않는다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 하나 이상의 중간(intermediate) 컴포넌트, 층, 코팅 및/또는 다른 부재가 열 전달 부재(예를 들어, 열 선트 부재)와 전극(또는 다른 절제 부재) 및/또는 관개 도관 사이에 배치된다.

[0242] 도 11은 전극(예를 들어, RF 전극, 스플릿 텁 전극 등) 또는 카테터 또는 다른 신장된 부재의 원단부를 따라 또는 그 근처에 위치된 다른 절제 부재(1230)를 포함하는 절제 시스템(1200)의 다른 실시예를 도시한다. 일부 실시예에서, 전극 또는 다른 절제 부재(명료성을 위해도 11에는 도시되지 않음)의 내부 부분(1236)은, 본 명세서에 개시된 임의의 열 선트 실시예를 포함하는, 분리된 내부 열 전달 부재(1250B)를 포함할 수 있다. 이러한 열 전달 부재(1250B)는 전극 또는 다른 절제 부재에, 그 내부에 및/또는 그 근처에 배치된 임의의 다른 열 전달 부재에 추가되거나 그것을 대신할 수 있다. 예를 들어, 도시된 실시예에서, 전극(1230) 부근에서, 시스템(1200)은 내부 열 전달 부재(1250B) 및 하나 이상의 디스크형 또는 원통형 열 전달 부재(1240)(예를 들어, 열 선트 부재) 모두를 포함한다.

[0243] 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에 대해서, 관개 도관과 열적으로 연통하는 열 선트 부재를 포함하는 열 전달 부재의 적어도 일부는, 전극 또는 다른 절제 부재에 인접한(및 일부 실시예에서, 물리적 및/또는 열적 접촉한), 카테터의 외부면까지 연장된다. 이러한 구성은, 시스템이 작동될 때, 특히, (예를 들어, 전극 또는 다른 절제 부재의 다른 부분에 대해) 열이 더 집중되는 경향이 있을 수 있는 전극 또는 절제 부재의 근단부에서 또는 그 근처에서, 전극 또는 다른 절제 부재의 냉각을 더 개선할 수 있다. 일부 실시예에 따르면, 열 전도성 그리스 및/또는 임의의 다른 열 전도성 물질(예를 들어, 열 전도성 액체 또는 다른 유체, 층, 부재, 코팅 및/또는 부분)은, 바람직하거나 필요하면, 열 전달, 예를 들어, 열 선트 부재 또는 열 선트 네트워크를 관개 도관과 열적으로 연통하도록 하는데 사용될 수 있다. 그러한 실시예에서, 그러한 열 전도성 물질은 전극을 관개 도관과 적어도 부분적으로 열적으로 연통시킨다.

[0244] 계속해서 도 11을 참조하면, 전극(1230)의 내부 부분을 따라 위치된 열 전달 부재(예를 들어, 열 선트 부재)(1250B)는 하나 이상의 핀, 날개, 핀 및/또는 다른 연장 부재(1254B)를 포함할 수 있다. 그러한 부재(1254B)는 관개 도관(1208)에 의한 (예를 들어, 열 선트 실시예에 대한 열 선트) 열 전달을 개선하고, 열 전달 부재(1254B)의 전체 크기를 감소시키고 및/또는 하나 이상의 추가적인 장점 또는 이점을 시스템(1200)에 제공할 수 있다.

[0245] 사용중에 전극 또는 다른 절제 부재의 전체적인 열 전달을 용이하게 하는 하나 이상의 열 전달(예를 들어, 열 선트) 컴포넌트 또는 특징을 포함하는 절제 시스템(1300)의 다른 실시예가 도 12에 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 전극 또는 다른 절제 부재(1330)의 내부를 따라 위치한 하나 이상의 열 전달 부재(1350B) 사이의 열 전달(예를 들어, 선트)은 전극과 열 전달 부재 사이의 공기 갭 또는 다른 유사한 공간을 제거함으로써 촉진되거나 개선될 수 있다. 예를 들어, 도시된 실시예에서, 전기 전도성 재료(예를 들어, 백금, 금, 다른 금속 또는 합금

등)의 하나 이상의 층(1356)은 전극(1330)의 내부와 열 전달 부재(1350B)의 외부 사이에 배치되었다. 이러한 층(들)(1356)은 전극(또는 다른 유형의 절제 부재 또는 에너지 전달 부재)과 열 션트 부재를 포함하지만 이에 한정되지 않는 열 전달 부재 사이에 연속적으로 또는 간헐적으로 적용될 수 있다. 또한, 이러한 층(들)(1356)은, 예를 들어, 스퍼터링, 다른 도금 기술 및/또는 이와 유사한 것과 같은 하나 이상의 방법 또는 절차를 이용하여 적용될 수 있다. 그러한 층(들)(1356)은 본 명세서에 개시된 임의의 실시예 또는 이의 변형 예에서 사용될 수 있다.

[0246]

도 13은 전극 또는 다른 에너지 전달 부재(1830)에 의해 생성된 열의 효율적인 전달을 용이하게 하는 하나 이상의 열 전달 부재(1850)(예를 들어, 열 션트 부재)를 포함하는 절제 시스템(1800)의 카테터 또는 다른 의료기구의 원위부를 도시한다. 도 13에 도시된 바와 같이, 열 션트 부재(1850)는 전극(1830)에 바로 인접하게(예를 들어, 내부에) 배치된다. 따라서, 본 명세서에서 보다 상세하게 설명되는 바와 같이, 전극 또는 다른 에너지 전달 부재(1830)에 의해 생성된 열은 하나 이상의 열 션트 부재(1850)를 통해 전달될 수 있다. 상술한 바와 같이, 열 션트 부재는 열을 유지하지 않으면서 열을 신속하게 전달하는 유용한 열 확산율 특성을 유용하게 포함한다. 따라서, (예를 들어, 전극의 원단부 및/또는 근단부를 따른) 국부적인 열점의 가능성이 방지되거나 감소될 수 있다. 또한, 방열 또는 열 제거(예를 들어, 전극으로부터 멀어짐)는 열 션트 부재(1850)를 사용하여 보다 용이하게 및/또는 신속하게 실현될 수 있다.

[0247]

본 명세서에서 논의된 바와 같이, 예를 들어, 열 션트 부재(1850)는 공업용 다이아몬드, 그래핀, 실리카 또는 유용한 열 확산율 특성 및/또는 기타 유사한 탄소계 재료를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 열 션트 부재(1850)는 2개, 3개 또는 그 이상의 재료 및/또는 부분, 컴포넌트 또는 부재의 조합을 포함한다. 일부 실시예에서, 열 션트 부재에 포함된 재료의 열 확산율 및/또는 (예를 들어, 단일 부재 또는 구조로 볼 때) 전체 열 션트 네트워크 또는 어셈블리의 열 확산율은 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상(예를 들어, 1.5-2, 2-2.5, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, 20 cm^2/sec 이상)이다.

[0248]

열 션트 부재(1850)(예를 들어, 펁, 링, 블록 등)는 전극 또는 다른 에너지 전달 부재(1830)와 직접 또는 간접적으로 접촉할 수 있다. 전극과 하나 이상의 열 전달 션트(1850) 사이에 직접적인 물리적 접촉이 이루어졌는지 여부에 관계없이, 열 션트 부재(1850)는 유용하게 전극과 열적으로 연통할 수 있어서, 카테터 또는 기타 의료기구의 방열 및/또는 열 전달 특성을 가능하게 한다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 하나 이상의 중간 층, 코팅, 부재 및/또는 다른 컴포넌트는, 바람직하거나 필요하면, 전극(또는 다른 에너지 전달 부재)과 열 션트 부재 사이에 배치된다.

[0249]

계속해서도 13을 참조하면, 본원의 다른 실시예에서 논의된 바와 같이, 절제 시스템(1800)의 카테터 또는 다른 의료기구는 냉각 유체(예를 들어, 식염수)를 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부로 그리고 거기를 통해 전달하도록 구성된 개방형 관개 시스템을 포함한다. 개방형 관개 시스템은 사용 중에 전극 또는 다른 에너지 전달 부재로부터 열을 제거하는 것을 도울 수 있다. 일부 실시예에서, 열 션트 네트워크 및 그것이 가진 유용한 열 확산율 특성은 사용되는 동안 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 관개 도관 또는 통로(1804) 또는 챔버(1820)로 열을 신속하고 효율적으로 전달하는 것을 도울 수 있다. 예를 들어, 도 13에 도시된 바와 같이, 관개 도관 또는 통로(1804)는 카테터의 내부를 통해 연장되고 카테터의 원위 부재(1810)를 따라 하나 이상의 출구 포트(1811)와 유체 연통한다. 그러나, 본 명세서에서 보다 상세하게 설명된 바와 같이, 개선된 열 션트 부재는, 바람직하거나 필요하면, 개방형 관개 시스템 및/또는 능동 유체 냉각 시스템을 사용하지 않는 카테터 또는 다른 의료기구의 디자인에 통합될 수 있다. 일부 실시예에서, 카테터 또는 다른 의료기구의 관개 도관 또는 챔버를 통한 관개 유체(예를 들어, 식염수)의 흐름은 열 션트 네트워크를 통해 발생하는 열 션트를 변화시키도록 변형될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 열 교환 네트워크의 바람직한 열 전달 특성 및 열을 보유하지 않는 성능으로 인해, 카테터를 통한 관개 유체의 유속은 $5 \text{ mL}/\text{min}$ 이하(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5 mL/min , 상기 범위 사이의 유속, 1 mL/min 이하 등)로 유지될 수 있다. 일부 실시예에서, 카테터를 통한 관개 유체의 유속은 약 $1\text{mL}/\text{min}$ 으로 유지된다. 다른 실시예에서, 카테터를 통과하는 관개 유체의 유속은, 바람직하거나 필요하면, 5 내지 $15 \text{ mL}/\text{min}$ 사이(예를 들어, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15 mL/min , 상기 속도 사이의 유속 등)이거나 $15 \text{ mL}/\text{min}$ 이상(예를 들어, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 19-20 mL/min , 상기 유속 사이의 유속 등)일 수 있다. 일부 실시예에서, 그러한 관개 유속은, 비열 션트 부재(예를 들어, 금속, 합금, 열 전도성 중합체, 다른 종래의 열 전달 부재 등)가 열을 전극 및/또는 치료중인 조직으로부터 전달하는데 사용되는 경우에 요구되는 것보다 현저히 작다. 예를 들어, 본 명세서에 개시된 다양한 실시예 또는 그 변형 예에 따른

열 션트 부재를 갖는 카테터의 내부를 통과하는 관개 유체의 필요한 유속은, (동일한 양의 열이 전극에서 생성되고, 동일한 해부학적 위치에서 치료되며, 다른 파라미터는 동일하다고 가정할 때) 종래의 열 전달 부재를 사용하거나 열 전달 부재를 전혀 사용하지 않는 시스템과 비교할 때, 20 % 내지 90 %(예를 들어, 25, 25-30, 30-35, 35-40, 40-45, 45-50, 50-55, 55-60, 60-65, 65-70, 70-75, 75-80, 80-85 %, 상술한 범위 사이의 퍼센트 등)감소될 수 있다. 예를 들어, 상업적으로 이용 가능한 일부 RF 절제 시스템에서, 전극으로부터 원하는 수준의 열 전달을 달성하기 위해 약 30 mL/min(예를 들어, 25-35 mL/min)의 관개 유속이 일반적으로 필요하다. 상술한 바와 같이, 일부 구성에서, 열 션트 네트워크를 사용하는 본 명세서에 개시된 시스템은 열을 전극으로부터 효과적으로 션트시키기 위해 약 10 mL/min 이하의 관개 유속을 이용할 수 있다. 따라서, 이러한 실시예에서, 관개 유속은 종래 및 다른 상업적으로 이용 가능한 시스템에 비해 적어도 60 % 내지 70 % 감소될 수 있다.

[0250] 따라서, 본 명세서에서보다 상세하게 언급되는 바와 같이, 전극 및/또는 인접한 조직으로부터 열을 션트시키기 위한 열 션트 물질의 사용은 또한 개방형 관개 시스템에서 대상의 혈류로 방출되는 관류 유체의 양을 감소시킬 수 있다. 관류 유체를 대상으로 방출하는 것은 바람직하지 않기 때문에, 절제 카테터에서의 열 션트의 사용은 절제 처치에 부가적인 이점을 제공할 수 있다. 예를 들어, 일부 구성에서, 과량의 생리 식염수 또는 다른 냉각 유체를 심장, 혈관 및/또는 대상의 다른 표적 영역으로 배출하면 대상에게 부정적인 생리학적 결과(예를 들어, 심부전)가 발생할 수 있다.

[0251] 상술한 바와 같이, 전극에서 또는 그 부근에서의 열 션트 컴포넌트의 사용은 또한 하나 이상의 추가적인 이점 및 장점을 제공할 수 있다. 예를 들어, 열 션트 컴포넌트(예를 들어, 전통적인 열 전달 컴포넌트 및 부재)를 사용하여 전극과 주변 조직에서 열을 효과적으로 제거하려면 관개 유속이 현저하게 낮아야 하며, 그러한 시스템의 관개 유체는 카테터의 원단부 바깥쪽을 따라 또는 그 근처에 위치한 온도 센서에 부정적인 영향을 미치지 않으므로, 보다 정확한 온도 측정이 가능하다. 이것은 온도 센서가 (예를 들어, 전극 또는 치료 시스템의 다른 컴포넌트 또는 부분의 온도가 아닌) 대상의 인접한 조직의 온도를 검출하도록 구성되는, 본 명세서에 개시된 것과 같은 시스템에 특히 관련된다. 따라서 센서에서 또는 그 근처에서 배출되는 유체의 부피가 작을수록(예를 들어, 열 션트를 사용하지 않는 시스템, 종래의 열 전달 부품을 포함하는 시스템, 주로 전극(및/또는 조직)과 전극(및/또는 조직)에 인접하여 흐르는 혈액 사이의 열 전달에 의존하는 시스템, 다른 개방형 관개 시스템 등) 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부에 또는 그 근처에 위치된 센서에 의해 획득되는 온도 측정치의 정확성이 증가할 수 있다.

[0252] 또한, 관개 유체는 (예를 들어, 관개 유속이 더 높을 때 요구될 수도 있는 난류 프로파일과는 대조적으로) 층류(laminar flow) 프로파일에 특징이 있는 더 낮은 유속으로 전달될 수 있기 때문에, 더 높은 유속으로부터 야기되는 파괴적인 유체 역학 효과는 바람직하게 회피되거나 또는 적어도 감소될 수 있다. 따라서, 유체의 층류(및/또는 보다 높은 유속 시스템에 비해 유체의 현저히 낮은 유속과 관련하여)는 전극, 치료되는 조직 및/또는 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부를 따른 위치 근처에 위치된 센서가 더 정확하게 온도를 측정할 수 있도록 한다.

[0253] 또한, 전극을 따라 또는 그 근처에 배치된 열 션트 컴포넌트는 전달되는 열을 유지하지 않으며, 전극 및/또는 치료되는 대상의 인접한 조직으로부터 열을 전달하는데 매우 효과적이기 때문에, 보다 긴 전극 및/또는 보다 큰 열 전달 부재 또는 부분을 가져야 할 필요가 유용하게 제거될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 열 전달 부재(열 션트 부재와 대조적으로 및 반대로)를 사용하는 종래의 시스템 또는 열 전달 부재 또는 컴포넌트를 전혀 사용하지 않는 시스템은 전극과 주변 환경 사이의 열 전달(예를 들어, 전극을 지나 흐르는 혈액, 카테터의 내부를 통과하는 관개 유체 등)에 의존하여 전극을 냉각하려고 한다. 결과적으로, 전극 또는 종래의 열 전달 부재의 길이, 크기 및/또는 다른 치수가 증가될 필요가 있다. 이는 전극 및/또는 열 전달 부재와 열 전달을 제공할 유체(예를 들어, 혈액, 관개 유체 등) 사이의 향상된 열 전달을 위해 표면적을 증가시키게 된다. 그러나, 본 명세서에 개시된 다양한 실시예에서, 전극 및/또는 열 션트 컴포넌트 또는 열 션트 네트워크의 다른 부재에 대해 이러한 확대된 표면 영역을 제공할 필요가 없다는 것이 장점이다. 따라서, 전극은, 열 전달 용량에 기초하여 크기를 크게(oversize)할 필요가 없이, 의도된 제거/가열 및/또는 (예를 들어, 고분해능) 매핑 특성에 기초하여 크기를 정할 수 있다. 이러한 오버사이징은 병변 형성 처치의 안전성과 효능에 부정적인 영향을 미칠 수 있다.

[0254] 따라서, 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 일부 실시예에서, 열 션트 재료의 크기는 (예를 들어, 종래의 시스템에서 열 전달 부재의 크기와 비교하여) 유용하게 감소될 수 있다. 치료 처치 중에 발생된 열은, 전달되는 열을 유지하는 네트워크의 위험 없이, 열 션트 네트워크를 통해 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 효율적이고 신속하게 전달될 수 있다. 일부 실시예에서, 열은 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 통과하는 관개 유체로 션트될 수 있다. 다른 실시예에서, 열은 관개 유체로의 열 션트에 추가로 또는 대신하여, 카테터 또는 다른 의료

기구의 외부를 따라 배치된 열 선트 부재를 통해 대상의 주변 체액(예를 들어, 혈액)으로 전달될 수 있다.

[0255] 일부 실시예에 따르면, (예를 들어, 도 13 내지 17b에 도시된 구성에서와 같은) 카테터 또는 다른 의료기구의 외부로 연장되는 열 선트 부재의 전체 길이(예를 들어, 길이 방향을 따라)는 1~3 mm(예를 들어, 1-1.5, 1.5-2, 2-2.5, 2.5-3 mm, 상기 값 사이의 길이 등)일 수 있다. 상술한 바와 같이, 비교적 짧은 노출 길이에도 불구하고, 열 선트 부재는 열을 유지하지 않고 전극 및/또는 절제되는 조직으로부터 열을 효과적으로 전달할 수 있다.

[0256] 일부 실시예에 따르면, (예를 들어, 도 13 내지 17b에 도시된 구성에서와 같은) 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 따라 연장되는 열 선트 부재의 전체 길이(예를 들어, 길이 방향을 따라)는 1~30 mm(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20, 20-25, 25-30 mm, 상기 값 사이의 길이 등)일 수 있다. 상술한 바와 같이, 비교적 짧은 전체 길이에도 불구하고, 열 선트 부재는 열을 유지하지 않고 열을 전극 및/또는 절제되는 조직으로부터 카테터 또는 다른 의료기구의 관개 채널을 통과하는 유체로 효과적으로 전달할 수 있다.

[0257] 일부 실시예에 따르면, (예를 들어, 도 13 내지 17b에 도시된 구성에서와 같은) 전극이 더해진 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 따라 연장되는 열 선트 부재의 전체 길이(예를 들어, 길이 방향을 따라)는 1~30 mm(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20, 20-25, 25-30 mm, 상기 값 사이의 길이 등)일 수 있다. 상술한 바와 같이, 비교적 짧은 전체 길이에도 불구하고, 열 선트 부재는 열을 유지하지 않고 열을 전극 및/또는 절제되는 조직으로부터 카테터 또는 다른 의료기구의 관개 채널을 통과하는 유체로 효과적으로 전달할 수 있다.

[0258] 도 13에 도시된 바와 같이, 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부의 내부는 관개 도관 또는 통로(1804)와 유체 연통하는 냉각 챔버 또는 영역(1820)을 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 일부 실시예에 따르면, 냉각 챔버(1820)는 유체 도관 또는 통로(1804)의 직경 또는 단면 치수보다 큰 직경 또는 단면 치수를 포함한다. 예를 들어, 일부 구성에서, 냉각 챔버 또는 영역(1820)의 직경 또는 다른 단면 치수는, 바람직하거나 필요하면, 유체 통로 또는 통로(1804)의 직경 또는 단면 치수의 대략 1 내지 3 배(예를 들어, 1-1.1, 1.1-1.2, 1.2-1.3, 1.3-1.4, 1.4-1.5, 1.5-1.6, 1.6-1.7, 1.7-1.8, 1.8-1.9, 1.9-2.0, 2.0-2.1, 2.1-2.2, 2.2-2.3, 2.3-2.4, 2.4-2.5, 2.5-2.6, 2.6-2.7, 2.7-2.8, 2.8-2.9, 2.9-3, 이들 사이의 값 등)이다. 다른 실시예에서, 냉각 챔버 또는 영역(1820)의 직경 또는 다른 단면 치수는, 바람직하거나 필요하면, 유체 도관 또는 통로(1804)의 직경 또는 단면 치수의 대략 3 배 이상(예를 들어, 3-3.5, 3.5-4, 4-5, 상기 범위 사이 값, 5 이상 등)이다. 다른 실시예에서, 냉각 챔버 또는 영역(1820)의 직경 또는 단면 치수는, 바람직하거나 필요하면, 유체 도관 또는 통로(1804)의 직경 또는 단면 치수와 유사하거나 동일(또는 유체 도관 또는 통로의 직경보다 작다)하다.

[0259] 도 14는 절제 시스템(1900)의 다른 실시예의 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부를 도시한다. 도시된 바와 같이, 카테터는 그 원단부를 따라 하나 이상의 에너지 전달 부재(1930)(예를 들어, 스플릿-팁 RF 전극, 다른 유형의 전극, 다른 유형의 절제 부재 등)를 포함한다. 도 13와 마찬가지로, 도시된 구성은 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 하나 이상의 유체 도관 또는 통로를 사용하는 능동 냉각 시스템을 포함한다.

[0260] 계속해서도 14을 참조하면, 절제 시스템(1900)의 카테터 또는 의료기구는 냉각 유체(예를 들어, 식염수)가 카테터의 내부(예를 들어, 전극 또는 다른 에너지 전달 부재의 위치로 및/또는 그 근처)를 적어도 부분적으로 통해 순환하여 전극 또는 다른 에너지 전달 부재로부터 열을 전달하는 폐쇄형 관개 시스템(예를 들어, 비개방형 관개 시스템)을 포함한다. 도시된 바와 같이, 시스템은 대상의 내부 및/또는 인접한 표적 조직에 배치되도록 구성된 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 적어도 부분적으로 통해 연장하는 2개의 분리된 도관 또는 통로(1904, 1906)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 하나의 유체 도관 또는 통로(1904)는 카테터 또는 의료기구의 (예를 들어, 전극, 절제 부재 또는 다른 에너지 전달 부재에 인접한) 원단부에 유체(예를 들어, 염수)를 전달하도록 구성되는 반면, 분리된 도관 또는 통로(1906)는 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부에 또는 근처에 전달된 냉각 유체를 근위로 복귀시키도록 구성된다. 다른 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 하나 이상의 통로 또는 도관이 원단부로 유체를 전달 및/또는 하나 이상의 통로 또는 도관이 원단부로부터 유체를 복귀시킨다.

[0261] 도 14의 실시예에서, 유체 전달 도관 또는 통로(1904)는 전극 또는 다른 에너지 전달 부재(1930)의 내부에서 연장되는 냉각 챔버 또는 영역(1920)과 유체 연통한다. 도시된 구성에서, 유체 전달 도관 또는 통로(1904)의 출구(1905)는 원단부 또는 유체 복귀 도관 또는 통로(1906)의 입구(1907)에 근접한 위치에 위치한다. 따라서, 도시된 실시예에서, 냉각 챔버 또는 영역(1920)은 유체 전달 도관 또는 통로(1904)의 출구(1905)와 유체 복귀 도관

또는 통로(1906)의 입구(1907) 사이에서 대체로 연장된다. 그러나, 다른 실시예에서, 냉각 챔버 또는 부분(1920)의 길이, 배향, 위치 및/또는 다른 세부 사항은, 바람직하거나 필요하면, 변경될 수 있다. 또한, 일부 실시예에서, 카테터 또는 다른 의료기구는 별도의 냉각 챔버 또는 부분을 포함하지 않은 폐쇄형 유체 냉각 시스템(예를 들어, 냉각 유체가 카테터 또는 의료기구를 통해 순환되는)을 포함할 수 있다. 폐쇄-루프 유체 냉각 시스템에서 카테터 또는 의료기구의 다양한 유체 전달 및/또는 리턴 라인(예를 들어, 통로, 도관 등)의 정확한 방향에 관계없이, 유체는 카테터 또는 다른 의료기구의 적어도 일부(전극 또는 에너지를 공급하고 있는 에너지 전달 부재에 인접 및/또는 그 근처)를 통해 단순하게 순환하여 전극 또는 에너지 전달 부재로부터 열을 선택적이고 유용하게 전달한다. 따라서, 이러한 실시예에서, 다양한 유체 도관 또는 통로는 전극 또는 다른 에너지 전달 부재와 열적으로 연통한다.

[0262] 일부 실시예에서, 냉각 유체(예를 들어, 식염수)를 대상으로 방출하지 않으면서, 절제 시스템의 전극(또는 다른 에너지 전달 부재) 및 따라서 대상의 표적 조직으로부터 열을 전달하는 것은 유용하다. 예를 들어, 일부 구성에서, 생리 식염수 또는 다른 냉각 유체를 심장, 혈관 및/또는 대상의 다른 표적 영역으로 배출하면 대상에게 부정적인 생리학적 결과(예를 들어, 심부전)가 발생할 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, 폐쇄형 유체 냉각 시스템을 구비하거나 또는 능동 유체 냉각 시스템을 구비하지 않은 카테터 또는 다른 의료기구를 포함하는 절제 시스템으로 대상을 치료하는 것이 바람직하다.

[0263] 도 14의 실시예(및/또는 본 명세서에 개시된 다른 실시예)에서와 같이, 도시된 카테터는 시스템(1900)의 전극, 절제 부재 또는 다른 에너지 전달 부재(1930)와 열적으로 연통하는 하나 이상의 열 선트 부재(1950)를 포함한다. 상술한 바와 같이, 열 선트 부재(1950)는 공업용 다이아몬드, 그래핀, 실리카, 유용한 열 확산율 특성을 가진 탄소계 재료 등을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 열 선트 부재에 포함된 재료의 열 확산율 및/또는 (예를 들어, 단일 부재 또는 구조로 보았을 때) 전체 열 선트 네트워크 또는 어셈블리의 열 확산율은 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상(예를 들어, 1.5-2, 2-2.5, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, 20 cm^2/sec 이상)이다.

[0264] 도 15는 절제 시스템(2000)의 카테터 또는 다른 의료기구의 또 다른 실시예를 도시하며, 그 원단부를 따라 및/또는 그 근처의 하나 이상의 열 전달 부재(2050)(예를 들어, 열 선트 부재)를 포함할 수 있다. 도 13 및 도 14의 구성과는 달리, 도시된 실시예에는 능동 유체 냉각 시스템을 포함하지 않는다. 즉, 카테터 또는 다른 의료기구는 유체 도관 또는 통로를 포함하지 않는다. 대신에, 일부 실시예들에서, 도 15에 도시된 바와 같이, 카테터의 원단부는 그 내부를 따라 하나 이상의 내부 부재(예를 들어, 내부 구조 부재)(2070)를 포함한다. 이러한 내부 부재(2070)는 양호한 열 확산율 특성을 갖는 부재 또는 재료를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 내부 부재(2070)는, 예를 들어, 공업용 다이아몬드 또는 그래핀과 같은 열 선트 부재(2050)와 동일하거나 유사한 열 확산율 특성 또는 성질을 포함한다. 일부 실시예에서, 내부 부재(2070)에 포함된 재료의 열 확산율 및/또는 (예를 들어, 단일 부재 또는 구조로 보았을 때) 전체 열 선트 네트워크 또는 어셈블리의 열 확산율은 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상(예를 들어, 1.5-2, 2-2.5, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, 20 cm^2/sec 이상)이다. 그러나, 다른 실시예에서, 내부 부재(들)는 높은 열 선트 재료 및/또는 부재를 포함하지 않는다. 그러나, 다른 실시예에서, 내부 부재(2070)는 열 선트 부재(2050)와 유사한 재료 또는 부재를 포함하지 않는다. 예를 들어, 일부 구성에서, 내부 부재(들)(2070)은 $1 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이하의 열 확산율을 갖는 재료(들)를 포함하는 하나 이상의 컴포넌트 또는 부재를 포함할 수 있다.

[0265] 도 15의 실시예를 계속 참조하면, 카테터 또는 의료기구의 원단부를 따른 체적은 상기 체적을 적어도 부분적으로 점유하는 구조 부재를 포함한다. 이것은 본 명세서에 개시된 다른 실시예들과 대조적인데, 카테터 또는 의료기구의 원단부의 적어도 일부는, 냉각 유체가 전달 및/또는 카테터 또는 의료기구를 통해 순환될 때, 냉각 유체(예를 들어, 식염수)을 수용하도록 구성된 캐비티(예를 들어, 냉각 챔버)을 포함한다.

[0266] 도 15에 도시된 것과 같은 실시예에서, 활성 유체 냉각이 절제 시스템(2000)의 카테터 또는 다른 의료기구의 디자인에 통합되지 않는 경우, 전극(또는 다른 에너지 전달 부재)(2030)에 의해 생성된 열은, 열 선트 부재(및/또는 내부 부재(2070), 내부 부재(2070)가 유용한 열 선트 특성, 예를 들어, 유용한 열 확산율 특성을 갖는 재료를 또한 포함하는 범위까지)를 포함하지만 이에 한정되지는 않는, 열 전달 부재(2050)의 방열 특성의 결과로서 카테터 또는 의료기구의 원단부를 따라 더욱 고르게 방열될 수 있다. 따라서, 열 선트 부재(2050)는 전극 또는 다른 에너지 전달 부재로부터 열을 방열시키도록 도움으로써(예를 들어, 전극 또는 다른 에너지 전달 부재와의 직접 또는 간접적인 열 접촉을 통해) 임의의 국부적인 열점(예를 들어, 전극 또는 다른 에너지 전달 부재의 원

단부 및/또는 근단부를 따라)의 가능성을 감소시킬 수 있다. 따라서, 열은 카테터의 보다 큰 부피, 영역 및/또는 부분을 따라 열 션트 부재(2050)의 도움으로보다 고르게 분포될 수 있다. 상술한 바와 같이, 열 션트 부재의 사용은 사용 중에 전극 및 치료되는 조직으로부터 열을 신속하고 효율적으로 전달할 수 있다. 유용한 열 확산을 특성을 포함하는 재료를 사용하면 열 유지의 부정적인 영향(예를 들어, 탄화, 혈전 형성 및/또는 기타 열 관련 문제를 유발할 수 있음) 없이 비교적 빠른 열 전달을 달성할 수 있다.

[0267] 또한, 일부 실시예에서, 카테터 또는 의료기구가 배치되는 대상의 혈액 또는 다른 천연 체액의 흐름은 전극 또는 다른 에너지 전달 부재로부터 열을 제거하는 것을 용이하게 할 수 있다. 예를 들어, 사용 중에 카테터의 외부에 인접한 혈액의 지속적인 흐름은 카테터의 원단부로부터 열을 제거하는 것을 도울 수 있다. 이러한 열 전달은 카테터의 외부와 열적으로 연통하는 하나 이상의 열 션트 부재의 존재에 의해 더욱 강화되거나 개선될 수 있다. 예를 들어, 도 15에 도시된 바와 같은 일부 구성에서, 하나 이상의 열 션트 부재(2050)는 카테터 또는 다른 의료기구의 외부로 연장될 수 있다. 따라서, 카테터 또는 의료기구가 사용 중에 대상 내에 삽입될 때 혈액(및/또는 다른 체액)이 카테터 또는 다른 의료기구를 지나 이동하므로, 열은 열 션트 부재(2050)를 통해 혈액 및/또는 카테터에 인접하여 이동하는 다른 체액으로 유리하게 이동될 수 있다. 다시 말하면, 유용한 열 확산을 특성을 갖는 열 션트 재료를 사용하면 열이 이러한 재료 내에 유지되지 않도록 하여 보다 안전한 절제 시스템 및 치료 처리를 생성하게 한다.

[0268] 또한, 도 16a 및 도 16b는 원단부를 따라 및/또는 원단부 근처에 하나 이상의 열 전달 부재(2050)(예를 들어, 열 션트 부재)를 포함하는 절제 시스템(2100)의 카테터 또는 다른 의료기구의 다른 실시예를 도시한다. 본 명세서에 개시된 다른 실시예와 달리, 도시된 시스템은 카테터의 내부로 보다 깊게 연장되는 근위 전극 또는 전극부(2130)을 포함한다. 예를 들어, 도 116b의 단면도에 도시된 바와 같이, 근위 전극(2130)은 관개 채널(2120)의 외측으로 또는 그 근처로 연장될 수 있다. 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 관개 채널(2120)은, 예를 들어, 스테인리스 스틸과 같은 하나 이상의 금속, 합금 및/또는 다른 강성(rigid) 및/또는 반강성(semi-rigid) 물질을 포함할 수 있다.

[0269] 계속해서도 16a 및 도 16b를 참조하면, 근위 전극 또는 근위 전극부(2130)은, 본 명세서에 개시된 다양한 스플릿-팁 실시예들에 따른 스플릿-팁 전극 시스템의 일부일 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, 스플릿 팁 전극 구성이 적절하게 작동하기 위해, 원위 전극(2110)은 근위 전극(2130)으로부터 전기적으로 절연된다. 도시된 구성에서, 근위 전극(2130)이 금속(따라서 전기 전도성) 관개 튜브(2120)까지 또는 그 근처까지 연장되기 때문에, 적어도 하나의 전기 절연 층, 코팅, 부재, 부분, 장벽 및/또는 이와 유사한 것들(2128)이 전극(2130)과 관개 튜브(2120) 사이에 배치된다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 전기적 절연 부재(2128)는, 바람직하거나 필요하면, 폴리이미드, 다른 종합체 물질 및/또는 다른 전기적 절연 재료의 하나 이상의 층을 포함한다. 이러한 전기 절연 층 및/또는 다른 부재(2128)는, 근위 전극(2130)으로부터 원위 전극(2110)을 전기적으로 절연시키기 위해 관개 튜브(2120) 주위에 위치될 수 있는, 다이아몬드 및/또는 다른 전기 절연 열 션트 부재 대신에 사용될 수 있다.

[0270] 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에 따르면, 근위 및/또는 원위 전극(2130, 2110)은 하나 이상의 금속 및/또는 합금을 포함할 수 있다. 예를 들어, 전극은 백금, 스테인리스 스틸 및/또는 임의의 다른 생체 적합성 금속 및/또는 합금을 포함할 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, 관개 튜브(2120)까지 또는 그 근처로 연장되는 더 두꺼운 근위 전극(2130)은 "슬러그", 예를 들어, "백금 슬러그"로 지칭될 수 있다. 논의된 바와 같이, 이러한 구성에서, 내부 다이아몬드 및/또는 다른 열 션트 부재에 대한 필요가 제거될 수 있다. 그 대신에, 그러한 실시예에서, 도 16b에 도시된 바와 같이, "슬러그" 또는 더 두꺼운 근위 전극(2130)의 근단부 및 원단부는, 전극(2130) 및/또는 치료되는 대상의 조직으로부터 열을 션트하는 것을 돋기 위해 하나 이상의 열 션트 부재(예를 들어, 다이아몬드)와 열적으로 연통되도록 배치될 수 있다. 따라서, 일부 실시예에서, 근위 전극 또는 슬러그(2130)의 근위면 및/또는 원위면은, 바람직하거나 필요하면, 인접한 열 션트 부재와 양호하게 열 접촉하도록 배치될 수 있다.

[0271] 계속해서도 16b를 참조하면, 일부 실시예에 따르면, 관개 튜브(2120)의 적어도 일부(2222)는 천공되고 및/또는 하나 이상의 개구(2123)를 갖는다. 일부 실시예에서, 이러한 개구부(2123)는, 관개 채널(2120) 내부에서 운반되는 관개 유체를 인접한 열 션트 부재(예를 들어, 다이아몬드, 그래핀, 실리카 등)와 직접 물리적 및 열적으로 연통하게 하여 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 열을 신속하고 효율적으로 전달하게 할 수 있다. 일부 실시예에서, 관개 유체와 션트 부재 사이의 직접적인 물리적 및/또는 열적 연통은, 관개 채널(2120)의 내부를 통과하는 관개 유체(예를 들어, 식염수)로의 향상된 열 전달을 제공한다. 도시된 실시예에서, 천공부(2222)를 따른 개구(2123)는 대체로 원형 형상이며 서로에 대해 고르게 분포된다(예를 들어, 서로에 대해 대체로 균일한 분포 또는 간격을 포함 함). 그러나, 다른 구성에서, 채널(2120)의 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)을 따르는 개구

(2123)의 크기, 형상, 간격 및/또는 다른 특성은, 바람직하거나 필요하면, 변경될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 개구(2123)는 타원, 다각형(예를 들어, 정사각형 또는 직사각형, 삼각형, 오각형, 육각형, 팔각형 등), 불규칙 형상 등일 수 있다. 일부 실시예에서, 개구부는 슬롯이 형성되거나 신장된다.

[0272] 정확한 모양, 크기, 방향, 간격 및/또는 다른 세부 사항에 관계없이, 채널(2120)의 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)을 포함하는 개구(2123)는, 채널(2120)의 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)의 표면 영역의 30%-70%(예를 들어, 30-35, 35-40, 40-45, 45-50, 50-55, 55-60, 60-65, 65-70 %, 상기 범위 사이의 퍼센티지 등)에 대해 관개 유체와 인접한 다이아몬드(및/또는 다른 열 센트 부재)(1150) 사이의 직접 접촉을 제공할 수 있다. 다른 실시예에서, 채널(2120)의 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)을 포함하는 개구(2123)는, 바람직하거나 필요하면, 채널(2120)의 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)의 표면 영역의 30%이하(예를 들어, 1-5, 5-10, 10-15, 15-20, 20-25, 25-30%, 상기 범위 사이의 퍼센티지, 1 % 이하 등) 또는 30%-70% 이상(예를 들어, 30-35, 35-40, 40-45, 45-50, 50-55, 55-60, 60-65, 65-70 %, 상기 범위 사이의 퍼센티지 등)에 대해 관개 유체와 인접한 다이아몬드(및/또는 다른 열 센트 부재)(2150) 사이의 직접 접촉을 제공할 수 있다. 이러한 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)은 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에 통합될 수 있다. 또한, 도 16a 및 도 16b의 시스템을 포함하는 본 명세서에 개시된 실시예들 중 어느 것이든 제한 없이, 하나 이상의 천공된 또는 직접 접촉 영역(2122)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 16a 및 도 16b는 근위 슬러그 또는 전극(2130)의 원단부를 따라 및/또는 열 센트 부재에 인접한 임의의 다른 부분을 따라 제2 천공된 또는 직접 접촉 영역을 포함할 수 있다.

[0273] 도 16b에 도시된 바와 같이, 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부를 통해 연장되는 관개 채널(2120)과 유체 연통하는 관개 튜브(예를 들어, 연질 폴리우레탄 또는 다른 폴리머 도관)(2104)의 원단부는 이러한 채널(2120)의 내부에 적어도 부분적으로 배치된다. 이러한 구성은 본 명세서에 개시된 임의의 실시예 또는 그 변형 예에 통합될 수 있다. 일부 실시예에서, 관개 튜브(2104)의 원단부는 원위 채널(2120)의 내부에 압입(press-fit)되도록 크기, 형상 및/또는 달리 구성될 수 있다. 그러나, 일부 실시예에서, 예를 들어, 접착제, 열 본딩, 패스너 등과 같은 하나 이상의 다른 부착 장치 또는 방법은, 바람직하거나 필요하면, 관개 튜브(2104)를 관개 채널(2120)에 체결하는데 사용될 수 있다.

[0274] 열 센트 특성을 포함하는 카테터 또는 다른 의료기구(2200)의 원단부의 다른 실시예가 도 16c에 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 근위 전극 또는 슬러그(2230)는 카테터의 내부를 향해(예를 들어, 관개 채널(2220)로 또는 그 근처로) 연장된다. 그러나, 도시된 전극(2230)은 도 16a 및 도 16b의 실시예보다 대체로 얇다(예를 들어, 그 만큼 연장되지 않는다). 도시된 실시예에서, 양호한 열 확산을 특성을 갖는 하나 이상의 열 센트 부재(예를 들어, 다이아몬드, 그래핀, 실리카 등)가 근위 전극 또는 슬러그(2230)의 내부와 관개 채널(2220) 사이에 배치된다. 따라서, 이러한 구성에서, 전극(2230) 및/또는 치료되는 대상의 조직에서 생성된 열은 전극 및/또는 조직으로부터 보다 신속하고 효율적으로 전달될 수 있을뿐만 아니라, 다이아몬드 또는 다른 전기적 절연 열 센트 부재 또는 네트워크(2250)는 금속(예를 들어, 스테인레스 스틸) 관개 채널(2220)과 근위 전극 또는 슬러그(2230) 사이에 필요한 전기적 절연을 제공할 수 있다. 본 명세서에 언급된 바와 같이, 이러한 전기적 절연은 스플릿-팁(split-tip) 디자인에 도움이 된다.

[0275] 절제 시스템의 다른 실시예의 원위부(2300)가 도 17a 및 도 17b에 도시되어 있다. 도시된 바와 같이, 시스템은 근위 전극 또는 슬러그(2330) 및 원위 전극(2310)을 갖는 스플릿 팁 디자인을 포함한다. 또한, 카테터 또는 다른 의료기구는 (예를 들어, 다이아몬드, 그래핀, 실리카 및/또는 유리한 열 확산을 특성을 갖는 다른 물질을 포함하는) 열 센트 네트워크를 제한 없이 포함하는 하나 이상의 열 전달 부재(2350)를 포함한다. 일부 실시예에 따르면, 예시된 구성에 도시된 바와 같이, 열 센트 네트워크(2350)는, 바람직하거나 필요하면, 카테터 또는 의료기구의 외부로 연장되는 링 및/또는 근위 전극 내에(예를 들어, 근위 전극의 아래에) 배치되는 하나 이상의 내부 부재(2330)를 포함한다. 또한, 본 명세서에 개시된 다른 실시예에서와 같이, 하나 이상의 온도 센서(2392, 2394)는 시스템의 하나 이상의 부분을 따라(예를 들어, 원위 전극(2310)을 따라 또는 그 근처, 근위 열 센트 부재를 따라 또는 그 근처, 근위 전극(2330)을 따라 또는 그 근처 등)에 배치되어 치료되는 조직의 온도를 검출할 수 있다. 이러한 온도 센서(예를 들어, 씨모커플)에서 더 상세히 설명된 바와 같이, 팁의 배향을 감지하고, 팁과 조직 등 사이에 접촉이 이루어졌는지(및/또는 어느 정도까지)를 결정하는데 사용될 수도 있다.

[0276] 계속해서도 도 17a 및 도 17b의 실시예를 참조하면, 카테터 또는 다른 의료기구는 근위 커플링 또는 부재(2340)를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 그러한 커플링 또는 부재(2340)는 관개 도관(예를 들어, 폴리우레탄, 다른 중합체 또는 다른 가요성 도관 등)(2304)에 연결되고 관계 도관(2304)과 유체 연통하게 배치된다. 예를 들어, 도시된 실시예에서, 관개 도관(2304)의 원단부는 커플링(2340)의 근단부(예를 들어, 리세스) 내에 삽입되도록 크기, 형상 및 다른 방법으로 구성된다. 일부 실시예에서, 관개 도관(2304)은 커플링(2340)의 리세스 내에

압입된다. 그러나, 다른 구성에서, 하나 이상의 다른 부착 장치 또는 방법(예를 들어, 접착제, 용접, 패스너 등)은, 바람직하거나 필요하면, 압입을 대신하거나 이에 추가되어, 도관(2304)을 커플링(2340)에 체결하는데 사용될 수 있다. 관개 도관(2304)과 커플링(2340) 사이 체결의 정확한 메카니즘에 관계없이, 도관(2304)을 통과하는 유체는 커플링(2340)의 매니폴드(2342)로 들어갈 수 있다. 일부 실시예에서, 매니폴드(2342)는 관개 유체 흐름을 둘 이상의 경로(2344)로 분할할 수 있다. 그러나, 일부 실시예에서, 커플링(2340)은 매니폴드를 갖지 않는다. 예를 들어, 커플링(2340)에 유입되는 관개 유체는, 바람직하거나 필요하면, 단일 유체 경로를 따라서만 라우팅될 수 있다.

[0277] 도 17a 및 도 17b의 실시예에서, 커플링(2340)의 매니폴드(또는 다른 흐름 분할 특징, 장치 또는 컴포넌트)(2342)는 세 개의 상이한 유체 경로로 관개 흐름을 분리한다. 도시된 바와 같이, 이러한 각각의 유체 경로는 별도의 유체 도관 또는 서브 도관(2320)과 유체 연통하게 배치될 수 있다. 일부 실시예에서, 이러한 유체 도관(2320)은 카테터 또는 다른 의료기구의 중심선에 대해 등간격으로 이격되어(예를 들어, 방사상으로) 있다. 예를 들어, 도관(2320)은 서로에 대해 120도로 또는 대략 120도로 이격될 수 있다. 도시된 바와 같이, 도관(2320)은 근위 열 션트 부재(2350) 및 근위 슬러그 또는 전극(2330)을 적어도 부분적으로 통해 연장된다. 그러나, 다른 실시예에서, 매니폴드(2342, 2344) 및/또는 유체 도관(2320)의 배향, 간격 및/또는 다른 세부 사항은 변경될 수 있다. 또한, 매니폴드 시스템으로부터 시작된 유체 도관(2320)의 수는 3 이상(예를 들어, 4, 5, 6, 7, 7 이상) 또는 3 이하(예를 들어, 1, 2)일 수 있다.

[0278] 시스템이 개방형 관개 시스템을 포함하는 일부 실시예에서, 도 17b의 단면도에 도시된 바와 같이, 하나 이상의 관개 유체 출구(2332a, 2332b, 2332c)는 유체 도관(2320) 중 하나 이상을 따라 제공될 수 있다. 도시된 바와 같이, 이러한 유체 출구(2332)는 근위 전극(2330) 내에 제공될 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 이러한 출구(2332)는 근위 전극(2330) 대신에 또는 이에 추가되어, 시스템의 하나 이상의 다른 부분(예를 들어, 열 션트 부재(2350), 원위 전극(2310) 등) 내에 포함될 수 있다. 이러한 구성(예를 들어, 근위 전극을 통해서 매니폴드 및/또는 개구를 포함하는 구성)은 본 명세서에 개시된 임의의 절제 시스템 실시예에 통합될 수 있다. 본 명세서에 개시된 다른 관개 시스템 구성과 마찬가지로, 열은 (전극, 치료되는 조직, 시스템의 하나 이상의 다른 부분 등으로부터) 도관 및/또는 유체 출구를 통과하는 관개 유체로 션트되어 사용 중에 시스템으로부터 신속하고 효율적으로 방열될 수 있다. 일부 실시예에서, 도 17a 및 도 17b에 도시된 바와 같이, 2 이상의 유체 출구(2332)의 상대적인 크기, 형상 및/또는 다른 구성은 변경될 수 있다. 예를 들어, 일부 구성에서, 각각의 도관(2320)을 통과하는 유체의 유체 유압의 균형을 보다 좋게하기 위해(예를 들어, 각각의 출구(2332)를 통과하는 유속의 균형을 보다 좋게하기 위해), 근위 유체 출구는 하나 이상의 원위 유체 출구보다 작을 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 2개 이상(또는 대부분 또는 모든)의 유체 출구(2332)는 동일한 형상, 크기 및/또는 다른 특성을 포함한다.

[0279] 일부 실시예에서, 유체 출구의 배향은 그들이 위치되는 카테터 또는 다른 의료기구의 반경 방향에 대해 기울어질 수 있다. 이러한 기울어짐 또는 오프셋은, 카테터 또는 다른 의료기구의 원단부를 따라 배치된 임의의 유체 출구(예를 들어, 도 13, 도 16a 및 도 16b 및 도 16c에 도시된 원위 전극을 따라 위치된 유체 출구, 도 17a 및 도 17b에 도시된 근위 전극을 따라 위치된 유체 출구 등)에서 발생할 수 있다. 출구가(예를 들어, 카테터 또는 의료기구의 방사 방향에 대해, 카테터 또는 의료기구의 길이방향 중심선에 수직한 방향에 대해) 기울어지거나 오프셋되는 정도는, 바람직하거나 필요하면, 변경될 수 있다. 예를 들면, 유체 개구는 방사 방향에 대해 0 내지 60도(예를 들어, 0-5, 5-10, 10-15, 15-20, 20-25, 25-30, 30-35, 35-40, 40-45, 45-50, 50-55, 55-60도, 상기 범위들 사이의 각도 등)로 기울어지거나 오프셋 될 수 있다. 일부 실시예에서, 유체 개구는, 바람직하거나 필요하면, 방사 방향에 대해 60도 이상(예를 들어, 60-65, 65-70, 70-75도, 상기 범위 사이의 각도, 70도 이상 등) 기울거나 오프셋된다.

[0280] 일부 실시예에 따르면, 원위 전극을 따라 또는 그 근처에 위치한 유체 출구 또는 개구는 원위로(예를 들어, 대응하는 유체 출구 또는 개구의 위치로부터 먼 방향으로) 기울어지거나 오프셋된다. 일부 실시예에서, 근위 전극을 따라 또는 그 근처에 위치한 유체 출구 또는 개구는 근위로(예를 들어, 대응하는 유체 출구 또는 개구의 위치에 가까운 방향으로) 기울거나 오프셋된다. 따라서, 일부 실시예들에서, 원위 전극들에서 또는 그 근처에서 나가는 관개 유체는 상응하는 유체 출구들(들)에 대해 원위 방향으로 전달되고, 근위 전극들에서 또는 그 근처에서 나가는 관개 유체는 상응하는 근방 전극들에서 나가는 관개 유체는 상응하는 유체 출구에 대해 근위 방향으로 전달된다. 일부 실시예에서, 이러한 구성은 전극을 따라 또는 그 근처에 생성될 수 있는 열점을 냉각하는 것을 도울 수 있다. 또한, 이러한 구성은 혈전 및/또는 응고 형성의 기회를 감소시키는 것을 돋기 위해 그 부위의 혈액을 희석시키는 것을 도울 수 있다.

[0281]

다수의 온도 센서

[0282]

일부 실시예에 따르면, 의료기구(예를 들어, 절제 카테터)는 의료기구의 원위부를 따라 상이한 위치에 축 방향으로 이격된 다수의 온도 측정 장치(예를 들어, 씨모커플, 서미스터, 다른 온도 센서)를 포함할 수 있다. 축 방향 이격은 의미있는 공간 온도 구배의 측정을 유용하게 가능하게 한다. 온도 측정 장치들 각각은 독립적인 온도 측정치를 제공하기 위해 다른 온도 측정 장치들 각각으로부터 분리될 수 있다. 온도 측정 장치는 에너지 전달 부재(들)의 온도를 직접 측정하지 않도록 하나 이상의 에너지 전달 부재(예를 들어, 무선 주파수 전극)로부터 열적으로 절연될 수 있어서, 열 전달 부재의 열 효과로부터 절연된 온도 측정을 용이하게 한다. 의료기구는, 의료기구의 원위 팀 또는 말단에 또는 그에 인접하게 배치된 복수(예를 들어, 세트, 어레이, 그룹)의 제1 온도 센서를 포함할 수 있다. 복수의 제1 온도 센서는, 등거리 또는 비 등거리 방식으로, 의료기구의 제1 단면 평면을 따라 의료기구 주위에 (예를 들어, 원주 방향으로, 방사상으로) 이격될 수 있다. 또한, 의료기구는 제1 단면 평면에 가까운 의료기구의 제2 단면 평면을 따라 복수의 제1 온도 센서로부터 근위로 이격된 복수의 제2 온도 센서를 포함하여, 다수의 위치에서 온도 측정치를 획득할 수 있다. 일부 실시예에서, 복수의 제2 온도 센서는 전극 또는 다른 에너지 전달 부재(의료기구(예를 들어, 절제 카테터)가 단일 전극 또는 다른 에너지 전달 부재를 포함) 또는 가장 가까운 전극 또는 다른 에너지 전달 부재(의료기구가 다수의 전극 부재 또는 다른 에너지 전달 부재를 포함)의 근단부(예를 들어, 모서리)에 인접하여 배치된다.

[0283]

온도 센서로부터 획득된 온도 측정치는, 다른 것들 중에서 특히, 조직 표면에 대한 의료기구의 원위 팀의 배향을 결정하고, 의료기구에 의해 형성된 병변의 피크 온도 구역의 추정 온도 및/또는 병변의 피크 온도 구역의 추정 위치를 결정하는데 유용하게 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 온도 센서 또는 다른 온도 측정 장치를 사용하여 이루어진 결정은, 혈관 내에서 사용되는 경우 탄화 또는 혈전을 방지하기 위해 치료 파라미터(예를 들어, 목표 온도, 파워, 지속 시간, 배향)를 조정 및/또는 병변 파라미터(예를 들어, 심도, 폭, 피크 온도 구역의 위치, 피크 온도)를 제어하는데 사용되어, 더 안정적이고 안전한 치료(예를 들어, 절제) 처치를 제공할 수 있다. 따라서, 의료 장치(예를 들어, 카테터, 프로브 등)의 원단부를 따라 위치된 에너지 전달 부재(예를 들어, RF 전극, 마이크로파 에미터, 초음파 변환기, 저온 에미터, 다른 에미터 등)로의 파워 전달 또는 다른 파라미터를 조절하는 제어 방식의 구현시, 치료의 목표 레벨은 대상의 (예를 들어, 치료 체적 내에 및/또는 그에 인접한) 조직에 부정적인 영향(예를 들어, 과열, 과다 치료 등)을 주지 않으면서 달성을 수 있다.

[0284]

본 명세서에서 사용된 용어 피크 온도는 피크 또는 고온(예를 들어, 야의 피크 온도) 또는 트로프 또는 저온(예를 들어, 음의 피크 온도)을 포함할 수 있다. 결과적으로, 표적 조직 내의 피크 온도(예를 들어, 최대 온도 또는 최소 온도 또는 다른 극한 온도)의 결정은 보다 안전하고, 효율적이며, 보다 효과적인 치료 처치를 초래할 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 동결절제가 실행될 때, 본 명세서에 개시된 시스템, 장치 및/또는 방법은 치료(예를 들어, 절제) 체적 내에서 트로프 또는 최저 온도 점을 결정하는데 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 조직을 냉각시키는 기술은 유효하고 안전한 온도 범위 내에서 조직 온도를 제어하는 것과 유사한 임상적 도전에 직면한다. 결과적으로, 본 명세서에 개시된 다양한 실시예는 표적 조직을 냉각 또는 가열하는 기술과 함께 사용될 수 있다.

[0285]

본 발명의 몇몇 실시예는 다음 이점 중 하나, 일부 또는 모두를 포함하기 때문에 특히 유용하다. (i) 근위 모서리에서 가열 감소, (ii) 탄화 또는 혈전 형성 가능성 감소, (iii) 절제 처치를 실시간으로 조절하는데 사용될 수 있는 피드백을 제공, (iv) 비침습적 온도 측정치를 제공, (v) 방사 측정법의 사용이 필요하지 않음, (vi) 더 안전하고 신뢰할 수 있는 절제 처치를 제공, 및 (vii) 관개 및 비관개 절제 중 조직 온도 모니터링 및 피드백.

[0286]

본 명세서에 개시된 임의의 실시예에 있어서, 카테터 또는 다른 최소 침습성 의료기구는, 하나 이상의 이미징 기술을 사용하여, 대상의 해부학적 위치(예를 들어, 아트리움, 폐정맥, 다른 심장 위치, 심장 동맥, 다른 혈관 또는 내강 등)에 전달될 수 있다. 따라서, 본 명세서에 개시된 임의의 절제 시스템은, 예를 들어, 형광 투시술, intracardiac echocardiograph(ICE) 등과 같은 이미징 장치 또는 시스템과 함께(예를 들어, 별도로 또는 적어도 부분적으로 통합되어) 사용되도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 에너지 전달은 치료를 달성하기 위해 유체 전달(예를 들어, 고온 유체, 극저온 유체, 화학 약제)로 대체된다.

[0287]

도 18a는 일 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치(3125)를 포함하는 개방형 관개식 절제 카테터(3120A)의 원위부의 사시도를 도시한다. 도시된 바와 같이, 도 18a의 절제 카테터(3120A)의 실시예는 스플릿-팀 전극 디자인을 포함하는 개방형 관개식 카테터이다. 스플릿 팀 전극 디자인은 둘 또는 반구형의 원위 팀 전극 부재(3130), 절연 캡(3131) 및 근위 전극 부재(3135)를 포함한다. 절제 카테터(3120A)는 다수의 관개 포트(3140) 및 열 전달 부재(3145)를 포함한다.

[0288]

온도 측정 장치(3125)는 원위 전극 부재(3130)에 형성된 리세스 또는 어퍼처 내에 배치된 제1 그룹(예를 들어, 원위)의 온도 측정 장치(3125A) 및 제2 근위 전극 부재(3135)의 근위 모서리에 근접 또는 인접한 열 전달 부재(3145)에 형성된 슬롯, 노치 또는 개구에 배치된 제2 그룹(예를 들어, 근위)의 온도 측정 장치(3125B)를 포함한다. 온도 측정 장치(3125)는 써모커플, 써미스터, 형광 센서, 저항성 온도 센서 및/또는 다른 온도 센서를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 써모커플은, 니켈 합금, 백금/로듐 합금, 텉스텐/레늄 합금, 금/철 합금, 귀금속 합금, 백금/몰리브덴 합금, 이리듐/로듐 합금, 순수한 귀금속, 유형 K, 유형 T, 유형 E, 유형 J, 유형 M, 유형 N, 유형 B, 유형 R, 유형 S, 유형 C, 유형 D, 유형 G 및/또는 유형 P 써모커플을 포함한다. 기준 써모커플은 카테터(3120A)를 따라 임의의 위치(예를 들어, 핸들 또는 카테터(3120A)의 샤프트 또는 신장된 부재 내)에 배치될 수 있다. 일 실시예에서, 기준 써모커플은 전극 부재(들)로부터 열적으로 절연 및/또는 전기적으로 격리된다. 전극 부재(들)은 다른 에너지 전달 부재로 대체될 수 있다.

[0289]

일부 실시예에서, 온도 측정 장치는 전극 부재의 열 효과로부터 온도 측정치를 격리하기 위해(예를 들어, 전극 부재의 온도를 측정하는 대신에, 조직 온도와 같은, 주위 온도의 측정을 용이하게 하기 위해) 전극 부재(3130, 3135)로부터 열적으로 절연된다. 도시된 바와 같이, 온도 측정 장치(3125)는 절제 카테터(3120A)의 외부 표면으로부터 외측으로 돌출되거나 또는 연장될 수 있다. 일부 실시예에서, 온도 측정 장치(3125)는 외부 표면으로부터 약 1 mm(예를 들어, 약 0.1 mm 내지 약 0.5 mm, 약 0.5 mm 내지 약 1 mm, 약 0.6 mm 내지 약 0.8 mm, 약 0.75 mm 내지 약 1 mm, 또는 이들의 중첩 범위)까지 돌출할 수 있다. 원위 텁 전극 부재(3130)의 둠 형상 및/또는 온도 측정 장치(3125)의 외측 돌출부 또는 연장부는 온도 측정 장치가 조직 내에 더 깊이 묻히게 하며 관개 포트(3140)에 의해 제공되는 개방형 관개의 효과로부터 멀어지게 한다. 근위 그룹의 온도 측정 장치와 원위 그룹의 온도 측정 장치는 동일한 양 또는 상이한 양(그룹 및/또는 각 그룹 내에서 개별적으로)으로 돌출될 수 있다. 다른 실시예에서, 온도 측정 장치(3125)는 외부면 내에(예를 들어, 외부면으로부터 0.0 mm, -0.1 mm, -0.2 mm, -0.3 mm, -0.4 mm, -0.5 mm) 플러시 또는 매립된다.

[0290]

도 18d를 참조하면, 온도 측정 장치(3125)가 배치되는 절제 카테터(3120C)의 일부는, 온도 측정 장치의 더 깊은 매몰을 용이하게 하고 온도 측정 장치를 전극 부재 또는 유체(예를 들어, 식염수 또는 혈액)의 열 효과로부터 격리하기 위해서, 절제 카테터(3120C)의 인접부보다 더 큰 외경 또는 다른 외부 단면 치수를 가질 수 있다. 도 18d에 도시된 바와 같이, 근위 그룹의 온도 측정 장치(3125B)를 포함하는 절제 카테터(3120C)의 일부는 인접부보다 더 큰 외경을 갖는 돌출부(bulge), 링 또는 리지(3155)를 포함한다.

[0291]

일부 실시예에서, 온도 측정 장치(3125)는 외측으로 전진하고 내측으로 후진(retract)되도록 구성된다. 예를 들어, 온도 측정 장치(3125)는 절제 카테터를 삽입하여 치료 위치로 이동하는 도중에 후진 위치에 있을 수 있어서 외부 프로파일을 감소시키고 치료 위치로 삽입을 용이하게 할 수 있으며, 치료 위치에 있을 때 외측으로 전진할 수 있다. 도 18d의 절제 카테터(3120C)와 관련하여 설명된 특징은 본 명세서에 설명된 임의의 다른 절제 카테터와 함께 사용될 수 있다.

[0292]

도 18a로 돌아가서, 온도 측정 장치(3125)의 근위 및 원위 그룹은 각각 2개, 3개, 4 개, 5 개, 6 개 또는 6 개 이상의 온도 측정 장치를 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 온도 측정 장치(3125)의 근위 및 원위 그룹은 각각 3개의 온도 측정 장치로 이루어지며, 일 실시예에 따라 체적 커버리지와 감소된 컴포넌트 수 간의 균형을 제공할 수 있다. 온도 측정 장치의 수는 정확성, 복잡도, 체적 커버리지, 텁과 조직 병치(apposition)의 변화, 비용, 컴포넌트 수 및/또는 크기 제약 조건의 균형을 맞추기 위해 선택될 수 있다. 도 18a에 도시된 바와 같이, 온도 측정 장치는 절제 카테터(3120A)의 원주 둘레에 등간격으로 이격되거나 절제 카테터의 근단부로부터 원단부까지 연장되는 중심 길이 방향축을 중심으로 서로 동일한 각도만큼 이격될 수 있다. 예를 들어, 3개의 온도 측정 장치가 사용되는 경우, 이들은 약 120도 간격으로 이격될 수 있으며, 4 개의 온도 측정 장치가 사용될 때, 이들은 약 90도 이격될 수 있다. 다른 실시예에서, 온도 측정 장치(3125)는 등간격으로 이격되어 있지 않다.

[0293]

도 18a의 실시예에 도시된 바와 같이, 각 그룹의 온도 측정 장치(3125)는 절제 카테터(3120A)의 동일한 단면 평면을 따라 배치될 수 있다. 예를 들어, 원위 온도 측정 장치(3125A)는 둠 형 표면으로부터 외측으로 동일한 거리만큼 연장되도록 배치될 수 있고, 근위 온도 측정 장치(3125B)는 절제 카테터(3120A)의 원위 텁으로부터 동일한 거리만큼 각각 이격될 수 있다. 도 18a의 실시예에 도시된 바와 같이, 원위 온도 측정 장치(3125A)는 절제 카테터(3120A)의 원위부의 중심 길이 방향축과 평행하거나 실질적으로 평행한 축 방향으로 연장되고, 근위 온도 측정 장치(3125B)는 절제 카테터(3120A)의 외부면으로부터 방사상으로 외측으로 연장된다. 다른 실시예에서, 원위 온도 측정 장치(3125A)는 원위 말단의 원위 표면 상에 배치될 수 없지만 (도시된 근위 온도 측정 장치(3125B)와 유사하게) 방사상으로 외측으로 연장되도록 측면 상에 위치될 수 있다.

- [0294] 도 23의 실시예에 도시된 바와 같이, 도 18A에 도시된 바와 같이, 말단 온도 측정 장치(3125A)는 절연 캡(3131) 및/또는 관개 포트(3140)의 말단에 위치될 수 있고, 근위 온도 측정 장치(3125B)는 근위 전극 부재(3135) 열 전달 부재(3145)를 포함한다. 다른 실시예들에서(예를 들어, 도 22A 및 도 22b에 도시된 바와 같이), 근위 온도 측정 장치들(3125B)은 근위 전극 부재(3135)의 원위 모서리로부터 원위로(예를 들어, 도 18a에 도시된 원위 텁 전극 부재에 형성된 리세스 또는 어퍼처와 유사하게 근위 전극 부재(3135) 내에 형성된 리세스 또는 어퍼처 내에) 배치될 수 있다. 다른 실시예에서, 원위 온도 측정 장치(3125A) 및/또는 근위 온도 측정 장치(3125B)는 절제 카테터(3120A)의 길이를 따라 상이한 위치에 배치될 수 있다. 일부 실시예에서, 각 원위 온도 측정 장치(3125A)는 근위 온도 측정 장치(3125B) 중 하나와 축 방향으로 정렬되고, 원위 온도 측정 장치(3125A)와 근위 온도 측정 장치 사이의 간격은 균일하거나 실질적으로 균일하다.
- [0295] 관개 포트(3140)는 절제 카테터(3120A)의 샤프트의 원주 둘레에서 이격되어(등거리 또는 다른 방식으로) 배치될 수 있다. 관개 포트(3140)는 도 1의 관개 유체 시스템(70)에 의해 제공되는 유체 소스와 같은 유체 소스와 연통한다. 관개 포트는 개방형 관개를 용이하게 하고 전극 부재(3130, 3135) 및 전극 부재(3130, 3135)를 둘러싸는 임의의 혈액에 냉각을 제공한다. 일부 실시예에서, 절제 카테터(3120A)는 3개, 4 개, 5 개, 6 개, 7 개, 8 개 또는 8 개 이상의 출구 포트(3140)를 포함한다. 다양한 실시예에서, 출구 포트(3140)는 조직 인터페이스에서 열 전달 부재(3145)의 개선된 냉각을 제공하기 위해 원위 전극 부재(3130)의 근위 모서리로부터 0.005 내지 0.015 인치 이격되어 있다. 그러나, 바람직하거나 필요하면, 다른 간격이 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 출구 포트(3140)는 근위 전극 부재(3135)를 따라(예를 들어, 도 18e에 도시된 바와 같이) 선형 및/또는 원주 방향으로 이격된다.
- [0296] 도 18b 및 도 18c는 다른 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치를 갖는 개방형 관개식 절제 카테터(3120B)의 원위부의 사시도 및 단면도를 각각 도시한다. 절제 카테터(3120B)는 상술한 절제 카테터(3120A)의 모든 구조적 컴포넌트, 요소 및 특징을 포함할 수 있으며, 절제 카테터(3120A)는 도18b 및 도 18c와 관련하여 설명된 모든 구조적 컴포넌트, 요소 및 특징을 포함할 수 있다. 절제 카테터(3120B)는 도 18a에 도시된 바와 같이 둠형 텁 전극 부재 대신 평탄 텁 전극 부재(3130)를 포함한다.
- [0297] 도 18c에 가장 잘 도시된 바와 같이, 열 전달 부재(3145)는 전극 부재(3130, 3135) 중 하나 또는 모두와 열 접촉한다. 열 전달 부재(3145)는 근위 전극 부재(3135)의 근단부까지, 그 근처 또는 넘어서까지 연장될 수 있다. 일부 실시예에서, 열 전달 부재(3145)는 근위 전극 부재(3135)의 근단부에서 또는 그 근처에서 종단한다. 그러나, (도 18c에 도시된 바와 같은) 다른 구성에서, 열 전달 부재(3145)는 인접 전극 부재(3135)의 근단부를 넘어서까지 연장된다. 또 다른 실시예에서, 열 전달 부재(3145)는 근위 전극 부재(3135)의 근단부(예를 들어, 모서리)의 원위에서 종료된다. 열 전달 부재(3145)는 텁 전극 부재(3130)의 근위 표면으로부터 근위 전극 부재(3135)의 근단부를 넘어서 연장되는 실시예는 전도 냉각을 통해 근위 모서리에서 열을 감소시킴으로써 근위 모서리에서 증가된 전류 집중량에 의해 야기된 근위 모서리 가열 효과의 증가된 션트를 제공할 수 있다. 일부 실시예에서, 열 전달 부재(3145)의 적어도 일부는 (예를 들어, 절연 캡(3131) 내) 조직과 직접 접촉하고, 가열되는 표적 조직으로부터 직접 열을 제거하거나 방열할 수 있다.
- [0298] 열 전달 부재(3145)는 양호한 열 전달 특성을 포함하는 하나 이상의 재료를 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 열 전달 부재에 포함된 재료(들)의 열전도도는 300 W/m/° C 이상(예를 들어, 300-350, 350-400, 400-450, 500, 500-600, 600-700 W/m/° C, 상기 범위 사이의 범위, 700 W/m/° C 이상 등)이다.
- [0299] 양호한 열 전도성을 가진 재료는, 구리, 황동, 베릴륨, 기타 금속 및/또는 합금, 알루미늄 세라믹, 기타 세라믹, 산업용 다이아몬드 및/또는 기타 금속 및/또는 비금속 재료를 포함하지만, 이에 한정되지 않는다.
- [0300] 열 전달 부재가 열 션트 부재를 포함하는 특정 실시예에 따르면, 열 션트 부재에 포함된 재료의 열 확산율 및/또는 (예를 들어, 단일 부재 또는 구조로 봤을 때) 전체 열 션트 어셈블리의 열 확산율은 $1.5 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이상(예를 들어, 1.5-2, 2-2.5, 2.5-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-0, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-20 cm^2/sec , 상기 범위 사이의 값, 20 cm^2/sec 이상)이다. 열 확산율은 열 에너지를 저장하는 능력에 대한 열 에너지를 전도하는 재료의 성능이다. 따라서, 재료가 열을 전달하는 데는 효율적일 수 있지만(예를 들어, 상대적으로 높은 열 전도성을 가질 수 있음), 열 저장 특성으로 인해 유용한 열 확산율 특성을 갖지 않을 수 있다. 열 전달과는 달리 열 션트는 높은 열 전도 특성(예를 들어, 질량 또는 체적을 통해 열을 신속하게 전달)과 낮은 열용량(예를 들어, 열 저장 안 함)을 가진 재료를 사용해야 한다. 유용한 열 확산율을 가지며, 따라서

바람직한 열 선트 특성을 갖는 재료는, 실리카 합금, 세라믹, 다른 탄소계 재료 및/또는 다른 금속 및/또는 비금속 재료를 포함하지만 이에 한정되지 않는다. 다양한 실시예에서, 열 전달에 사용되는 재료(예를 들어, 다이아몬드)는 ICE 이미징 또는 다른 이미징 기술을 사용할 때 카테터 팁의 가시성을 증가시킨다.

[0301] 양호한 열 확산율 특성을 갖는 물질의 사용은 치료 절차 중에 열이 전극 및/또는 인접한 조직으로부터 효과적으로 전달될 수 있음을 보장할 수 있다. 그에 반해, 예를 들어, 구리, 다른 금속 또는 합금, 열 전도성 폴리프로필렌 또는 다른 중합체 등과 같이 유용한 열 전도성 특성을 가지지만 유용한 열 확산율 특성을 갖지 않는 물질은 열을 유지하는 경향이 있다. 결과적으로, 열을 저장하는 물질의 사용은 전극 및/또는 치료되는 조직을 따라 온도가 바람직하지 않게 상승된 수준(예를 들어, 섭씨 75도 이상)을, 특히, 비교적 긴 절제 처치 시간 동안 유지되게 할 수 있어서, 탄화, 혈전 형성 및/또는 기타 열 관련 문제가 발생할 수 있다.

[0302] 본 명세서의 다양한 실시예에 개시된 바와 같이, 열 선트 네트워크에서 사용하기 위한 필수적인 열 확산율 특성을 갖는 산업용 다이아몬드 및 다른 재료는 양호한 열 전도 특성을 포함한다. 이러한 양호한 열 전도 측면은 상대적으로 높은 열 컨덕턴스 값 및 네트워크의 열 선트 부재가 팁 내에서 및 조직에 대해 서로에 대해 배치되는 방식으로부터 발생한다. 예를 들어, 일부 실시예에서, RF 에너지가 팁으로부터 방사되고 조직 내의 오믹 가열이 열을 발생시키므로, 노출된 가장 먼 선트 부재(예를 들어, 팁의 가장 먼 단부로부터 0.5 mm에 위치)는 병변 부위로부터 능동적으로 열을 추출할 수 있다. 열 에너지는 비교적 신속한 방식으로 선트 네트워크를 통해 유용하게 전달될 수 있고 RF 전극 표면 아래의 선트를 통해 열 선트 네트워크, 근위 선트 부재를 통해 및/또는 주변 환경으로 방열될 수 있다. 내부 선트 부재를 통해 선트되는 열은 카테터 또는 다른 의료기구의 내부를 통해 연장되는 관개 도관으로 신속하게 전달될 수 있다. 다른 실시예에서, 절제 처치에 의해 발생된 열은 근위 및 원위 선트 부재(예를 들어, 본 명세서의 많은 실시예에 도시된 바와 같이, 카테터 또는 다른 의료기구의 외부에 노출된 선트 부재)를 통해 선트될 수 있다.

[0303] 또한, 상술한 바와 같이, 열 선트 네트워크에서 사용하기에 바람직한 열 확산성 특성을 갖는 물질은 필수적인 열 전도성 특성을 가질 뿐만 아니라 충분히 낮은 열용량 값을 갖는다. 이것은, 열 에너지가, 팁에서 조직 인터페이스 및 전극 상의 열점으로, 열 선트 네트워크에서 열 유지되지 않으면서, 매우 빠르게 방열되게 한다. 열 전도는 조직 표면과 RF 전극 표면의 신속하고 효율적인 냉각을 보장하는 주요 열 방열 메커니즘을 구성한다. 반대로, (예를 들어, 비교적 높은 열 전도성 특성뿐만 아니라 상대적으로 높은 열용량 특성을 가진) 열 전달은 열 에너지를 저장할 수 있다. 긴 절제 처치 동안, 그렇게 저장된 열은 섭씨 75도를 초과할 수 있다. 이러한 상황에서, 혈전 형성 및/또는 탄화가 바람직하지 않게 발생할 수 있다.

[0304] 본 명세서에 개시된 다양한 실시예의 열 대류 측면은 양상은 두 부분이다. 첫째, 카테터의 관개 루멘은 선트 네트워크를 통해 거기로 전달되는 열 에너지를 흡수할 수 있다. 이러한 열 에너지는 관개 포트를 통해 전극 팁의 원단부로부터 플러싱될 수 있다. 그러나 폐쇄형 관개 시스템에서 이러한 열 에너지는 제거될 수 있는 카테터의 근단부로 다시 전달될 수 있다. 둘째, 카테터 또는 다른 의료기구의 외부를 따라 노출된 선트 표면은 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터의 방열을 더 도울 수 있다. 예를 들어, 이러한 방열은 전극의 표면 위로 흐르는 혈액의 고유한 대류 냉각 측면을 통해 달성될 수 있다.

[0305] 따라서, 열 선트 네트워크에서 산업용 다이아몬드와 같은 유용한 열 확산성 특성을 갖는 물질의 사용은, 열 선트 네트워크를 냉각 유지하면서(예를 들어, 낮은 열용량 특성으로 인해), 열이 전극 및 치료되는 조직으로부터 신속하고 효율적으로 전달되도록 보장할 수 있다. 잠재적으로 위험한 열이 열 선트 네트워크 자체를 통해 처치 시 도입되지 않으므로 더 안전한 절제 카테터 및 관련 치료 방법을 만들 수 있다.

[0306] 일부 실시예에서, 본 명세서에 개시된 열 선트 부재는 제거되는 조직으로부터 열을 빼서 관개 채널 내로 선트시킨다. 유사하게, 열은 전극의 가장자리에서 형성되며 열 선트 네트워크를 통해 관개 채널로 선트되는 잠재적인 열점에서 빠져 나온다. 관개 채널로부터, 대류 냉각을 통해, 열은 혈류로 유용하게 방출되어 방열될 수 있다. 폐쇄형 관개 시스템에서는 관개용 유체를 피하로 배출하지 않고 열을 시스템에서 제거할 수 있다.

[0307] 일부 실시예에 따르면, 본 명세서에 개시된 다양한 열 선트 시스템은 1 차 냉각 메커니즘으로 열전도에 의존한다. 따라서, 그러한 실시예는 카테터 또는 다른 의료기구의 외부 표면(예를 들어, 혈류에 직접 노출)까지 연장되는 열 선트 네트워크의 대부분을 필요로 하지 않는다. 실제로, 일부 실시예에서, 전체 선트 네트워크는 카테터 팁의 내부(즉, 카테터 또는 다른 의료기구의 외부까지 연장되는 열 차단 네트워크의 부분이 없음) 내에 존재할 수 있다. 또한, 본 명세서에 개시된 다양한 실시예는 전극 부재 또는 관개 채널로부터의 열 선트의 전기적 격리를 필요로 하지 않는다.

- [0308] 도 18c에 도시된 바와 같이, 열 전달 부재(3145)는 또한 절제 카테터(3120B)의 내부 루멘을 따라 연장되는 열 교환 챔버(예를 들어, 관개 도관)(3150)와 열 접촉한다. 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에 있어서, 열 교환 챔버(3150)와 열적으로 연통하는 열 전달 부재(예를 들어, 열 센트 부재)의 적어도 일부는, 하나 이상의 전극 또는 다른 에너지 전달 부재에 인접한(및, 일부 실시예에서는, 물리적 및/또는 열적 접촉으로), 카테터의 외부 면으로 연장된다. 이러한 구성은, 시스템이 작동될 때, 특히, (예를 들어, 전극 또는 다른 에너지 전달 부재의 다른 부분에 비해) 열이 더 집중되는 경향이 있는 전극(들) 또는 에너지 전달 부재(들)의 근단부에서 또는 그 근처에서 전극(들) 또는 다른 에너지 전달 부재(들)의 냉각을 더 증가시킬 수 있다. 일부 실시예에 따르면, 열 전도성 그리스 및/또는 임의의 다른 열 전도성 물질(예를 들어, 열 전도성 액체 또는 다른 유체, 층, 부재, 코팅 및/또는 부분)은, 바람직하거나 필요하면, 열 전달 부재(3145)를 열 교환 챔버(예를 들어, 관개 도관)(3150)과 열적으로 연통하도록 하는데 사용될 수 있다. 그러한 실시예에서, 그러한 열 전도성 재료는 전극 부재(3130, 3135)가 관개 도관(3150)과 적어도 부분적으로 열적으로 연통하게 한다.
- [0309] 관개 도관(3150)은 개방형 관개 시스템의 일부일 수 있으며, 이 관개 시스템에서 유체는 카테터의 원단부를 따라 하나 이상의 출구 포트 또는 개구(3140)를 통해 빠져 나가(예를 들어, 전극 부재(3130)에서 또는 그 근처에서) 전극 및/또는 인접한 표적 조직을 냉각한다. 다양한 실시예에서, 관개 도관(3150)은 하나 이상의 금속 및/또는 다른 유용한 열 전달(예를 들어, 열 센트) 재료(예를 들어, 구리, 스테인리스 스틸, 다른 금속 또는 합금, 세라믹, 중합체 및/또는 상대적으로 유용한 열 전달 특성을 가진 다른 재료 등)를 포함한다. 관개 도관(3150)은 근위 전극 부재(3135)의 근단부를 넘어 열 전달 부재(3145)의 근위부로 연장될 수 있다. 관개 도관(3150)의 내벽은 관개 도관(3150)과 전극 부재(들) 사이의 강한 결합(weld or bond)을 형성하는 생체 적합성 재료(예를 들어, 스테인리스 스틸)를 포함할 수 있다.
- [0310] 일부 실시예에서, 절제 카테터(3120)는 카테터의 원단부를 따라(예를 들어, 원위 전극 부재(3130)의 원단부를 따라) 관개 출구 개구(3140)만을 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 열 전달 부재(3145)를 따라 임의의 관개 개구를 포함하지 않는다.
- [0311] 열 전달 부재(3145)는 전극 부재(3130, 3135)로부터 열 전도를 용이하게 할 수 있어서, 전극 부재(3130, 3135)를 추가로 냉각시키고, 전극 부재가 혈액과 접촉하는 경우 탄화 또는 혈전 형성 가능성을 감소시킨다. 열 전달 부재(3145)는 열 전도뿐만 아니라 관개 도관(3150)과 관련하여 대류 열 전달을 용이하게 함으로써 전극 부재(3130, 3135)의 강화된 냉각을 제공할 수 있다.
- [0312] 열 전달 부재(3145)와 전극 부재(3130, 3135) 사이의 열 전달(예를 들어, 열 센트)은 전극 부재와 열 전달 부재 사이의 공기 갭 또는 다른 유사한 공간을 제거함으로써 용이해지거나 강화될 수 있다. 예를 들어, 전기 전도성 재료(예를 들어, 백금, 금, 다른 금속 또는 합금 등)의 하나 이상의 층은 전극 부재의 내부와 열 전달 부재(3145)의 외부 사이에 배치될 수 있다. 이러한 층(들)은 전극 부재(또는 다른 유형의 절제 부재)와 인접하는 열 전달 부재 사이에 연속적으로 또는 간헐적으로 적용될 수 있다. 또한, 이러한 층(들)은, 예를 들어, 스퍼터링, 다른 도금 기술 및/또는 이와 유사한 것과 같은 하나 이상의 방법 또는 절차를 이용하여 적용될 수 있다. 이러한 층(들)은 본 명세서에 개시된 임의의 실시예 또는 이의 변형 예에서 사용될 수 있다. 또한, 열 센트 네트워크의 사용은 특히 열을 흡수하지 않으면서 전극 부재(들)에 의해 치료되는 조직으로부터 열을 전달하는 것을 도울 수 있다.
- [0313] 일부 실시예에서, 절제 카테터(3120)는 다수의 열 전달 부재(3145)(예를 들어, 열 센트 디스크 또는 부재)를 포함한다. 예를 들어, 일부 실시예에 따르면, 이러한 추가적인 열 전달 부재는 열 전달 부재(3145)의 근위에 위치될 수 있고, 절제 부재의 내부를 통해 연장되는 관개 도관(3150)과 열적으로 연통하는 하나 이상의 펀, 펀 및/또는 다른 부재를 포함할 수 있다. 따라서, 전극 부재(3130, 3135)와 접촉하게 배치된 열 전달 부재(3145)와 마찬가지로, 열은, 다른 에너지 전달 부재 또는 전극, 카테터의 인접부 및/또는 대상의 인접 조직으로부터 이러한 추가 열 전달 부재(예를 들어, 열 센트 부재)를 통해 전달되어 제거되거나 방열될 수 있다. 다른 실시예에서, 절제 카테터는 열 전달 부재를 포함하지 않는다.
- [0314] 일부 실시예에서, 본 명세서에 개시된 임의의 절제 카테터 또는 그 변형 예에 있어서, 카테터의 열 교환 챔버(예를 들어, 관개 도관)로의 열 전달을 용이하게 하는 하나 이상의 열 전달 부재(예를 들어, 열 센트 부재)는 전극 부재 및/또는 열 교환 챔버와 직접 접촉한다. 그러나, 다른 실시예들에서, 하나 이상의 열 전달 부재는 전극 부재들 및/또는 관개 도관과 접촉하지 않는다. 따라서, 이러한 실시예에서, 열 전달 부재는 전극 부재 또는 단일 전극 및/또는 관개 도관과 열적으로 연통하지만, 이러한 캠포넌트들과 물리적으로 접촉하지는 않는다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 하나 이상의 중간 캠포넌트, 층, 코팅 및/또는 다른 부재는 열 전달 부재(예를

들어, 열 션트 부재)와 전극(또는 다른 절제 부재) 및/또는 관개 도관 사이에 배치된다. 일부 실시예에서, 관개는 열 전달 부재의 효율로 인해 전혀 사용되지 않는다. 예를 들어, 열 전달의 다수 레벨 또는 스택이 사용되는 경우, 열은 절제 카테터의 길이를 따라 더 넓은 영역에서 방열될 수 있다. 열 전달 부재(예를 들어, 열 션트 부재)의 기능 및 특징에 대한 추가 세부 사항은 본 명세서에서 제공된다. 본 명세서에 개시된 다양한 실시예의 특징(예를 들어, 열 션트 시스템 및 부재)은 본 명세서에 개시된 임의의 의료기구(예를 들어, 절제 카테터)의 실시예에서 구현될 수 있다.

[0315] 도 18c, 도 18e 및 도 18f에 가장 잘 도시된 바와 같이, 온도 측정 장치(3125)는 투브(3160) 및/또는 공기 캡에 의해 전극 부재(3130, 3135)로부터 열적으로 절연된다. 일부 실시예에서, 투브(3160)는 전극 부재의 어떠한 부분도 온도 측정 장치(3125)와 접촉하지 않도록 전극 부재(3130, 3135)의 전체 길이를(그리고 일부 실시예에서는 이를 넘어서) 따라 연장되며, 전극 부재의 열 영향으로부터 온도 측정치를 격리한다. 온도 측정 장치의 외부 투브(3160)는 낮은 열 전도성을 갖는 절연 재료(예를 들어, 폴리이미드, ULTEMTM, 폴리스티렌 또는 약 0.5 W/m/K 미만의 열전도도를 갖는 다른 재료)를 포함할 수 있다. 투브(3160)는 공기 또는 매우 낮은 열 전도성을 갖는 다른 가스로 실질적으로 채워진다. 온도 감지 장치의 말단 팁(3165)(예를 들어, 온도가 감지되는 부분)은, 온도가 측정되는 온도 측정 장치의 헤드에서 열 전도를 증가시키기 위해서 고 전도성 매체(예를 들어, 그래핀, 탄소 또는 다른 고열전도성 재료로 구성된 나노 투브 또는 필름)로 충진된 에폭시 폴리머 커버링 또는 케이싱을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 원위 팁(3165)은 적어도 1.0 W/m/K인 열 전도성을 갖는 에폭시 캡을 포함한다. 에폭시는 강화된 열 전도성을 제공하기 위해 금속 페이스트(예를 들어, 알루미늄 산화물을 함유)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 원위 팁(3165) 또는 캡은, 온도 측정 장치와 접촉하는 조직의 실제 온도에 가까운 등온 조건을 온도 측정 장치(3125) 주위에 생성한다. 각각의 온도 측정 장치(3125)의 원위 팁(3165)은 전극 부재(들)와의 열전도 접촉으로부터 격리되기 때문에, 이 등온 조건을 유지함으로써, 전극 부재의 열 질량에 의한 방열의 가능성을 방지하거나 감소시킬 수 있다. 도 18e 및 도 18f는 일 실시예에 따른 전극 팁으로부터 원위 온도 측정 장치의 격리를 나타내는 절제 카테터의 원위부의 사시도 및 단면도를 각각 도시한다. 도시된 바와 같이, 원위 온도 측정 장치(3125A)는 에어 캡 또는 포켓(3162) 및/또는 절연재로 둘러싸일 수 있다. 외부 투브(3160)은 원위 전극 부재(3130)의 전체 길이 또는 길이의 적어도 일부를 따라 연장되는 절연 슬리브를 포함할 수 있다. 절연 슬리브는 원위 전극 부재(3130)를 넘어 연장되거나 심지어는 근위 전극 부재(3135)까지 연장될 수 있다.

[0316] 전극 부재(들)(예를 들어, 원위 전극(3130))는 에너지 전달 모듈(예를 들어, 도 1의 에너지 전달 모듈(40))에 전기적으로 결합될 수 있다. 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 에너지 모듈(40)은, 예를 들어, 에너지 전달 부재(예를 들어, RF 전극)에 선택적으로 에너지를 공급 및/또는 에너지 부재를 작동시키는 에너지 발생 장치(42), 하나 이상의 입출력 장치 또는 컴포넌트, 치료 시스템의 하나 이상의 측면을 조절하도록 구성된 프로세서(예를 들어, 프로세싱 또는 제어 유닛), 메모리 등과 같은 하나 이상의 컴포넌트 또는 특징을 포함할 수 있다. 또한, 이러한 모듈은, 바람직하거나 필요하면, 수동으로 또는 자동으로 작동하도록 구성될 수 있다.

[0317] 온도 측정 장치(3125)는 절제 카테터(3120)의 길이를 따라 연장되는 하나 이상의 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등)에 결합될 수 있으며, 보다 상세히 후술될 바와 같이, 각 온도 측정 장치에 대한 온도 측정치를 결정하기 위한 프로세싱 장치(예를 들어, 도 1의 프로세서(46))로 온도 신호를 전송할 수 있다.

[0318] 일부 실시예에 따르면, 상이한 전극 또는 전극 부재(3130, 3135)의 상대 길이는 변경될 수 있다. 예를 들어, 근위 전극 부재(3135)의 길이는 원위 전극 부재(3130)의 길이의 1 내지 20 배(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 19-20, 상기 범위 사이의 값 등)일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 원위 및 근위 전극 부재(3130, 3135)의 길이는 거의 동일하다. 일부 실시예에서, 원위 전극 부재(3130)는 근위 전극 부재(3135)보다 길다(예를 들어, 1 내지 20배, 예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-11, 11-12, 12-13, 13-14, 14-15, 15-16, 16-17, 17-18, 18-19, 19-20, 상기 범위 사이의 값 등).

[0319] 일부 실시예에서, 원거리 전극 부재(3130)의 길이는 0.5 mm이다. 다른 실시예에서, 원위 전극 부재(3130)의 길이는 0.1 mm 내지 1 mm(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1 mm, 상기 범위 사이의 값 등)이다. 다른 실시예에서, 원위 전극 부재(3130)의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 1 mm보다 크다. 일부 실시예에서, 근위 전극 부재(3135)의 길이는 2 내지 4 mm(예를 들어, 2-2.5, 2.5-3, 3-3.5, 3.5-4 mm, 상기 범위 사이의 길이 등)이다. 그러나, 다른 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 근위 전극 부재(3135)의 길이는 4 mm 이상(예를 들어, 4-5, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10 mm, 10 mm 이상 등) 또는 1 mm 이하(예를 들어, 0.1-0.5 0.5-1, 1-1.5, 1.5-2 mm, 상기 범위 사이의 길이 등)이다. 스플릿 전극이 카테터

샤프트 상에 위치되는 실시예에서, 전극 부재의 길이는 1 내지 5 mm(예를 들어, 1-2, 2-3, 3-4, 4-5 mm, 상술한 범위 사이의 길이 등)일 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 전극 부재의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 5 mm 이상(예를 들어, 5-6, 6-7, 7-8, 8-9, 9-10, 10-15, 15-20 mm, 상기 범위 사이의 길이, 20 mm 이상 등)일 수 있다.

[0320] 전극 부재(들)는 하나 이상의 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등)를 사용하여 에너지를 공급받을 수 있다. 예를 들어, 일부 구성에서, 관개 도관(3150)의 외부는 하나 이상의 전기 전도성 재료(예를 들어, 구리, 다른 금속 등)을 포함 및/또는 이것으로 코팅된다. 따라서, 전도체는 관개 도관(3150)의 전도성 표면 또는 부분과 접촉하게 배치되어 전극 부재(들)를 에너지 전달 모듈에 전기적으로 결합시킬 수 있다. 그러나, 전극 부재를 에너지 전달 모듈과 전기적으로 연통하게 하는 하나 이상의 다른 장치 및/또는 방법이 사용될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 와이어, 케이블 및/또는 다른 전도체가 관개 도관을 사용하지 않고 전극 부재에 직접 또는 간접적으로 결합될 수 있다.

[0321] 스플릿 팁 디자인의 사용은 사용자가 단일 구성에서 표적 조직을 절제 또는 열처리하며 매핑(예를 들어, 고분해능 매핑을 사용)을 동시에 할 수 있도록 한다. 따라서, 이러한 시스템은 처치하는 동안 (예를 들어, 바람직한 레벨의 치료가 되었음을 확인하기 위해서) 정확한 고분해능 매핑을 유용하게 할 수 있게 한다. 일부 실시예에서, 2개의 전극 부재 또는 전극부(3130, 3135)를 포함하는 스플릿 팁 디자인은 고분해능 바이폴라 전기 곡선도를 기록하는데 사용될 수 있다. 이러한 목적을 위해, 2개의 전극 또는 전극부는 전기 생리학(EP) 레코더의 입력에 연결될 수 있다. 일부 실시예에서, 전극 부재 또는 전극부(3130, 3135) 사이의 비교적 작은 이격 거리(예를 들어, 캡 G)는 고분해능 매핑을 가능하게 한다. 여기에 개시된 임의의 실시예의 특징은 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에서 구현될 수 있다.

[0322] 일부 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 의료기구(예를 들어, 카테터)(3120)는 (예를 들어, 캡에 의해 분리된) 3개 이상의 전극 부재 또는 전극부를 포함할 수 있다. 일부 실시예에 따르면, 얼마나 많은 전극 또는 전극부가 카테터 팁을 따라 위치되는지에 관계없이, 전극 부재 또는 전극부(3130, 3135)는 무선 주파수 전극이고, 하나 이상의 금속, 예를 들어, 스테인리스 스틸, 백금, 백금-아리듐, 금, 금도금 합금 및/또는 이와 유사한 것을 포함한다.

[0323] 일부 실시예에 따르면, 전극 부재 또는 전극부(3130, 3135)는 캡(예를 들어, 전기적 절연 캡)(3131)을 사용하여 (예를 들어, 길이 방향 또는 축 방향) 서로 이격된다. 일부 실시예에서, 캡(3131)의 길이(또는 인접하는 전극 부재 또는 전극부 사이의 분리 거리)는 0.5 mm이다. 다른 실시예에서, 바람직하거나 필요하면, 간격(G) 또는 분리 거리는 예를 들어, 0.1-1 mm(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.1 mm 이하, 1 mm 이상 등)와 같이 0.5 mm 이상이거나 이하이다.

[0324] 일부 실시예에 따르면, 분리자는 인접한 전극 부재 또는 전극부(3130, 3135) 사이의 캡(3131) 내에 배치된다. 분리자는, 예를 들어, 텤플론, 폴리에테르에테르케톤(PEEK), 다이아몬드, 에폭시, 폴리에테르아미드 수지(예를 들어, ULTEM TM), 세라믹 재료, 폴리아미드 등과 같은 하나 이상의 전기 절연 재료를 포함할 수 있다. 도 18a-18c 및 19a-19c에 도시된 바와 같이, 분리자는 캡(3131) 내에서 연장되는 열 전달 부재(3145)의 일부를 포함할 수 있다.

[0325] 인접한 전극 또는 전극부를 분리하는 캡(3131)과 관련하여 상술한 바와 같이, 절연 분리자의 길이는 0.5 mm일 수 있다. 다른 실시예에서, 분리자의 길이는, 바람직하거나 필요하면, 0.5 mm 이상 또는 이하(예를 들어, 0.1-0.2, 0.2-0.3, 0.3-0.4, 0.4-0.5, 0.5-0.6, 0.6-0.7, 0.7-0.8, 0.8-0.9, 0.9-1.0 mm, 상기 범위 사이의 값, 0.1 mm 이하, 1 mm 이상 등)일 수 있다.

[0326] 일부 실시예에 따르면, 도 18a 내지도 18c 및 도 19a 내지도 19c에 도시된 바와 같이, 스플릿 팁 전극 디자인으로 대상의 표적 조직을 성공적으로 절제하거나 가열 또는 치료하기 위해서, 2개의 전극 부재 또는 전극부(3130, 3135)는 RF 주파수에서 서로 전기적으로 결합된다. 따라서, 2개의 전극 부재 또는 전극부는 유용하게도 RF 주파수에서 하나의 긴 전극으로서 기능할 수 있다. 스플릿 팁 전극 디자인의 기능 및 특징에 관한 추가 세부 사항은 본 명세서에서 제공된다.

[0327] 도 19a-19c는 다양한 실시예에 따른 다수의 온도 측정 장치(3225)를 갖는 폐쇄형 관개식 절제 카테터(3220)의 원위부를 도시한다. 도 19a의 절제 카테터(3120A)는 도 18a의 절제 카테터(3120A)와 유사한 돔형 팁 전극 부재(3230)를 포함한다. 도 19b 및 도 19c의 절제 카테터(3220B)의 실시예는, 도 18b 및 도 18c의 절제 카테터(3120B)와 유사한 평탄 팁 전극 부재를 포함한다. 절제 카테터(3220A 및 3220B)는 도 18a-18c와 관련하여 상술

한 것들과 유사한 컴포넌트 및 특징을 포함한다. 예를 들어, 온도 측정 장치(3225)는 온도 측정 장치(3125)에 대응하고, 전극 부재(3230, 3235)는 전극 부재(3130, 3135)에 대응하고, 열 전달 부재(3245)는 열 전달 부재(3145)에 대응하며, 관개 도관(3250)은 관개 도관(3150)에 대응한다. 따라서, 이들 특징은 도 19a-19c와 관련하여 다시 설명되지 않을 것이다. 절제 카테터(3220)는 폐쇄형 관개식 장치로서 작동하기 때문에 관개 포트를 포함하지 않는다.

[0328] 절제 카테터(3220)는 관개 도관(3250) 내의 2개의 루멘(3265), 즉, 입구 루멘(예를 들어, 유체 전달 채널)(3265A) 및 출구 루멘(예를 들어, 복귀 채널)(3265B)을 포함한다. 도 19c의 단면도에 도시된 바와 같이, 입구 루멘(3265A)의 출구 및 출구 루멘(3265B)의 입구는 관개 도관(3250) 내의 이격된 위치에서 종단된다. 입구 루멘(3265A)의 출구는 원위 전극 부재(3230) 내에서 또는 원위 전극 부재(3230)의 근단부 표면에 인접하여 종단된다. 출구 루멘의 입구는 근위 전극 부재(3235)의 근단부에 근위에서 종단된다. 루멘(3265)의 원단부의 오프셋 간격은, 관개 도관 내의 난류, 보텍스 또는 다른 순환 유체 운동 또는 경로를 유용하게 유도하여, 열 전달 부재(3245) 및/또는 전극 부재와 접촉하는 유체를 지속적으로 리프레쉬 또는 교환하도록 유체를 순환시킴으로써 강화된 냉각을 용이하게 한다.

[0329] 몇몇 실시예에 따르면, 다수의 온도 측정 장치를 가진 절제 카테터는 스플릿 팁 전극 디자인 및/또는 열 전달 부재를 필요로 하지 않는다. 도 20은 스플릿 팁 전극 디자인 또는 열 전달 부재를 포함하지 않는 개방형 관개식 절제 카테터(3320)의 원위부의 사시도를 도시한다. 절제 카테터(3320)는 복수의 제1(예를 들어, 원위) 온도 측정 장치(3325A) 및 복수의 제2(예를 들어, 근위) 온도 측정 장치(3325B)를 포함한다. 온도 측정 장치(3325)는 온도 측정 장치(3125, 3225)(도 18a 내지도 19c)와 유사한 특징, 특성, 재료, 요소 및 기능을 포함한다. 절제 카테터(3320)는 단일의 단일 팁 전극(3330)을 포함하거나 단일의 단일 팁 전극(3330)으로 구성될 수 있다. 팁 전극(3330)은 각각의 이격된 위치에 온도 측정 장치(3325)를 위한 어퍼처, 슬롯, 보어 또는 개구를 포함할 수 있다. 도 20에 도시된 바와 같이, 근위 온도 측정 장치(3325B)는 팁 전극(3330)의 근위 모서리의 원위에 그러나 인접하게 배치된다. 근위 온도 측정 장치(3325B)는 근위 모서리의 1 mm 내(예를 들어, 팁 전극(3330)의 길이에 따라 0.9, 0.8, 0.7, 0.6, 0.5, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1 mm 내)에 배치될 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 온도 측정 장치(3325B)는 팁 전극(3330)의 근위 모서리의 근위에 및 상술한 원위 배치와 동일한 거리 내로 배치된다. 다양한 실시예에서, 온도 측정 장치는 전극 또는 스플릿 팁 전극 어셈블리의 근위 및 원위 모서리에 또는 그 근처에 배치되는데, 이들 위치가 가장 뜨거운 경향이 있기 때문이다. 제조 공차에 기초하여, 이들 온도 측정 장치는 전극(3330)의 근위 또는 원위 모서리에 내장될 수 있다. 따라서, 이들 위치에서 또는 그 부근에서의 온도 측정 장치의 배치는 과열 또는 탄화 또는 혈전 형성의 예방 또는 감소된 가능성을 촉진시킬 수 있다. 또한, 이러한 온도 측정 장치 배치는 관개 절제 중 조직 온도를 모니터링하는 기능을 제공한다.

[0330] 일부 실시예에서, 전도성 매체(예를 들어, 그래핀 또는 다른 탄소 나노 튜브)를 포함하는 에폭시는 절제 카테터 샤프트의 원위 튜브(일반적으로 플라스틱으로 형성됨)에 혼합될 수 있으며, 절제 카테터 자체의 원위 튜브 자체는 열 전달 기능을 할 수 있다. 일부 실시예에서, 전도성 에폭시의 첨가는 원위 튜브의 열전도도를 2-3 배 이상 증가시킬 수 있다. 이러한 전도성 튜브의 특징 및 도 20과 관련하여 상술한 다른 특징은 절제 카테터(3120, 3220)와 관련하여 사용될 수도 있다.

[0331] 도 21a 및 도 21b는, 조직과 각각 수직 접촉 및 수평 접촉하는 개방형 관개식 절제 카테터(3420)의 원위부 및 절제 카테터(3420)를 사용하여 조직에 에너지를 전달하여 열 병변의 형성을 개략적으로 도시한다. 몇몇 실시예에 따르면, 본 명세서에 상술한 다수의 온도 측정 장치를 갖는 절제 카테터는 다음의 결정을 유용하게 촉진한다. 조직에 대한 절제 카테터의 원위 팁의 배향, 열 병변 내의 추정 피크 온도, 및/또는 열 병변 내의 피크 온도 구역의 위치

[0332] 상술한 바와 같이, 온도 측정 장치(3425)는 신호를 프로세싱 장치(예를 들어, 도 1의 프로세서(46))로 송신 또는 전송할 수 있다. 프로세싱 장치는 하나 이상의 컴퓨터 관독 가능 저장 매체에 저장된 명령을 실행하여 각각의 온도 측정 장치(3425)에 대한 온도 측정치를 결정하고 결정된 온도 측정치를 서로 비교하여 그 비교에 적어도 부분적으로 기초해서 조직에 대한 절제 카테터의 원위 팁의 배향을 결정한다. 프로세싱 장치는 평행, 수직 또는 경사(예를 들어, 기울어지거나 비스듬한) 배향 중 하나로부터 배향을 선택할 수 있다.

[0333] 예를 들어, 원위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치가 근위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치보다 모두 더 크면(예를 들어, 더 뜨거울 때), 프로세서는 배향이 수직인 것으로 결정할 수 있다. 적어도 하나의 근위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치와 적어도 하나의 대응하는 원위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치가 유사하면, 프로세서는 배향이 평행하다고 결정할 수 있다.

[0334] 다른 예로서, 3개의 온도 측정 장치를 사용하는 실시예에 있어서, 3개의 근위 온도 측정 장치 중 2개가 제3 근위 온도 측정 장치보다 훨씬 낮은(그리고 대체로 동일한) 온도 측정치를 생성한다면, 프로세싱 장치는 배향이 평행하다고 결정할 수 있다. 3개의 온도 측정 장치를 사용하는 실시예에 있어서, 제1 근위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치가 제 2 근위 온도 측정 장치로부터의 온도 측정치보다 상당히 높고 제2 근위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치 제3 근위 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치보다 상당히 높으면, 프로세싱 장치는 배향이 평행이나 수직이 아니라 소정 각도로 비스듬하다고 결정할 수 있다. 일부 실시예에서, 배향은 형광 투시법, ICE 이미징 또는 다른 이미징 방법 또는 기술을 사용하여 확인될 수 있다.

[0335] 일부 실시예에서, 결정된 배향은 사용자에 의한 가시성을 위해 디스플레이(예를 들어, 그래픽 사용자 인터페이스) 상에 출력될 수 있다. 출력은 배향을 나타내는 하나 이상의 그래픽 이미지 또는 배향을 나타내는 영숫자 정보(예를 들어, 문자, 단어, 구 또는 숫자)를 포함할 수 있다. 프로세싱 장치는, 열 병변의 피크 온도의 더 정확한 추정치를 생성하기 위해서, 결정된 배향에 기초하여 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치에 보정 인자를 적용할 수 있다. 예를 들어, 수직 배향이 결정되면, 원위 온도 측정 장치에 대응하는 보정 인자 또는 함수가 추정 피크 온도를 결정하기 위해 적용될 수 있다.

[0336] 프로세싱 장치는, 일부 실시예에서, 온도 획득 모듈 및 온도 프로세싱 모듈을 포함할 수 있다. 온도 획득 모듈은 각각의 온도 측정 장치에 의해 생성된 온도 신호(예를 들어, 아날로그 신호)를 입력으로서 수신하도록 구성될 수 있다. 입력 신호는 소정의 시간주기로 연속적으로 수신될 수 있다. 온도 획득 모듈은 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하도록 구성될 수 있다. 온도 프로세싱 모듈은 온도 획득 모듈로부터 출력된 디지털 신호를 수신하고 보정 인자 또는 함수를 그들에 적용하여 전극 또는 다른 에너지 전달 부재의 주변에서 생성된 열적 병변에서 가장 높은 조직 온도, 피크 온도 또는 피크 온도를 추정할 수 있다. 온도 프로세싱 모듈은 다음의 식에 기초하여 온도 측정 장치(예를 들어, 써모커플)로부터 혼합 온도를 계산할 수 있다.

$$T_{\text{comp}}(t) = k(t) * f(TC1(t), TC2(t), \dots, TC_n(t))$$

[0338] 여기서 T_{comp} 는 혼합 온도, k 는 k 함수 또는 보정 또는 조정 함수, f 는 써모커플 판독 값 TC_i , $i = 1 \sim n$ 의 함수이다. k 함수는 시간에 따른 함수 또는 상수 값을 포함할 수 있다. 예를 들어, k 함수는 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$k(t) = e^{(-t/t)} + k_{\text{final}} * (1 - e^{(-t/t)})$$

[0340] 여기서, t 는 조직 시상수를 나타내는 시상수이고, k_{final} 은 이하의 도 22a와 관련하여 설명된 보정 인자 또는 함수에 대해 k 의 최종값이다.

[0341] 또한, 온도 프로세싱 모듈은 상술한 바와 같이 조직에 대한 의료기구의 원위 텁의 배향을 결정하도록 구성될 수 있다. 프로세싱 장치는 출력 모듈 및 피드백/모니터링 모듈을 더 포함할 수 있다. 출력 모듈은, 본 명세서에 설명된 다양한 출력과 같은, 디스플레이에 디스플레이 하기 위한 출력을 생성하도록 구성될 수 있다. 피드백/모니터링 모듈은, 측정된 온도 값을 소정의 설정 온도 또는 최대 온도와 비교하고 동작(예를 들어, 사용자로 하여금 파워 또는 다른 제거 파라미터를 조정하게 하는 경고 또는 파워 레벨의 자동 감소 또는 에너지 전달의 종료(온도가 설정 온도 이하로 떨어질 때까지 일시적일 수 있음))을 개시하도록 구성될 수 있다. 다양한 실시예에서, 설정 온도 또는 최대 온도는 섭씨 50 내지 90도(예를 들어, 섭씨 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85도)이다.

[0342] 몇몇 실시예에 따르면, 온도 측정 장치에 의해 결정된 온도 구배와 병변의 피크 온도 사이에 비례 관계가 있다. 이 관계로부터, 함수 또는 보정 인자는, 피크 온도를 결정을 결정하기 위해서 툭업 테이블에 저장된 수치 모델링(예를 들어, 유한 요소법 모델링 기술) 및/또는 측정치에 기초하여 생성되거나 적용되어 온도 측정 장치에 의해 식별된 온도 구배로부터 조정하거나 교정한다. 개방형 관개식 병변의 온도 구배는 병변 표면이 약간 냉각되고 피크 온도 구역이 더 깊어 지도록 되어 있다. 온도 측정 장치가 조직에 문힐수록 온도 측정 장치에 의해 결정된 온도 구배와 피크 온도 사이의 비례 관계가 더 나아지거나 더 정확해질 수 있다. 예를 들어, 온도 구배는 다음과 같이 추정될 수 있다.

$$DT/Dd = (T_{\text{distal}} - T_{\text{proximal}}) / TC_{\text{separation distance}}$$

[0344] 즉, 온도 공간 구배는 원위 및 근위 온도 측정 장치 사이의 온도 차이를 원위 및 근위 온도 측정 장치 사이의 거리로 나눈 값으로 추정된다. 피크 조직 온도(피크는 할 또는 벨리일 수 있음)는 다음과 같이 추정할 수 있다.

[0345] $T_{peak} = DT/Dd * T_{peak_dist} + T_{distal}$

[0346] 또한, 프로세싱 장치는 결정된 배향 및/또는 온도 측정치에 적어도 부분적으로 기초하여 열적 병변의 피크 온도 구역의 추정된 위치를 결정할 수 있다. 예를 들어, 수직 배향의 경우, 피크 온도 위치는 열 병변에서 수평 중심으로 결정될 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세서는 피크 온도 위치를 나타내는 정보를 디스플레이(예를 들어, 그래픽 사용자 인터페이스) 상에 출력하도록 구성될 수 있다. 정보는 텍스트 정보 및/또는 하나 이상의 그래픽 이미지를 포함할 수 있다.

[0347] 도 22a는 하나 이상의 분석 보정 인자 또는 함수를 온도 측정치에 적용함으로써(예를 들어, 수치 모델링 근사화 또는 루프 테이블을 사용) 온도 측정 장치로부터 획득된 온도 측정치가 피크 온도를 결정하기 위해 사용될 수 있음을 나타내는 그림이다. 도 6a에 도시된 바와 같이, 하나의 보정 인자 또는 함수(k)가 피크 온도를 결정하기 위해 원위 온도 측정 장치 각각에 적용될 수 있다. 일부 실시예에서, 상이한 보정 인자 또는 함수는, 결정된 방위 또는 온도 측정 장치에 의해 획득된 온도 측정치의 비교에 기초하여, 각각의 개별 온도 측정 장치 또는 온도 측정 장치 그룹의 서브 세트에 적용될 수 있어서, 피크 온도 및 피크 온도 구역 위치의 개선된 정확성을 제공할 수 있다. 피크 온도 및 피크 온도 구역 위치의 개선된 정확성은, 절제 파라미터가 온도 측정 장치로부터 프로세싱 유닛에 의해 수신된 피드백에 기초하여 조정될 수 있기 때문에, 보다 안전하고 신뢰성 있는 절제 처리를 유용하게 초래할 수 있다. 몇몇 실시예에 따르면, 조직 표면 아래의 심도에서의 피크 온도는 마이크로파 방사 측정법을 요구하지 않고서 정확하게 추정된다. 도 22a를 참조하면, 피크 조직 온도는 다음과 같이 추정될 수 있다.

[0348] $T_{peak}(t) = e^{(-t/t)} + k * (1 - e^{(-t/t)}) * \max(TCi(t));$

[0349] 여기서 i는 시간 t에서 온도 측정 장치의 최대 온도 판독 값을 나타내는 $\max(TCi(t))$ 와 함께 온도 측정 장치의 범위를 나타낸다. 예를 들어, 도 22b는 상기 공식의 구현을 도시한다. Trace 1은 1.8의 일정한 k 값 및 1의 t 값에서 추정된 피크 조직 온도(T_{peak})를 나타내고, Trace 2, 3, 및 4는 조직에 매립된 적외선 프로브를 사용하여 조직 표면으로부터 각각 1 mm, 3 mm 및 5 mm에서 측정된 실제 조직 온도를 나타낸다. 도면에서 알 수 있듯이, Trace 1의 추정된 피크 조직 온도(T_{peak})는 1 mm 심도에서 측정한 실제 피크 조직 온도(Trace 2)를 잘 추적한다.

[0350] 또 다른 실시예에서, 바이오 히트 방정식을 이용하는 예측 모델-기반 접근법이 피크 조직 온도를 추정하는데 이용될 수 있다. 치료(예를 들어, RF 절제) 중 체적 내 단일 지점에서의 시점 n에서의 온도 T를 결정하기 위한 재귀 알고리즘은 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$T_n = \frac{\frac{\rho \cdot C}{dt} \cdot T_{n-1} + W_e \cdot C \cdot T_a + P \cdot N}{\frac{\rho \cdot C}{dt} + W_e \cdot C}$$

[0351] 여기서 T_n 은 현재 온도이고, T_{n-1} 은 이전 온도이고, t는 시간이고, ρ 는 조직 밀도이고, C 는 조직의 비열이고, T_a 는 중심 동맥 온도이고, W_e 는 유효 관류 속도이며, $P \cdot N$ 은 조직에 증착된 체적 파워의 추정치를 제공한다. 위의 수식은 피크 온도(예를 들어, 열점)의 위치뿐만 아니라 온도 측정 장치 위치를 포함한 다양한 공간 위치에서 공식화될 수 있다. 모델 파라미터를 결정하기 위한 보정과 함께 상이한 위치에서 이 모델을 사용함으로써, 매핑 기술은, 다른 공간 위치의 측정 데이터를 사용하여 하나의 공간 위치에서 온도를 예측하는데 이용될 수 있다.

[0353] 일부 실시예에서, 프로세싱 장치는 피크 온도 또는 피크 온도를 나타내는 다른 출력(예를 들어, 그래픽 사용자 인터페이스)을 디스플레이상에 출력하도록 구성된다. 출력은 영숫자 정보(예를 들어, 도 단위의 온도), 하나 이상의 그래픽 이미지 및/또는 컬러 표시를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세서는 결정된 피크 온도가 문턱값 또는 최대 온도 이상이면 에너지 전달을 종료하도록 구성된 출력을 생성할 수 있다. 출력은 에너지 전달을 자동 종료하도록 구성된 신호를 포함할 수 있거나 또는 사용자로 하여금 에너지 전달을 수동으로 종료하게 하는 경고(청각적 및/또는 시각적)를 포함할 수 있다.

[0354] 다양한 실시예에서, 절제 파라미터는 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치에 기초하여 조정될 수 있다. 절제 파라미터는, 다른 것들 중에서도, 절제 지속 시간, 파워 변조, 접촉력, 목표 또는 설정 온도, 최대 온도를 포함할 수 있다. 프로세서(46)(도 1)는, 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치(및 그로부터 유도되거나 다

른 방식으로 결정된 다른 측정치 또는 추정치)에 기초하여, 제어 신호를 에너지 전달 모듈(40)로 전송하도록 구성될 수 있다.

[0355] 일 실시예에서, 에너지 전달 모듈(40)(도 1)은, 특정 파워 레벨의 무선 주파수 에너지가 전달되고 초과될 수 없는 최대 온도가 식별되는, 온도 제어 모드에서 작동하도록 설정될 수 있다. 각 온도 측정 장치는 주기적 또는 연속적으로(동시에 또는 토클된 큐리를 통해) 모니터링될 수 있다. 본 명세서에서 상술한 절제 카테터의 임의의 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치에 의해 결정될 때 최대 온도에 도달하거나 이를 초과하는 경우, 제어 신호가 에너지 전달 모듈로 전송되어 온도가 최대 온도 아래로 떨어질 때까지 절제 파라미터를 조정(예를 들어, 파워 레벨을 감소)하여 온도를 낮추거나 에너지 전달을 (일시적으로 또는 다른 방식으로) 종료할 수 있다. 조정은, 예를 들어, 에너지 전달 모듈(40)의 비례-적분-미분 제어기(PID 제어기)에 의해 실행될 수 있다. 다른 실시 예에서, 에너지 전달 모듈(40)은 파워 제어 모드에서 작동하도록 설정될 수 있으며, 파워 제어 모드에서 일정 수준의 전력이 연속적으로 인가되고, 온도 측정 장치들 각각으로부터 수신된 온도 측정치가 모니터되어 최대 온도가 초과되지 않는다. 일부 실시예에서, 온도 제어 모드는 설정 온도(예를 들어, 섭씨 70도, 섭씨 75도, 섭씨 80도)를 지정하고, 각각의 온도 측정 장치로부터 수신된 온도 측정치로부터 결정되는, 설정 온도로, 그 이하로 또는 그 근처로 온도를 유지하기 위해 전력 또는 다른 파라미터를 조정하는 것을 포함한다.

[0356] 아래 표 1은 본 명세서에서 상술한 절제 카테터의 일 실시예를 사용한 다양한 테스트 절제 처치에서 사용되는 절제 파라미터의 예를 나타낸다.

표 1

| 배향 | 혈류 (cm/s) | 관개 (ml/min) | 파워 (W) | 최대 조직 온도 (°C) | 병변 폭 (mm) | 병변 깊이 (mm) | 임피던스 (Ohms) |
|----|--------------|----------------|--------|------------------|--------------|---------------|----------------|
| 수평 | 0.5 | 15 | 13.3 | 91.7 | 9.8 | 5.2 | 85 |
| 수평 | 25 | 15 | 15.8 | 94.9 | 9.2 | 5.4 | 85 |
| 수평 | 0.5 | 0 | 8.6 | 98.8 | 11.2 | 4.7 | 85 |
| 수평 | 25 | 0 | 14.9 | 94.8 | 10.0 | 5.3 | 85 |
| 수직 | 0.5 | 15 | 16.8 | 99.4 | 11 | 5.6 | 83 |
| 수직 | 25 | 15 | 18.1 | 99.9 | 10.3 | 5.8 | 83 |
| 수직 | 0.5 | 0 | 10.4 | 97.9 | 10.3 | 4.8 | 83 |
| 수직 | 25 | 0 | 16.9 | 95.7 | 9.3 | 5.3 | 83 |

[0358] 표 1의 데이터로부터 알 수 있는 바와 같이, 최대 조직 온도 및 병변 크기는 관개의 유무에 관계없이 및/또는 파워를 조절함으로써 상당한 혈류의 유무에 관계없이 비교적 일정하게 유지된다. 본 발명의 실시예에 따른 다양한(multi-variant) 또는 다수의 온도 측정 장치 시스템은 상이한 전극-조직 배향 하에서 적절한 조직 절제를 보장한다. 상술한 바와 같이, 전극-조직 배향은 다수의 온도 측정 장치로부터의 관독 값에 기초하여 결정될 수 있다. 근위 온도와 원위 온도가 모두 지배적일 경우, 전극 배향은 조직과 평행하다고 추정되거나 표시된다. 유사하게, 원위 온도가 지배적일 때, 전극 배향은 수직인 것으로 추정 및/또는 표시된다. 근위 및 원위 우세 온도의 조합은 경사 전극 배향에 대한 지표를 제공할 수 있다. 도 23a는 수직 배향을 나타내는 다수의 온도 측정 장치(예를 들어, 씨모커플)로부터의 온도 데이터 곡선을 도시하고, 도 23b는 경사 배향을 나타내는 다수의 온도 측정 장치(예를 들어, 씨모커플)로부터의 온도 데이터 곡선을 나타낸다.

접촉 감지

[0359] 일부 실시예에 따르면, 고분해능 매핑 및 무선 주파수 제거에 사용될 수 있는 전극(예를 들어, 무선 주파수 또는 RF 전극)의 다양한 구현이 본 명세서에 개시되어 있다. 예를 들어, 본 명세서에서보다 상세히 설명되는 바와 같이, 절제 또는 다른 에너지 전달 시스템은 고분해능 또는 조합 전극 디자인을 포함할 수 있으며, 에너지 전달 부재(예를 들어, 무선 주파수 전극, 레이저 전극, 마이크로파 송신 전극)는 2개 이상의 분리된 전극 또는 전극 부재 또는 전극부를 포함한다. 또한 본 명세서에서 논의된 바와 같이, 일부 실시예에서, 이러한 분리된 전극 또는 전극부는 유용하게(예를 들어, 표적 조직의 바람직한 가열 또는 제거를 총체적으로 생성하기 위해) 서로 전기적으로 결합될 수 있다. 다양한 실시예에서, 조합 전극 또는 스플릿 팁 디자인은, 전극 또는 다른 에너지 전달 부재의 하나 이상의 부분이 조직(예를 들어, 심장 내막 조직)과 접촉하는지 여부 및/또는 접촉된 조직이 절제되었는지 여부를 결정(예를 들어, 조직이 생존할 수 있는지 여부를 결정하기 위해)하는데 영향을 줄 수 있다.

[0361] 본 발명의 몇몇 실시예는 다음 이점 중 하나, 일부 또는 모두를 포함하기 때문에 특히 유용하다. (i) 쉽게 확인

가능한 실제 조직 접촉의 확인, (ii) 쉽게 확인할 수 있는 절제된 조직 대 절제되지 않은(생존 가능한) 조직과의 접촉 확인, (iii) 발명이 임의의 특별한 센서를 요구하지 않기 때문에 저비용, (iv) 방사 측정법의 사용을 요구하지 않음, (v) 사용자에게 여러 형태의 출력 또는 피드백 제공, (vi) 사용자가 디스플레이를 보지 않아도 되는 출력을 사용자에게 제공, 및/또는 (vii) 더 안전하고 신뢰성 있는 절제 처리를 제공

[0362] 도 1을 참조하면, 일부 실시예에 따르면, 전달 모듈(40)은 치료 시스템(10)의 하나 이상의 측면을 조절하도록 구성된 프로세서(46)(예를 들어, 프로세싱 또는 제어 장치)를 포함한다. 전달 모듈(40)은 또한 시스템(10)의 동작과 관련된 동작 파라미터 및/또는 다른 데이터를 저장하는데 사용될 수 있는 메모리 유닛 또는 다른 저장 장치(48)(예를 들어, 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 매체)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 프로세서(46)는 접촉 감지 및/또는 조직 유형 검출 모듈 또는 서브 시스템을 포함하거나 또는 이들과 통신한다. 접촉 감지 서브 시스템 또는 모듈은 의료기구(20)의 에너지 전달 부재(들)(30)이 조직과 접촉하는지(예를 들어, 효과적인 에너지 전달을 제공하기에 충분한 접촉) 여부를 결정하도록 구성될 수 있다. 조직 유형 검출 모듈 또는 서브 시스템은 하나 이상의 에너지 전달 부재(들)(30)과 접촉하는 조직이 절제되거나 다른 방법으로 치료되었는지 여부를 결정하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템(10)은 접촉 감지 서브 시스템(50)을 포함한다. 접촉 감지 서브 시스템(50)은 프로세서(46)에 통신 가능하게 결합될 수 있고 및/또는 분리된 제어기 또는 프로세서 및 메모리 또는 다른 저장 매체를 포함할 수 있다. 접촉 감지 서브 시스템(50)은 접촉 감지 및 조직 유형 결정 기능 모두를 실행할 수 있다. 접촉 감지 서브 시스템(50)은, (도 1에 개략적으로 도시된 바와 같이) 시스템의 분리된 독립형 하위 컴포넌트일 수 있거나 에너지 전달 모듈(40) 또는 의료기구(20)에 통합될 수 있다. 접촉 감지 서브 시스템에 관한 추가 세부 사항은 아래에 제공된다.

[0363] 일부 실시예에서, 프로세서(46)는 하나 이상의 동작 방식에 기초하여 에너지 발생 장치(42)로부터 의료기구(20)의 에너지 전달 부재(30)로의 에너지 전달을 자동으로 조절하도록 구성된다. 예를 들어, 에너지 전달 부재(30)에 제공되는 에너지(및 이에 따라 표적 조직으로 또는 표적 조직으로부터 전달되는 열의 양)는, 다른 것들 중에서, 치료되는 조직의 검출된 온도, 조직이 절제된 것으로 결정되었는지 여부, 또는 에너지 전달 부재(30)가 치료되는 조직과 접촉(예를 들어, "충분한"접촉, 또는 문턱 레벨 이상의 접촉)하였다고 결정되었는지 여부에 기초하여 조절될 수 있다.

[0364] 도 24를 참조하면, 원위 전극(30A)은 하나 이상의 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등)를 사용하여 에너지가 공급될 수 있다. 예를 들어, 일부 구성을 통해, 관개 튜브의 외부는 하나 이상의 전기 전도성 재료(예를 들어, 구리, 다른 금속 등)을 포함 및/또는 이것으로 코팅된다. 따라서, 하나 이상의 전도체는 관개 튜브의 전도성 표면 또는 부분과 접촉하여 배치되어 전극 또는 전극부(30A)를 에너지 전달 모듈(예를 들어, 도 1의 에너지 전달 모듈(40))에 전기적으로 결합시킬 수 있다. 그러나, 전극 또는 전극부(30A)를 에너지 전달 모듈과 전기적으로 연통하게 하는 하나 이상의 다른 장치 및/또는 방법이 사용될 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 와이어, 케이블 및/또는 다른 전도체가 관개 도관을 사용하지 않고 전극에 직접 또는 간접적으로 결합될 수 있다. 에너지 전달 모듈은 접촉을 결정하는데 유용한 주파수(예를 들어, 5 kHz와 1000 kHz 사이)에서 전자기 에너지를 전달하도록 구성될 수 있다.

[0365] 도 24는 상이한 주파수에서 분리된 전극 또는 전극부(30A, 30b) 사이의 바이폴라 임피던스를 측정함으로써 접촉 감지 또는 결정을 실행하는데 사용될 수 있는 조합 또는 스플릿 텁 전극 어셈블리의 일 실시예를 개략적으로 도시한다. 저항 값은 옴의 법칙 전압 = 전류 * 저항 또는 $V = IR$ 에 근거하여 전압 및 전류로부터 결정될 수 있다. 따라서 저항은 전압을 전류로 나눈 값과 같다. 마찬가지로 전극 사이의 임피던스가 복소수인 경우, 복소 전압 및 전류를 측정하고 $V_{\text{complex}} = I_{\text{complex}} * Z_{\text{complex}}$ 로 임피던스(Z)를 결정할 수 있다. 이 경우, 임피던스에 대한 크기 및 위상 정보는 모두 주파수의 함수로서 결정될 수 있다. 상이한 주파수는 에너지 전달 모듈(예를 들어, 도 1의 에너지 전달 모듈(40)의 에너지 발생 장치(42)에 의해) 또는 접촉 감지 서브 시스템(예를 들어, 도 1의 시스템(10)의 접촉 감지 서브 시스템(50))에 의해 스플릿 텁 전극 어셈블리에 적용될 수 있다. 전압 및 전류 값은 알고 있거나 측정할 수 있으므로, 저항 및/또는 복소 임피던스 값은 옴의 법칙을 사용하여 전압 및 전류 값으로부터 결정할 수 있다. 따라서, 임피던스 값은 직접적으로 임피던스 측정치를 얻는 것보다 여러 실시 예에 따라 측정된 전압 및/또는 전류 값에 기초하여 계산될 수 있다.

[0366] 도 25a는 주파수 범위(5kHz 내지 1000kHz)에 걸쳐 혈액(또는 혈액/식염수 조합) 및 심장 조직의 저항 또는 크기 임피던스 값을 도시하는 곡선이다. 임피던스 값은 측정된 임피던스 크기를 최대 임피던스 크기 값으로 나눔으로써 정규화된다. 곡선으로부터 알 수 있듯이 정규화된 혈액(또는 혈액/식염수 조합)의 임피던스는 전체 주파수 범위에서 크게 변하지 않는다. 그러나, 심장 조직의 정규화된 임피던스는 주파수의 범위에 따라 크게 달라지며

대략 "s" 자형"곡선을 형성한다.

[0367] 일 실시예에서, 특정 주파수 범위 내에서 2, 3, 4, 5, 6 또는 6 개 이상의 상이한 주파수에서 저항 또는 임피던스 측정치를 획득할 수 있다. 몇몇 실시예에서, 주파수의 범위는 표적 조직을 절제하거나 가열하는데 사용되는 주파수의 범위에 걸쳐있을 수 있다. 예를 들어, 저항 범위 또는 임피던스 측정치는 주파수 범위 내에서 두 개의 상이한 주파수 f_1 및 f_2 에서 얻어 질 수 있으며, f_2 가 f_1 보다 크다. 또한, 주파수 f_1 은 절제 주파수 범위보다 낮을 수 있고 f_2 는 절제 주파수 범위보다 높을 수 있다. 다른 실시예에서, f_1 및/또는 f_2 는 절제 주파수의 범위 내에 있을 수 있다. 일 실시예에서, f_1 은 20 kHz이고 f_2 는 800 kHz이다. 다양한 실시예들에서, f_1 은 10 kHz와 100 kHz 사이이며, f_2 는 400 kHz와 1000 kHz 사이이다. 상이한 주파수에서 획득된 임피던스 크기 값을 비교함으로써, 프로세싱 장치(예를 들어, 도 1의 프로세서(46)에 결합되거나 프로세서에 의해 실행 가능한 접촉 감지 서브 시스템 또는 모듈)는, 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령의 실행시에, 전극부(30A)가 조직(예를 들어, 심장 조직)에 접촉하는지 여부를 결정할 수 있다.

[0368] 예를 들어, 더 높은 주파수(f_2)에서 획득된 임피던스 크기 값과 더 낮은 주파수(f_1)에서 획득된 임피던스 크기 값의 비율 r 이 소정의 문턱값보다 작은 경우, 프로세싱 장치는 (예를 들어, 일시적이지 않은 컴퓨터-판독 가능 저장 매체에 저장된 특정 프로그램 명령의 실행시) 전극부(30A)가 심장 조직 또는 다른 표적 조직에 접촉하고 있다고 결정할 수 있다. 그러나, 더 높은 주파수(f_2)에서 획득된 임피던스 크기 값과 더 낮은 주파수(f_1)에서 획득된 임피던스 크기 값의 비율 r 이 소정의 문턱값보다 큰 경우, 프로세싱 장치는 전극부(30A)가 심장 조직이 아니라 혈액 또는 혈액/식염수와 접촉하고 있다고 결정할 수 있다. 접촉 결정은 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\frac{r_{f_2}}{r_{f_1}} < \text{threshold} = \text{CONTACT}$$

$$\frac{r_{f_2}}{r_{f_1}} > \text{threshold} = \text{NO_CONTACT}$$

[0370] [0371] 다양한 실시예들에서, 소정의 문턱값은 0.2와 1 사이의 값(예를 들어, 0.2와 0.99 사이, 0.3과 0.95 사이, 0.4와 0.9 사이, 0.5와 0.9 사이 또는 이들의 중첩 범위)을 갖는다.

[0372] 다양한 실시예에서, 저항 또는 임피던스 측정치는, 도 25b에 도시된 바와 같이, 관심 주파수들을 포함하는 멀티 톤 신호인 소스 전압 또는 전류 과형을 이용하여, 상이한 주파수들(예를 들어, 2개, 3개, 4 개 또는 그 이상의 상이한 주파수들)에서 주기적으로 또는 연속적으로 획득된다. 멀티 톤 신호 또는 과형은 시간-도메인에서 샘플링될 수 있고, 그 후 주파수 영역으로 변환되어 도 25c에 도시된 바와 같이 관심 주파수에서 저항 또는 임피던스를 추출할 수 있다. 일부 실시예에서, 접촉을 나타내는 측정치 또는 결정은 주파수 도메인 대신 시간 도메인에서 획득될 수 있다. 상이한 주파수를 갖는 신호 또는 과형이 사용될 수 있다. 몇몇 실시예에 따르면, 접촉 감지 동작을 실행하는 것은 조합 또는 스플릿 텁 전극 어셈블리의 전기곡선도(EGM) 기능에 거의 또는 전혀 영향을 미치지 않도록 디자인된다. 예를 들어, 공통 모드 초크들 및 DC 차단 회로들은 도 25d에 도시된 바와 같이 임피던스 측정 회로의 경로에서 이용될 수 있다. 또한, 회로는 임피던스 측정의 정확성을 향상시키기 위해 대상에게 최대 전류 흐름을 제한하는 기준 저항 R과 이중 전압 샘플링 점 V_1 및 V_2 를 포함할 수 있다. 추가적으로, (예를 들어, 7 kHz의 차단 주파수를 가지는) 저역 통과 필터 회로는 도 4d에 도시된 바와 같이 EGM 기록 시스템의 경로에서 이용될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 도 25d에 도시된 회로의 전부 또는 일부는, 도 1의 접촉 감지 서브 시스템(50) 또는 도 27의 접촉 감지 서브 시스템(4650)과 같은 접촉 감지 서브 시스템에서 사용된다. 접촉 감지에 사용되는 주파수는, EGM 기록 또는 매핑 주파수보다 적어도 5배 이상, 적어도 6배 이상, 적어도 7배 이상, 적어도 8배 이상, 적어도 9배 이상, 적어도 10배 이상이 될 수 있다. 접촉 감지 서브 시스템은, 예를 들어, 아날로그-디지털 변환기(ADC) 및 마이크로 제어기(MCU)를 포함하는 프로세싱 장치에 의해 제어될 수 있다. 프로세싱 장치는 도 1의 프로세싱 장치(46)와 일체형이거나, 분리된 독립형 프로세싱 장치일 수 있다. 분리된 프로세싱 장치가 사용되면, 분리된 프로세싱 장치는 도 1의 프로세싱 장치(46)에 통신 가능하게 연결될 수 있다.

[0373] 다양한 실시예에서, 저항 또는 임피던스 측정치(예를 들어, 총 임피던스 또는 복소 임피던스의 컴포넌트 부분)는, 상이한 주파수 사이에서 스위칭함으로써, 상이한 주파수(예를 들어, 2개 또는 3개의 상이한 주파수)에서 주기적으로 또는 연속적으로 획득된다. 몇몇 실시예에 따르면, 접촉 감지 동작을 실행하는 것은 조합 전극 또는

스플릿 텁 어셈블리의 전기곡선도(EGM) 기능에 거의 또는 전혀 영향을 미치지 않도록 디자인될 수 있다. 따라서, 상이한 주파수들 사이의 스위칭은, 도 26a에 도시된 바와 같이, AC 신호 파형의 제로 크로싱(zero crossing)과 유용하게 동기화될 수 있다. 일부 실시예에서, 주파수 스위칭이 제로 크로싱에서 발생하지 않으면, 아티팩트가 전기곡선도에 유도될 수 있고, 그에 따라 전기곡선도의 품질이 저하될 수 있다. 일부 실시예에서, 임피던스 측정치(예를 들어, 바이폴라 임피던스 측정치)는 복수의 주파수에서 동시에 획득된다. 다른 실시예에서, 임피던스 측정치는 다수의 주파수에서 순차적으로 획득된다.

[0374] 다른 실시예에서, 접촉 감지 또는 결정은 f_{\min} 에서 f_{\max} 까지의 전체 주파수 범위(예를 들어, 5 kHz 내지 1 MHz, 10 kHz 내지 100 kHz, 10 kHz 내지 1 MHz)에서 저항 또는 임피던스 측정치를 얻음으로써 실행된다. 이러한 실시예에서, 주파수 범위의 변화 또는 주파수 범위에 걸친 임피던스 측정치는 전극부(30A)가 조직(예를 들어, 심장 조직)과 접촉하는지의 여부를 나타낸다.

[0375] 임피던스 측정치는 모델에 적용될 수 있다. 예를 들어, 주파수 응답 함수 $r(f)$ 가 생성되어 다항식 또는 다른 피팅 함수에 삽입될 수 있다. 함수는 다음과 같은 형태를 취할 수 있다.

$$r(f) = a \cdot f^3 + b \cdot f^2 + c \cdot f + d$$

[0377] 여기서 a , b , c 및 d 는 $r(f)$ 의 응답을 측정 데이터에 매치하는 다항식 함수의 항이다. 전극이 조직과 접촉하고 있는지 여부를 결정하기 위해 다항식 항에 문턱 값을 설정할 수 있다. 예를 들어, 큰 d 항은 조직 접촉을 나타내는 큰 임피던스를 나타낼 수 있다. 유사하게, 큰 c 항은 조직 접촉을 나타내는 임피던스에서 큰 기울기를 나타낼 수 있다. 고차항은 조직 접촉을 나타내는 임피던스 응답의 다른 미묘한 차이를 나타내기 위해 활용될 수 있다.

[0378] 일부 실시예들에서, 도 26b에 도시된 것과 같은 회로 모델이 주파수 응답 함수 $r(f)$ 를 결정하기 위해 사용된다. 모델은 전극 및 전극-조직 인터페이스의 반응을 예측하는 저항 및 커패시터를 포함할 수 있다. 이러한 접근법에서, R 및 C 값은 측정된 데이터에 가장 잘 맞는 것으로 결정될 수 있고, 문턱값은 전극이 조직과 접촉하는지 여부를 결정하기 위해 R 및 C 값에 기초하여 이용될 수 있다. 예를 들어, 작은 값의 커패시턴스 C_2 는 조직 접촉 상태를 나타낼 수 있지만 큰 값은 접촉 없음을 나타낼 수 있다. 바람직하거나 및/또는 필요하면, 전극 임피던스의 거동을 모델링하는 다른 회로 구성도 가능하다.

[0379] 일부 실시예에서, 접촉 감지 또는 접촉 결정 평가는 절제 에너지 전달의 개시 이전에 실행되고 에너지 전달 동안 실행되지 않는다. 이 경우, 스위칭은, 도 26c에 도시된 바와 같이, 접촉 임피던스 측정 회로를 절제 에너지로부터 분리하기 위해 이용될 수 있다. 이 구현에서, 스위치(SW1)는 개방되어 스플릿 텁 커패시터(C_{ST})를 차단하고 C_{ST} 가 단락 회로(또는 측정과 병렬로 낮은 임피던스)를 나타낼 수 있는 보다 높은 주파수 범위에서 임피던스 측정을 가능하게 한다. 동시에, 스위치 SW2 및 SW3은 임피던스 측정 회로 또는 접촉 감지 서브 시스템에 연결되도록 설정된다. 도 26c에 도시된 바와 같이, 임피던스 측정 회로 또는 접촉 감지 서브 시스템은 도 25d에 도시된 것과 동일하다. 절제가 실행될 때, SW2 및 SW3은 텁 전극을 절제 에너지 소스(예를 들어, 도 26C에서 RF로 표시된 RF 제너레이터)에 연결하고 임피던스 측정 회로를 분리한다. 또한, SW1은 스플릿 텁 커패시터(C_{ST})를 연결하기 위해 스위칭되어, 한 쌍의 전극이 낮은 임피던스 경로를 통해 전기적으로 연결되게 한다. 일부 실시예에서, 스플릿-텁 커패시터(C_{ST})는 460 kHz에서 약 4 옴보다 낮은 직렬 임피던스를 도입하는 100 nF 커패시터를 포함하며, 일부 구성에 따르면, 이는 무선 주파수 절제를 위한 목표 주파수이다. 또한, 도 26c에 도시된 바와 같이, 절제 전류 경로는 양 전극에서 공통 접지 패드까지이다. 임피던스 측정을 위한 다른 전류 경로도 가능하지만, 임피던스 측정 경로는 두 전극 사이에 있다. 일부 실시예에서, 스위치는 전기 기계식 릴레이와 같은 릴레이이다. 다른 실시예에서, 다른 유형의 스위치(예를 들어, 반도체, MEMS 등)가 이용된다.

[0380] 일부 실시예에서, 접촉 감지에 사용되는 주파수가 절제 주파수(들)의 범위를 벗어나기(위 또는 아래, 또는 둘 다) 때문에 절제 에너지 또는 파워(예를 들어, 절제 무선 주파수 에너지 또는 파워)가 전달되는 동안에 상술한 접촉 감지 또는 접촉 결정 평가가 실행될 수 있다.

[0381] 도 27은 절제 쳐치 및 접촉 감지 또는 결정 절차를 동시에 실행하도록 구성된, 고분해능, 조합 전극 또는 스플릿 텁, 전극 카테터를 포함하는 시스템(4600)을 개략적으로 도시한다. 고분해능(예를 들어, 스플릿 텁) 전극 어셈블리(4615)는 캡에 의해 분리된 2개의 전극 또는 2개의 전극 부재 또는 전극부(4630A, 4630b)를 포함할 수 있다. 분리자는 전극 또는 전극부(4630A, 4630b) 사이의 캡(G) 내에 위치된다. 스플릿-텁 전극 어셈블리(4615)는 도 2와 관련하여 상술한 스플릿-텁 전극 어셈블리의 특징 및/또는 본 명세서에서 다르게 개시된 특징을 포함할

수 있다. (도 25d에 도시된 접촉 감지 서브 시스템과 같은) 접촉 감지 서브시스템(4650)이 스플릿 텁 전극 어셈블리(4615)에 대한 접촉 감지 또는 결정 평가를 실행하는데 사용되는 상이한 주파수 범위(예를 들어, 5 kHz 내지 1000 kHz사이)에서 (여기 신호와 같은) 저전력 신호(4607)를 전달하는 동안 (도 1의 에너지 전달 모듈(40)과 같은) 에너지 전달 모듈(미도시) 또는 다른 신호 소스(4605)는 절제 범위(예를 들어, 200 kHz~800 kHz 무선 주파수 에너지)에서 신호를 생성, 전달 및/또는 인가하도록 구성될 수 있다. 저 전력 신호(들)(4607)는 멀티 톤 신호 또는 파형 또는 상이한 주파수들을 갖는 분리된 신호들을 포함할 수 있다. 접촉 감지 서브 시스템(4650)은, 도 25d에 도시된 소자들, 및 절제 주파수를 차단하는 노치 필터 회로(예를 들어, 460 kHz 절제 주파수가 사용되는 경우 460 kHz 노치 필터)를 포함할 수 있다. 이 구성에서, 필터(4684)는 접촉 감지 주파수와 절제 주파수를 분리하는데 이용된다.

[0382] 필터(4684)는 예를 들어, LC 회로 소자, 또는 인덕터가 없는 하나 이상의 커패시터를 포함할 수 있다. 필터(4684)의 컴포넌트의 소자 및 값은, 표적 조직의 절제에 영향을 주기 위해 에너지 전달 모듈에 의해 전달된 절제 주파수의 중심 주파수에서 최소 임피던스를 중심에 두도록 선택될 수 있다. 일부 실시예에서, 필터링 소자(4684)는, 무선 주파수 전류가 시스템에 인가될 때, 2개의 전극 또는 전극부(4630A, 4630b)를 전기적으로 결합하는 단일 커패시터를 포함한다. 일부 실시예에서, 커패시터는 460kHz에서 약 4 옴보다 낮은 직렬 임피던스를 도입하는 100nF 커패시터를 포함하는데, 이는 일부 구성에 따라 절제(예를 들어, RF 절제)를 위한 목표 주파수이다. 그러나, 다른 실시예에서, 시스템에 통합되는 커패시터(들) 또는 다른 대역 통과 필터링 소자의 캐패시턴스는, 바람직하거나 필요하면, 동작 RF 주파수에 따라, 100 nF 이상 또는 이하, 예를 들어, 5-300 nF일 수 있다. 이 경우, 접촉 감지 임피던스 주파수는 모두 절제 주파수 범위보다 낮으나, 다른 구현들에서, 접촉 감지 임피던스 주파수들 중 적어도 일부는 절제 주파수 범위 내에 또는 그 위에 있다.

[0383] 도 28은, 예를 들어, 필터(4684)를 포함하는 LC 회로 소자의 임피던스 곡선을 나타낸다. 도시된 바와 같이, 최소 임피던스는 절제 RF 주파수(일례로서 460 kHz)의 중심 주파수에서 중심에 있으며, 임피던스는 EGM 신호 또는 접촉 감지 측정에 영향을 미치지 않도록 EGM 스펙트럼의 주파수에서 높다. 추가적으로, 접촉 임피던스 측정은, RF 주파수(및 EGM 스펙트럼 위) 위 및/또는 아래에 존재하는 주파수에서 실행된다. 예를 들어, $f_1 = 20\text{kHz}$ 및 $f_2 = 800\text{kHz}$ 인 두 개의 주파수 f_1 및 f_2 가 이용될 수 있다. 이러한 주파수에서 LC 회로는 전극과 병렬로 큰 임피던스를 가지므로 임피던스를 측정할 수 있다. 일부 실시예에서, 인덕터 L은 $240 \mu\text{H}$ 의 인덕턴스 값을 가지며, 커패시터 C는 5nF 의 캐패시턴스 값을 갖는다. 그러나, 다른 실시예에서, 인덕터 L은 $30 \mu\text{H}$ 내지 $1000 \mu\text{H}$ (예를 들어, 30 내지 200 μH , 200 내지 300 μH , 250 내지 500 μH , 300 내지 600 μH , 400 내지 800 μH , 500 내지 1000 μH , 상기 범위에 중복되는 범위) 범위일 수 있고, 커패시터 C는 0.12nF 내지 $3.3 \mu\text{F}$ (예를 들어, 0.12 내지 0.90 nF, 0.50 내지 1.50 nF, 1 nF 내지 3 nF, 3 nF 내지 10 nF, 5 nF 내지 100 nF, 100 nF 내지 1 μF , 500 nF 내지 2 μF , 1 μF 내지 3.3 μF)의 범위일 수 있다. 다양한 실시예들에서, f_1 은 10 kHz와 100 kHz 사이이며, f_2 는 400 kHz와 1000 kHz 사이이다.

[0384] 몇몇 실시예에 따르면, 절제가 성공했는지 여부를 확인하기 위해, 접촉 감지에 사용된 것과 동일한 하드웨어 및 구현이 조직 유형(예를 들어, 생존 조직 대 절제 조직)을 결정하는데 사용될 수 있다. 도 29는 주파수 범위에 걸쳐 절제된 조직, 생존 조직 및 혈액에 대한 저항 또는 임피던스 크기를 나타내는 곡선이다. 도면에서 알 수 있듯이, 절제된 조직의 저항은 높은 저항 값(200 옴)에서 시작하여 실질적으로 평탄하거나 안정되게 유지되며, 주파수 범위에 걸쳐 약간 감소한다. 혈액의 저항은 낮은 저항(125옴)에서 시작하여 실질적으로 평탄하거나 안정되게 유지되며 주파수 범위에 걸쳐서 크게 감소하여 "S 자형"곡선을 대략 형성한다. 절제된 조직과 생존 조직 사이의 저항 반응이 상이한 이유는, 생존 가능한 세포(예를 들어, 심장 세포)가 낮은 주파수 신호는 차단하며 높은 주파수 신호는 통과시키는 고역 통과 커패시터 역할을 하는 막으로 둘러싸여 있지만, 절제된 조직의 세포는 절제된 결과 더 이상 그러한 막을 갖지 않는다는 사실에 적어도 부분적으로는 기초하기 때문이다. 혈액 저항에 대해 실질적으로 평탄한 반응을 보이는 이유는, 대부분의 혈액이 낮은 임피던스를 가진 다소의 전해질인 혈장으로 구성되어 있기 때문이다. 적혈구는 생존 심장 세포와 같은 커패시터 역할을 하는 비슷한 막을 가지고 있기 때문에 약간의 차이가 있다. 그러나 적혈구는 혈액 구성에서 작은 비율을 차지하기 때문에 적혈구의 영향은 크지 않다.

[0385] 상술한 접촉 감지 평가와 유사하게, 저항 또는 임피던스 크기 값은 둘 이상의 주파수(예를 들어, 20 kHz 및 800 kHz)에서 얻어질 수 있고, 그 값은 서로 비교되어 비율을 결정할 수 있다. 일부 실시예에서, 더 높은 주파수(f_2)에서의 임피던스 크기 값 대 더 낮은 주파수(f_1)에서의 임피던스 크기 값의 비율이 문턱값보다 작으면, 프로세싱 장치(예를 들어, 메모리에 저장된 조직 유형 결정 모듈을 실행하는 프로세싱 장치(4624))는 접촉된 조직

이 생존 조직이라고 결정하고, 더 높은 주파수(f2)에서의 임피던스 크기 값 대 더 낮은 주파수(f1)에서의 임피던스 크기 값의 비율이 문턱값보다 크면, 프로세싱 장치(4624)는 접촉된 조직이 절제된 조직이라고 결정한다. 다양한 실시예에서, 소정의 문턱값은 0.5와 0.8 사이의 값(예를 들어, 0.50, 0.55, 0.60, 0.65, 0.70, 0.75, 0.80)을 갖는다.

[0386] 일부 실시예에서, 주파수 f2 및 f1에서의 임피던스 크기 차이 및 임피던스 크기 비율의 차이의 조합을 이용하여 접촉 상태(예를 들어, 접촉 대 혈액)뿐만 아니라 조직 유형(예를 들어, 생존 조직과 절제 조직)을 결정한다. 일부 실시예에서, 접촉 상태 및 조직 유형 결정은 에너지 전달 또는 다른 치료 처치 중에 실행되지 않는다. 다른 실시예에서, 접촉 상태 및/또는 조직 유형 결정은, 에너지 전달 또는 다른 치료 처치 중에, 상이한 주파수 신호를 분리하기 위한 필터 및/또는 다른 신호 처리 기술 및 메커니즘을 사용하여 실행된다.

[0387] 임피던스 크기 이외에, 접촉 감지(예를 들어, 접촉 감지 서브 시스템(50, 4650))에 사용되는 동일한 하드웨어 및 구현이 전극부 사이 임피던스(예를 들어, 복소 임피던스)의 위상을 계산하는데 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 임피던스의 위상은, 상이한 접촉 상태(예를 들어, 접촉 대 혈액)뿐만 아니라 상이한 조직 상태(예를 들어, 생존 조직 대 절제된 조직)를 결정하기 위한 알고리즘에 추가될 수 있다. 도 30은 전극부 사이 임피던스의 위상 대 생존 조직, 절제된 조직 및 혈액에 대한 주파수의 예를 도시한다. 위상은 혈액에 대해 더 크고(0도에 가깝고) 생존(절제되지 않은) 조직에 비해 작아지는 경향이 있다. 절제된 조직의 경우, 위상은 혈액과 생존 조직 사이에 있을 수 있다. 일 실시예에서, 단일 주파수에서 음의 위상 쉬프트는 (생존 또는 절제된) 조직과의 접촉을 나타낸다. 더 큰 음의 위상 쉬프트는 생존 조직과의 접촉을 나타낼 수 있다. 일 실시예에서, 800 kHz에서-10도 이하의 위상은 (생존 또는 절제된) 조직과의 접촉을 나타낸다. 일 실시예에서, 800kHz에서-20.5도 이하의 위상은 생존 조직과의 접촉을 나타낸다. 다른 실시예에서, 다른 주파수 또는 주파수의 조합에서의 위상은 접촉 상태 및 조직 유형을 결정하는데 이용된다. 일부 실시예에서, 임피던스 크기 및 위상은 백터 양으로서 함께 이용되고, 상이한 주파수에 대한 백터의 차이는 접촉 상태 및 조직 유형을 결정하는데 이용된다.

[0388] 일부 실시예에서, 주파수 f_2 및 f_1 에서의 임피던스 크기 차이, 임피던스 크기 값의 비율의 차이 및 임피던스의 위상의 차이의 조합이 함께 이용되어 접촉 상태(예를 들어, 접촉 대 혈액)뿐만 아니라 조직 유형(예를 들어, 생존 조직과 절제 조직)을 결정한다. 일 실시예에서, 도 31에 도시된 결정 프로세스(5000)는 접촉 상태뿐만 아니라 조직 유형을 결정하는데 이용된다. 본 실시예에서, 20 kHz에서 150 Ω의 임피던스 크기 문턱값은 블록(5005)에서 (접촉을 나타내는 더 큰 값을 갖는) 접촉 없음과 조직 접촉 사이를 기술하는데 이용된다. 접촉이 블록(5005)에서 결정되면, 절제되지 않은 또는 생존 조직과의 접촉을 나타내는 0.6 미만의 값으로 $f_2 = 800 \text{ kHz}$ 및 $f_1 = 20 \text{ kHz}$ 에서의 임피던스 크기의 비율이 블록(5010)에서 계산된다. 상기 비율이 0.6보다 크다면, 800 kHz에서의 임피던스 위상은 블록(5015)에서 이용되고, 20.5° 보다 큰 (절대) 값은 절제된 조직과의 접촉을 나타낸다. 20.5도보다 작은 (절대) 값은 절제되지 않은 조직 또는 생존 조직과의 접촉을 나타낸다.

[0389] 일부 실시예에서, 접촉 감지 서브 시스템(50) 또는 시스템(10)(예를 들어, 그 프로세싱 장치)은 도 25b에서 설명된 과정 또는 또는 등가 과정에 대한 시간 영역 응답을 분석한다. 몇몇 실시예에 따르면, 접촉 감지 또는 조직 유형 결정은, 한 쌍의 전극 또는 전극부(예를 들어, 한 쌍의 전극(4630A, 4630b))에 인가된 신호에 대한 응답 처리에 기초하며, 신호는 다수의 주파수 또는 순차적으로 인가된 여러 주파수를 포함한다. 일부 실시예에서, 프로세싱 장치(4624)는 시간 영역 또는 주파수 영역에서 응답을 처리할 수 있다. 예를 들어, 혈액은 용량성 특성을 거의 갖지 않는 대부분 저항성임을 고려하면, 상승 또는 하강 시간, 래그 또는 리드 시간, 또는 인가된 신호(예를 들어, 도 25d의 I)(4402)와 처리된 응답(예를 들어, 도 25d의 V2)(4404) 사이 지연(delay)과 같은 시간 도메인 특징들은 낮은 값을 나타낼 것이 예측된다. 반대로, 도 27의 한 쌍의 전극(4630A, 4630b)이 조직과 접촉하면, 조직이 증가된 용량성 특성을 나타내는 것을 고려하면, 상승 또는 하강 시간, 래그 또는 리드 시간, 또는 인가된 신호(예를 들어, 도 25d의 I)(4402)와 처리된 응답(예를 들어, 도 25d의 V2)(4404) 사이 지연과 같은 시간 도메인 특징들은 높은 값을 나타낼 것이 예측된다. 상승 또는 하강 시간, 래그 또는 리드 시간, 또는 인가된 신호(4402)와 처리된 응답(4404) 사이 지연과 같은 파라미터를 처리하는 알고리즘은, 파라미터가 문턱값보다 높으면 조직과의 접촉을 나타내거나 선언할 수 있거나, 반대로, 파라미터가 문턱값 이하의 값을 가지면 조직과의 접촉 없음을 나타내거나 선언할 수 있다. 예를 들어, 신호(4402)가 800 kHz 주파수의 정현파 전류로 표시된다고 가정할 때, 알고리즘은 응답(4404)이 0.035 μs 이상으로 지연(lag)되면, 조직과의 접촉을 나타낼 수 있다. 반대로, 알고리즘은 응답(4404)이 0.035 μs 이하로 지연되면 조직 접촉의 부족을 나타낼 수 있다. 유사하게, 신호(4402)의 주파수가 400 kHz라면, 알고리즘은 다음을 결정할 수 있다.

[0390] -지연 시간이 0.07 μs 이하일 때 조직 접촉 없음;

- [0391] -지연 시간이 0.07~0.13 μs일 때 절제된 조직과 접촉;
- [0392] -지연 시간이 0.13 μs 이상일 때 생존 또는 절제되지 않은 조직과 접촉.
- [0393] 결정 문턱값 또는 기준은 신호(4402)의 파형에 의존한다. 다른 유형의 파형에 대한 문턱값 또는 결정 기준도 도출하거나 결정할 수 있다.
- [0394] 일부 실시예에서, 다수의 입력은 (예를 들어, 접촉 감지 서브 시스템(50, 4650)의 프로세서와 같은) 프로세서에 의해 실행 가능한 접촉 감지 또는 접촉 표시 모듈 또는 서브 시스템에 의해 결합되어, 접촉 대 접촉 없음의 지표, 접촉양의 지표(예를 들어, 접촉 레벨, 접촉 상태 또는 접촉력의 정성적 또는 정량적 지표) 및/또는 조직 유형의 지표(예를 들어, 생존(절제되지 않은) 조직 대 절제된 조직)를 제공하는데 사용될 수 있는 접촉 함수를 생성할 수 있다. 예를 들어, (i) 제1 주파수 f_1 에서의 임피던스 크기, (ii) 두 주파수 f_2 및 f_1 에서의 임피던스 크기의 비율(기울기로 정의됨) 또는 멘타, 또는 두 주파수에서 임피던스 크기의 변화 및/또는 (iii) 제2 주파수 f_2 에서의 복합 임피던스의 위상의 조합은 함께 이용되어 접촉 상태(예를 들어, 조직 접촉 대 혈액)를 나타내는 접촉 함수를 생성한다. 대안으로, 기울기 대신에, 주파수에 대한 임피던스의 미분이 사용될 수 있다.
- [0395] 일 실시예에서, 최소 문턱값 $|Z|_{\min}$ 은 f_1 에서의 임피던스 크기에 대해 정의되고, 최대 문턱값 $|Z|_{\max}$ 은 f_1 에서 임피던스에 대해 정의된다. f_1 에서 접촉 감지 서브 시스템(50, 650)에 의해 측정된 임피던스 크기는, 측정 결과가 $|Z|_{\min}$ 이하이면 임피던스 크기가 0이 되고, 측정 결과가 $|Z|_{\max}$ 이상이면 임피던스 크기가 1이 되도록 정규화될 수 있다. $|Z|_{\min}$ 과 $|Z|_{\max}$ 사이의 결과는 0과 1 사이의 값으로 선형 매핑될 수 있다. 유사하게, 최소 문턱값 S_{\min} 및 최대 문턱값 S_{\max} 은 기울기(f_2 와 f_1 사이의 임피던스 크기 비율)에 대해 정의될 수 있다. 주파수에 대한 임피던스의 미분이 사용된다면, 유사한 최소 및 최대 문턱값이 정의될 수 있다. 접촉 감지 서브 시스템(50)에 의해 측정된 기울기는, 측정된 결과가 S_{\min} 이상이면 기울기가 0이되고, 측정된 결과가 S_{\max} 이하이면 기울기가 1이 되도록 정규화될 수 있다. S_{\min} 과 S_{\max} 사이의 결과는 0과 1 사이의 값으로 선형적으로 매핑될 수 있다. 최소 문턱값 P_{\min} 및 최대 문턱값 P_{\max} 은 또한 f_2 에서 복소 임피던스의 위상에 대해 정의될 수 있다. f_2 에서 접촉 감지 서브 시스템(50)에 의해 측정된 위상은, 측정된 결과가 P_{\min} 이상이면 위상이 0이 되고, 측정된 결과가 P_{\max} 이하이면 1이 되도록 정규화될 수 있다.
- [0396] 몇몇 실시예들에 따르면, 크기, 기울기 및 위상에 대한 결과적인 3개의 정규화된 항들은 각각에 대한 가중 인자로 이용하여 결합된다. 가중 인자들의 합은 1과 같을 수 있어서 결과적으로 3개의 항의 가산은 0부터 1까지 범위의 접촉 지시자가 된다. 따라서 가중 접촉 함수(CF)는 아래의 방정식에 의해 설명될 수 있다.
- $$CF = WF1 \frac{|Z|_{f1} - |Z|_{\min}}{|Z|_{\max} - |Z|_{\min}} + WF2 \frac{S - S_{\min}}{S_{\max} - S_{\min}} + WF3 \frac{P_{f2} - P_{\min}}{P_{\max} - P_{\min}}$$
- [0397] 여기서, $|Z|_{f1}$ 은 제1 주파수 f_1 에서 측정된 임피던스 크기이고, 상술한 바와 같이 최소값 $|Z|_{\min}$ 및 최대값 $|Z|_{\max}$ 로 클리핑된다. S 는 제2 주파수 f_2 에서의 임피던스 크기 대 제1 주파수 f_1 에서의 임피던스 크기의 비율이고, 상술한 바와 같이, 최소값 S_{\min} 및 최대값 S_{\max} 로 클리핑된다. P_{f2} 는 주파수 f_2 에서의 임피던스의 위상이며, 상술한 바와 같이 최소값 P_{\min} 및 최대값 P_{\max} 로 클리핑된다. 가중 인자 $WF1$, $WF2$ 및 $WF3$ 은 크기, 기울기 및 위상 측정치에 각각 적용될 수 있다. 상술한 바와 같이, 가중 인자들($WF1 + WF2 + WF3$)을 합치면 1이 되므로, 접촉 함수의 출력은 항상 0부터 1까지 범위의 값을 제공한다. 대안적으로, 1보다 큰 값은, 더 많은 조직-전극 접촉이 환자에게 위험할 수 있는 상황이면, 사용자에게 경고를 생성하는 것을 용이하게 할 수 있다. 이러한 경고는 안전하지 않은 수준의 접촉력의 적용을 방지하는 데 도움이 될 수 있다. 예를 들어, 1에서 1.25 범위의 CF 값은 "접촉 경고"로 표시될 수 있으며 접촉 감지 서브 시스템이 사용자에게 경고를 표시 또는 기타 출력을 생성하게 할 수 있다. 경보는 시각적, 청각적 및/또는 청각적일 수 있다. 가중 인자는 카테터 디자인, 연결 케이블, 신체적 환자 파라미터 및/또는 이와 유사한 것에 기초하여 변경될 수 있다. 가중 인자는 메모리에 저장될 수 있으며, 다양한 파라미터에 따라 조정되거나 수정(예를 들어, 오프셋)될 수 있다. 일부 실시예에서, 가중 인자는 초기 임피던스 측정치 및/또는 환자 파라미터 측정치에 기초하여 조정될 수 있다.
- [0399] 상술한 접촉 함수는 조직(예를 들어, 심방 조직 또는 심실 조직과 같은 심장 조직)과의 접촉양의 신뢰성 있는 지시자를 제공하도록 최적화(예를 들어, 향상 또는 개선)될 수 있다. 최적화는, 최대 조직 접촉에 상응하는 최

대 문턱값 Z_{\max} , S_{\max} 및 P_{\max} 뿐 아니라 접촉 없음 내지 최소 조직 접촉에 상응하는 최소 문턱값 Z_{\min} , S_{\min} 및 P_{\min} 을 정의함으로써 달성될 수 있다. 가중치 적용 조건은 접촉에 대한 강인한 반응성을 위해 최적화(예를 들어, 향상 또는 개선)될 수도 있다. 일부 실시예에서, 원도우 평균화 또는 다른 평활화 기술이 측정 잡음을 감소시키기 위해 접촉 함수에 적용될 수 있다.

[0400] 일 실시예로서, 주파수 $f_1 = 46$ kHz 및 $f_2 = 800$ kHz에서, $Z_{\min} = 115$ 옴, $Z_{\max} = 175$ 옴, $S_{\min} = 0.9$, $S_{\max} = 0.8$, $P_{\min} = -5.1$ 도, $P_{\max} = -9$ 도, $WF1 = 0.75$, $WF2 = 0.15$ 및 $WF3 = 0.1$ 이 조직 접촉량(예를 들어, 심방 또는 심실의 심장 조직에 대해)을 나타내에 바람직(예를 들어, 최적)하다. 다른 실시예들에서, Z_{\min} 은 90 옴 내지 140 옴 사이(예를 들어, 90 옴 내지 100 옴, 95 옴 내지 115 옴, 100 옴 내지 120 옴, 110 옴 내지 130 옴, 115 옴 내지 130 옴, 130 옴 내지 140 옴, 상기 범위에 중첩하는 범위, 또는 90 옴 내지 140 옴 사이의 임의의 값)이고, Z_{\max} 는 150 옴 내지 320 옴 사이(예를 들어, 150 옴 내지 180 옴, 160 옴 내지 195 옴, 180 옴 내지 240 옴, 200 옴 내지 250 옴, 225 옴 내지 260 옴, 240 옴 내지 300 옴, 250 옴 내지 280 옴, 270 옴 내지 320 옴, 상기 범위에 중첩하는 범위, 또는 150 옴 내지 320 사이 임의의 값)이고, S_{\min} 은 0.95부터 0.80까지 범위(예를 들어, 0.95부터 0.90까지, 0.90부터 0.85까지, 0.85부터 0.80까지, 상기 범위에 중첩하는 범위, 또는 0.95부터 0.8까지 범위 중 임의의 값)이고, S_{\max} 는 0.85부터 0.45까지의 범위(예를 들어, 0.85 내지 0.75, 0.80 내지 0.70, 0.75 내지 0.65, 0.70 내지 0.60, 0.65 내지 0.55, 0.60 내지 0.50, 0.55 내지 0.45, 상기 범위에 중첩하는 범위, 또는 0.85 내지 0.45 사이의 임의의 값)이고, P_{\min} 은 0 내지-10도 범위(예를 들어, 0, -1, -2, -3, -4, -5, -6, -7, -8, -9, -10 또는 0~5, -2~-6, -4~-8, -5~-10 사이 범위와 같은 임의의 조합)이며, P_{\max} 는 -5~-25도 범위(예를 들어, -5~-10, -7.5~-15, -10~-20, -15~-25, 상기 범위에 중첩하는 범위, 또는 -5 내지-25도 사이의 임의의 값)일 수 있다. 가중 인자들(WF1, WF2 및 WF3)은 0 내지 1의 범위를 커버할 수 있다. 일부 실시예에서, 제공된 범위보다 위 또는 아래의 값은, 바람직하거나 및/또는 필요하면, 사용될 수 있다. 이 파라미터에 대한 적절한 값은 전극 형상(geometry) 및 측정에 사용되는 주파수 f_1 및 f_2 에 따라 달라질 수 있다. 전극 형상, 신체적 환자 파라미터, 연결 케이블 및 주파수의 변경은 위의 값에 대한 상이한 범위를 필요로 할 수 있다.

[0401] 일부 실시예에서, 접촉 함수 또는 접촉 기준은 if-then case 조건부 기준에 적어도 부분적으로 기초하여 결정될 수 있다. if-then case 기준의 한 예가 여기에 재현된다.

[0402] $CC=IF(|Z_{MAG}|>Z_{THR1}, \text{ Best}, IF(AND(Z_{THR1}>|Z_{MAG}|, |Z_{MAG}| \geq Z_{THR2}), \text{ Good}, IF(AND(Z_{THR2}>|Z_{MAG}|, |Z_{MAG}| \geq Z_{THR3}), \text{ Medium}, IF(AND(Z_{THR3}>|Z_{MAG}|, |Z_{MAG}| \geq Z_{THR4}), \text{ Low}, \text{ No_Contact}))) + IF(|Z_{MAG}|>Z_{THR1}, 0, IF(AND(SLOPE \leq S_{THR1}), \text{ Good}, IF(AND(S_{THR1}<SLOPE, SLOPE \leq S_{THR2}), \text{ Medium}, IF(AND(S_{THR2}<SLOPE, SLOPE \leq S_{THR3}), \text{ Low}, \text{ No_Contact}))) + IF(|Z_{MAG}|>Z_{THR1}, 0, IF(AND(PHASE \leq P_{THR1}), \text{ Good}, IF(AND(P_{THR1}<PHASE, PHASE \leq P_{THR2}), \text{ Medium}, IF(AND(P_{THR2}<PHASE, PHASE \leq P_{THR3}), \text{ Low}, \text{ No_Contact})))$

[0403] 도 32는 전술된 if-then case 조건부 기준에 대응하는 접촉 기준 프로세스(5100)의 일 실시예를 도시한다. 접촉 기준 프로세스(5100)는 메모리 또는 비 일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령들의 실행시 프로세서에 의해 실행될 수 있다. 결정 블록(5105)에서, 측정된 또는 계산된 임피던스 크기 값(예를 들어, 직접 임피던스 측정치에 기초하거나, 2개의 전극부를 포함하는 조합 전극 어셈블리에 의해 획득된 전압 및/또는 전류 측정치에 기초함)은 소정의 문턱값 임피던스와 비교된다. 측정 또는 계산된 임피던스 크기 값 $|Z_{MAG}|$ 이 제1 문턱값 Z_{THR1} (예를 들어, 350 옴)보다 크면, 접촉 기준(CC)에 "최상(best)" 또는 가장 높은 값이 할당된다. 그러나 측정되거나 계산된 임피던스 크기 값 $|Z_{MAG}|$ 이 문턱값 Z_{THR1} 보다 작으면, 프로세스(5100)는 블록(5110)으로 진행하여, 임피던스 크기, 기울기 및 위상에 대한 개별적인 서브 값이 결정된다. 블록(5115)에서, 개별 서브 값들은 접촉 상태를 나타내는 전체 값으로 결합(예를 들어, 합산)된다. 일부 실시예에서, 결합은 상술한 바와 같이 가중된 조합의 합이다.

[0404] 프로세스(5100)는 블록(5120)에서 선택적으로 출력을 생성할 수 있다. 예를 들어, 판정 블록(5105)에서, 측정 또는 계산된 임피던스 크기 값 $|Z_{MAG}|$ 이 제1 문턱값 Z_{THR1} 보다 크면, 프로세스는 카테터 또는 다른 의료기구의 추가 조작이 조직 접촉을 더 이상 개선시키지 못하지만 환자 안전을 손상시킬 수 있다는 경고를 사용자에게 발생시킬 수 있다. 예를 들어, 사용자가 카테터 또는 다른 의료기구를 너무 세게 밀면 추가 압력으로 조직 접촉이 거의 향상되지 않지만 조직 천공(예를 들어, 심장 벽 천공) 위험이 증가할 수 있다. 출력은 (예를 들어, 도 33

과 관련하여) 본 명세서에서 더욱 상세하게 상술한 바와 같이 정성적 또는 정량적 출력을 포함할 수 있다.

[0405] 도 32a는 측정 또는 계산된 임피던스 크기 값 $|Z_{MAG}|$ 이 제1 문턱값 Z_{THR1} 보다 작을 때 실행되는 프로세스(5100)의 개별적인 서브 값 서브 프로세스(5110)의 실시예를 도시한다. 접촉 기준(CC) 전체 값은 임피던스 크기 $|Z_{MAG}|$, 기울기 S 및 위상 P를 양호(Good), 중간(Medium), 낮음(Low) 및 접촉 없음(No contact) 레벨에 해당하는 간격으로 분류하여 계산할 수 있다. 양호, 중간, 낮음 또는 접촉 없음에 대응하는 서브 값은 다양한 소정의 문턱값에 대한 비교에 따라 임피던스 크기, 기울기 및 위상 성분 각각에 대해 결정된다. 서브 값들은 결합되어 전체 접촉 상태 값을 결정할 수 있다. 위의 예시 case 조건부 기준에서 CC는 상응하는 접촉 레벨(예를 들어, 양호, 중간, 낮음 또는 접촉 없음)에 따라 세 파라미터 $|Z_{MAG}|$, S, P 각각에 의해 수신된 개별 값의 합계이다. 예를 들어, Good = 3, Medium = 2, Low = 1 및 No_Contact = 0이면, 전체 CC는, 접촉 없음 또는 낮은 접촉에 대해 0-2 사이이고, 열악한(poor) 접촉에 대해 3-4 사이이고, 중간 접촉에 대해 5-6 사이이며, 양호한 접촉에 대해 7-9 사이일 수 있다. 일 실시예에서, $|Z_{MAG}|$ 이 제1 문턱값 Z_{THR1} 을 초과하면, "최상" 또는 "최적"의 조직 접촉 레벨이 달성되었다는 지표로서, CC = 10이다.

[0406] 일부 실시예에서, 조직 접촉 또는 조직 유형 검출을 위해 2개 이상(예를 들어, 3 또는 4개의 주파수)의 주파수가 사용된다. 상술한 계산이 임피던스 크기, 기울기 및 위상을 사용하여 제시되었지만, 복소 임피던스의 다른 특성이 다른 실시예에서 사용될 수 있다. 예를 들어, 임피던스의 실수 및 헤수 성분 분석이 사용될 수 있다. 어드미턴스 파라미터 또는 산란 파라미터의 분석이 또한 사용될 수 있다. 일부 실시예에서, 도 25a-27에서 설명된 전압 및 전류의 직접 분석(예를 들어, 전압 또는 전류 크기, 주파수 변화 또는 상대 위상의 처리)이 사용될 수 있다. 전압 또는 전류의 분석은 시간 영역 또는 주파수 영역에서 실행될 수 있다. 임피던스 측정치 또는 값은 전압 및 전류 측정치를 기반으로 계산되거나 직접 측정될 수 있다. 예를 들어, 위상 측정치는 측정된 전압과 측정된 전류 사이의 위상 차를 포함할 수 있거나 실제 임피던스 위상 측정치일 수 있다.

[0407] 일부 실시예에서, 접촉 지시자 또는 접촉 함수는 입/출력 인터페이스 또는 장치를 통한 출력에 연관된다. 출력은 접촉 감지 서브 시스템(50)(도 1)에 통신 가능하게 결합된 그래픽 사용자 인터페이스 또는 디스플레이 장치 상에 표시하기 위해 제공될 수 있다. 출력은 도 33에 도시된 바와 같이 정성적(예를 들어, 컬러, 스케일 또는 게이지)에 의해 표현되는 비교된 접촉 레벨) 및/또는 정량적(예를 들어, 그래프, 스크롤 패형 또는 수치로 표현됨)일 수 있다.

[0408] 도 33은 접촉 감지 서브 시스템(50)(도 1)에 통신 가능하게 결합된 디스플레이 장치의 그래픽 사용자 인터페이스의 스크린 디스플레이(5200)의 실시예를 도시한다. 스크린 디스플레이(5200)는 시간에 따른 주파수 f_1 에서의 임피던스 크기뿐만 아니라 임피던스 크기의 실시간 수치를 나타내는 박스(5211)를 도시하는 그래프 또는 패형(5210)을 포함한다. 또한, 스크린 디스플레이(5100)는 기울기의 실시간 수치를 나타내는 박스(5221)뿐만 아니라 시간에 따른 기울기(f_2 에서 f_1 까지)의 그래프 또는 패형(5220)을 포함한다. 스크린 디스플레이(5200)는 위상의 실시간 수치를 나타내는 박스(5231)뿐만 아니라 시간에 따른 주파수(f_2)에서의 위상을 도시하는 그래프 또는 패형(5230)을 더 포함한다. 상기 3 개의 측정치(크기, 기울기 및 위상)는 상술한 바와 같이 접촉 함수로 결합되며, 그래프 또는 패형(5240)에 표시된 바와 같이, 시간에 따라 접촉 함수 또는 지시자로서 표현될 수 있다. 접촉 함수의 실시간 또는 순간 수치가 또한 디스플레이될 수 있다(박스 5241).

[0409] 일부 실시예에서, 도 33에 도시된 바와 같이, 접촉 함수 또는 지시자는 임상의에 의해 쉽게 식별 가능한 방식으로 접촉 상태 또는 접촉 레벨의 정성적 평가(단독으로 또는 정량적 평가에 추가로)를 제공하는 가상 게이지(5250)로 표현될 수 있다. 게이지(5250)는 접촉 품질 또는 접촉 상태의 상이한 분류 또는 특성을 나타내는, 예를 들어, 4 개의 세그먼트 또는 영역으로 분할될 수 있다. 예를 들어, 제1 세그먼트(예를 들어, 0에서 0.25까지의 접촉 함수 값으로부터)는 빨간색으로 표시되며 접촉 없음을 나타내고, 제2 세그먼트(예를 들어, 0.25-0.5의 접촉 함수 값으로부터)는 주황색일 수 있고 "가벼운(light)" 접촉을 나타내고, 제3 세그먼트(예를 들어, 0.5 내지 0.75의 접촉 함수 값으로부터)는 황색일 수 있고 "중간(medium)" 또는 "보통(moderate)" 접촉을 나타낼 수 있으며, 제 4 세그먼트(예를 들어, 0.75~1의 접촉 함수 값으로부터)은 녹색이고 "양호" 또는 "안정(firm)"을 나타낼 수 있다. 다른 실시예에서, 4 개 미만의 세그먼트 또는 4 개 초과(예를 들어, 2개의 세그먼트, 3개의 세그먼트, 5 개의 세그먼트, 6 개의 세그먼트)의 세그먼트가 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 3개의 세그먼트가 제공되어, 하나의 세그먼트는 접촉 없음 또는 열악한 접촉, 하나의 세그먼트는 보통 접촉 및 하나의 세그먼트는 양호 또는 안정된 접촉을 나타낸다. 세그먼트는, 바람직하거나 및/또는 필요하면, 동일하게 또는 다른 방식으로 분할될 수 있다. 다른 컬러, 패턴, 눈금 및/또는 다른 시각 지시자를 원하는 대로 사용할 수 있다. 추가적으로,

"접촉 경고" 색 또는 게이지 눈금이 제공되어 카테터 또는 다른 의료기구에 너무 많은 힘(예를 들어, 1보다 큰 접촉 함수 값)으로 걸리고 있음을 사용자에게 경고할 수 있다. 게이지(5250)는 게이지(5250)상의 접촉 함수의 실시간 또는 순시 값을 나타내기 위해 사용되는 포인터 부재를 포함할 수 있다.

[0410] 일부 실시예에서, 정성적 지시자(5260)는 접촉이 치료(예를 들어, 절제) 처치에 충분하지 여부, 접촉 레벨, 조직 유형 및/또는 접촉이 안전을 위해 바람직한 것보다 큰지 여부를 표시한다. 정성적 지시자(5260)는 2진 지표(예를 들어, 충분한 접촉 대 불충분한 접촉, 접촉 또는 접촉 없음, 절제된 조직 또는 생존 조직) 또는, 게이지(5250)에 의해 제공되는 것과 같은, 멀티레벨 정성적 지표를 제공할 수 있다. 일부 실시예에서, 정성적 지시자(5260)는 현재 접촉 함수 값에 대응하는 색을 게이지(5250)상에 표시한다. 수평 또는 수직 바, 다른 미터, 비콘, 컬러 쉬프트 지시자 또는 다른 유형의 지시자와 같은 다른 유형의 지시자가 접촉 함수를 이용하여 사용자에게 접촉 품질을 전달할 수도 있다. 지시자는 접촉시(또는 충분한 접촉 레벨) 또는 접촉 상실시 활성화되도록 구성된 하나 이상의 발광 다이오드(LED)를 포함할 수 있다. LED는 상이한 컬러일 수 있으며 각 컬러는 상이한 레벨의 접촉(예를 들어, 빨간색은 접촉 없음, 오렌지색은 열악한 접촉, 노란색은 중간 접촉, 녹색은 양호한 접촉)을 나타낼 수 있다. LED(들)는 카테터 핸들, 디스플레이 또는 환자 모니터, 또는 시스템에 통신 가능하게 결합된 임의의 다른 분리된 장치 상에 배치될 수 있다.

[0411] 복수의 온도 측정 장치를 갖는 무선 주파수 절제 카테터(본 명세서에 설명된 절제 카테터 및 온도 측정 장치와 같은)를 사용하여 무선 주파수 에너지의 전달을 포함하는 일부 실시예에서, 전달 중 조직 접촉 상실을 검출하기 위한 기준 무선 주파수 에너지는 다음과 같이 구현될 수 있다.

$$\Delta T_i / \Delta t < -\text{문턱값1} \text{ (조건 1)}$$

[0413] 또는

$$\Delta T_{comp} / \Delta P < \text{문턱값2} \text{ (조건 2)}$$

[0415] 여기서, ΔT_i 는 카테터 또는 다른 의료기구를 따라 배치된 복수의 온도 측정 장치(예를 들어, 센서, 씨모커플, 서미스터) 중 임의의 것의 온도 변화이고, Δt 는 온도 변화가 측정되는 시간의 간격이고, ΔT_{comp} 는 온도 측정 장치의 최대 온도의 변화이며, ΔP 는 적용된 파워의 변화이다.

[0416] 조건 1은 온도 측정 장치에 의해 획득된 온도 측정치가 단시간 내에 급격히 떨어졌음을 표시할 수 있으며, 이는 접촉 상실 또는 불충분하거나 부적절한 접촉 레벨을 나타낼 수 있다. 예를 들어, ΔT_i 가 1 초의 Δt 동안 섭씨-10도이고 문턱값 1이 섭씨 -5 도/초이면, (섭씨-10도/초 < 섭씨-5도/초이므로) 접촉 상실 조건이 충족된다.

[0417] 조건 2는 충분한 파워가 인가되더라도 온도 측정 장치의 온도가 증가하지 않음을 표시하며, 이것은 접촉 상실 또는 불충분하거나 부적절한 접촉 레벨을 나타낼 수 있다. 예를 들어, $\Delta T_{comp} =$ 섭씨 5도 및 $\Delta P = 30 \text{ Watts}$ 이고 문턱값 2가 섭씨 1 도/Watt이면, (섭씨 5도/30 Watt < 섭씨 1도/Watt 이므로) 접촉 상실 조건이 충족된다.

[0418] 몇몇 실시예들에 따르면, 케이블, 제너레이터, 와이어 및/또는 절제 시스템(및/또는 동작 가능하게 결합된 컴포넌트들)의 임의의 다른 컴포넌트의 변화들에 의해 또는 에너지 전달 및 매핑 시스템에서의 카테터 인터페이스 유닛 또는 다른 하드웨어 컴포넌트의 존재 또는 부재에 의해 야기되는 효과들을 디 임베딩(de-embedding), 제거 또는 보상하기 위한 시스템들 및 방법들이 제공된다. 일부 실시예에서, 본 명세서에 개시된 시스템 및 방법은, 고분해능 전극 어셈블리의 전극 사이 실제 네트워크 파라미터 값(예를 들어, 임피던스)을 더 가깝게 표현하는 네트워크 파라미터(예를 들어, 임피던스 값)에 기초한 접촉 지표 값을 유용하게 초래한다. 따라서, 본 명세서에 설명된 보상 또는 교정 시스템 및 방법의 결과로서, 임상의는 접촉 지표 값이 정확하고 시스템 또는 네트워크 파라미터 회로에 사용되거나 접속된 하드웨어 또는 장비의 변동에 의해 영향을 받지 않는다는 것을 보다 확신할 수 있다. 일부 구성들에서, 본 명세서에 개시된 보상 또는 교정 실시예들을 사용하는 시스템에 의해 획득된 네트워크 파라미터 값들(예를 들어, 임피던스 측정 값)은, 조합 전극 어셈블리의 전극 부재 사이 실제 네트워크 파라미터 값(예를 들어, 임피던스 값)의 $\pm 10\%$ (예를 들어, $\pm 10\%, 9\%, 8\%, 7\%, 6\%, 5\%, 4\%, 3\%, 2\%$)일 수 있다. 예를 들어, 임피던스 크기, 임피던스 기울기(두 주파수에서의 임피던스 크기의 비율) 및 임피던스의 위상은 상기 방법을 사용하여 $+/-10\%$ 이내로 각각 측정할 수 있다. 결과적으로, 접촉 함수 또는 접촉 지시자는 $+/-10\%$ 이상의 정확성으로 조직 접촉의 정확한 표현을 유용하게 제공할 수 있다.

[0419] 도 34a는 네트워크 파라미터 측정 회로(5400)(예를 들어, 조직 접촉 임피던스 측정 회로)의 실시예의 개략적인 블록도를 도시한다. 네트워크 파라미터 측정 회로(5400)는 접촉 감지 신호 소스(5405), 절제 카테터의 원단부에

서의 고분해능 전극 어셈블리의 두 전극(D1, D2) 사이의 부하(5410), 및 제너레이터(5415), 카테터 인터페이스 유닛 케이블(5420A, 5420B), 카테터 인터페이스 유닛(5425), 제너레이터 케이블(5430) 및 카테터 와이어(5435)를 대표하는 다수의 투-포트 네트워크 체인을 포함한다. 일부 구성에서는 네트워크 파라미터 값(예를 들어, 산란 파라미터 또는 전압, 전류 또는 임피던스 측정치와 같은 전기 측정치)이 제너레이터(5415) 레벨에서 체인의 첫 단계에서 획득되기 때문에, 측정된 네트워크 파라미터 값(예를 들어, 직접 획득 또는 전압 및/또는 전류 값으로부터 획득된 임피던스 값)은, 신호 소스(5405)과 전극 부재(D1, D2) 사이의 네트워크 파라미터 회로의 컴포넌트의 영향으로 인해 두 개의 이격된 전극 부재(D1, D2) 사이의 실제 네트워크 파라미터 값(예를 들어, 임피던스 값)과 상당히 다를 수 있다. 임피던스 값은, 임피던스 크기, 상이한 주파수에서의 임피던스 크기 간의 기울기, 및/또는 임피던스 위상 값을 포함할 수 있다. 예를 들어, 주파수 f_1 에서 검출된 임피던스 크기는 주파수 f_1 에서 실제 임피던스 크기와 $\pm 25\%$ 만큼 상이할 수 있다. 마찬가지로 검출된 기울기(주파수 f_2 와 f_1 에서의 임피던스 크기 비율)는 실제 기울기와 $\pm 50\%$ 만큼 상이할 수 있다. 또한 검출된 위상은 실제 위상과는 $\pm 30^\circ$ 도 상이할 수 있다. 이러한 결합된 부정확성의 결과로서, 접촉 함수(CF) 또는 접촉 지표 값은 의도된 접촉 함수 또는 접촉 지표 값과 -100% 또는 $+150\%$ 만큼 상이할 수 있어, 접촉 함수가 조직 결정에 비효율적이 된다. 몇몇 실시예에 따르면, 본 명세서에 개시된 보상 또는 교정 실시예는 접촉 함수 또는 접촉 지표 값의 정확성을 유용하게도 향상시킬 수 있다.

[0420] 네트워크 파라미터 측정 회로(5400) 내의 멀티-포트(예를 들어, 투-포트) 네트워크 각각의 네트워크 파라미터는 획득(예를 들어, 측정)될 수 있고, 측정된 네트워크 파라미터 값(예를 들어, 산란 파라미터 또는 임피던스와 같은 전기 파라미터)을 수정된(실제) 값(예를 들어, 임피던스 값)으로 변환하기 위해 이용될 수 있다. 일부 실시예에서, 투-포트 네트워크 분석기는 투-포트 네트워크 각각의 입력 및 출력에서 산란 파라미터(S-파라미터)를 직접 측정하는데 사용된다. 다른 실시예에서, 네트워크 파라미터 측정 회로(5400)의 다수의 컴포넌트는 컴포넌트 그룹으로 결합되어 함께 측정될 수 있다. 개별 컴포넌트 또는 컴포넌트 그룹의 네트워크 파라미터를 결합하여 네트워크 파라미터 값에 대한 투-포트 네트워크 체인의 집합적 영향을 결정할 수 있다. 일부 구현에서, 적어도 일부 컴포넌트의 산란 파라미터는, 측정되거나 획득될 측정치의 개수를 줄이기 위해서, 소프트웨어 프로그램에 하드 코딩(예를 들어, 몇 개의 측정 샘플에 기초한 평균값을 사용)될 수 있다.

[0421] 일 실시예에 따르면, 투-포트 네트워크 각각 또는 투-포트 네트워크의 그룹에 대한 S-파라미터 행렬은 전체 전달 행렬로 변환될 수 있다. 전체 전달 행렬을 S-파라미터(또는 일부 다른 파라미터)로 다시 변환하여 전체 네트워크에 대한 S-파라미터(또는 다른 유형의) 행렬을 생성할 수 있다. 총 S-파라미터 행렬의 S-파라미터를 사용하여 측정된 입력 반사 계수의 S-파라미터를 디임베딩, 교정 또는 보상하여 보정된(실제) 반사 계수를 얻을 수 있다. 실제 반사 계수는 고분해능 전극 어셈블리의 2개의 전극부(D1, D2) 사이의 실제 임피던스를 보다 정확하게 나타내는 보정된 임피던스 값으로 변환될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 보정된 임피던스 값은 상술한 바와 같이 접촉 함수(CF) 또는 다른 접촉 지표 또는 접촉 평가 알고리즘 또는 함수의 레벨에 대한 입력으로 사용된다. 예를 들어, 보정된 임피던스 값을 사용하여 위에서 설명한 가중 접촉 함수(CF)의 Z, S 및 P 값을 결정할 수 있다.

[0422] 네트워크 파라미터 측정 회로(예를 들어, 임피던스 측정 회로)(5400)의 하드웨어 컴포넌트의 효과는, 하드웨어 컴포넌트의 영향 또는 최초 사용 전에 설정된 특정 시스템의 하드웨어 컴포넌트(예를 들어, 임피던스 측정 회로)의 차이를 감소하거나 제거하기 위해 보상, 디 임베딩 또는 교정될 수 있다. 그러나 네트워크 파라미터 회로의 컴포넌트는, 상이한 하드웨어 컴포넌트(예를 들어, 제너레이터, 케이블, 카테터 및/또는 이와 유사한 것)가 사용되거나 전기해부학적(electroanatomical) 매핑을 가능하게 하는 카테터 인터페이스 유닛 또는 다른 하드웨어 컴포넌트가 플러그에 꽂히거나 제거될 때, 처치에 걸쳐 달라질 수 있으므로, 보상되지 않는다면 불일치가 발생한다. 일부 실시예에서, 전체 시스템 S-파라미터 행렬은, 네트워크 파라미터 측정 회로(5400) 내의 접속이 변할 때(예를 들어, 카테터 인터페이스가 전기 경로에 플러그 인되거나 제거될 때, 케이블이 스위치될 때 등)에만 업데이트될 수 있다.

[0423] 일부 실시예에서, 접속이 변화할 때 특정 회로 컴포넌트의 임피던스에 대한 효과의 수동 디 임베딩을 요구하는 대신에(시간 소모적일 수 있고 사용자 에러 가능성성을 증가시킬 수 있음), 다양한 컴포넌트(예를 들어, 제너레이터(5415), 카테터 인터페이스 유닛 케이블(5420A, 5420B) 및 카테터 인터페이스 유닛(5425))의 서브 세트의 네트워크 파라미터는 자동으로 측정되어 이 요소들의 영향이 네트워크 파라미터(예를 들어, 산란 파라미터 또는 임피던스 측정치)로부터 디 임베딩되거나 다른 방법으로 보상하거나 교정될 수 있다. 도 34b는 네트워크 파라미터 회로(5400) 내의 특정 하드웨어 컴포넌트의 영향을 자동으로 디 임베드(de-embed) 또는 보상하기 위해 사용될 수 있는 회로(5450)의 실시예를 도시한다. 일 실시예에서, 자동 교정 회로(5450)는 제너레이터 케이블(5430) 및 카테터 와이어(5435) 앞에 카테터 인터페이스 유닛 케이블의 원단부에 배치된다. 회로(5450)는 고분해능 전

극 어셈블리의 전극 부재(D1, D2)를 제너레이터 케이블(5430) 및 카테터(5435)로부터 분리하고 D1과 D2 사이의 알려진 부하를 연결하는 성능을 유용하게 제공할 수 있다.

[0424] 본 실시예에서, 자동-교정 회로(5450)는 제너레이터 케이블(5430) 및 카테터 와이어(5435) 컴포넌트의 네트워크 파라미터가 알려지고 일정하다고 가정할 수 있다. 그러나, 제너레이터 케이블(5430) 및/또는 카테터 와이어(5435)가 부품마다 크게 달라 지도록 결정되면, 회로(5450)는, 바람직하거나 필요하면, 제너레이터 케이블(5430)의 원단부에, 카테터 텁 내에 또는 임의의 다른 위치에서 구현될 수 있다. 일부 실시예에서, 자동-교정 회로(5450)의 알려진 부하는 교정 저항 R_{cal} 및 교정 커패시터 C_{cal} 을 포함한다. 스위치는 R_{cal} 을 부하로, C_{cal} 을 부하로, 및 병렬로 연결된 R_{cal} 과 C_{cal} 을 부하로 병렬로 연결하는 데 사용될 수 있다. (인덕터, 저항, 인덕터 및/또는 커패시터, 또는 단락 또는 개방 회로의 조합과 같은) 다른 요소가 알려진 부하로 활용될 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이, 도 34b에서, 제너레이터(5415), 카테터 인터페이스 유닛 케이블(5420A, 5420B) 및 카테터 인터페이스 유닛(5425)의 결합된 네트워크 파라미터는 단일 결합 네트워크(네트워크 1)로 표현된다.

[0425] 본 실시예에서, 네트워크 1의 네트워크 파라미터(예를 들어, S-파라미터)는 네트워크 파라미터 회로를 사용하여 직접 측정되고 S-파라미터 행렬은 네트워크 파라미터로부터 생성된다. S-파라미터 행렬의 각 요소는 복소수이며 주파수에 따라 다르다. S-파라미터는, (예를 들어, 제1 주파수 5-20 kHz, 제2 주파수 25-100 kHz, 제3 주파수 500-1000 kHz와 같이 3개의 상이한 주파수) 다수의 상이한 주파수에서 측정될 수 있다. 일부 실시예에서, 저항 R_{cal} 은 연결되고 커패시터 C_{cal} 은 단선된 상태, 커패시터 C_{cal} 은 연결되고 저항 R_{cal} 은 단선된 상태 및 병렬로 연결된 저항 R_{cal} 및 커패시터 C_{cal} 이 모두 연결된 상태에서 복소 임피던스가 측정된다. 측정된 복소 임피던스, 네트워크 1의 S-파라미터 및 알려진 부하 사이의 관계는 네트워크 1의 S-파라미터를 풀기 위해 사용될 수 있는 3개의 수학식으로 표현될 수 있다. S-파라미터가 특정되면, 이들을 제너레이터 케이블(5430) 및 카테터 와이어(5435)의 공지된 네트워크 파라미터와 결합하여(예를 들어, 전달 행렬 접근법을 사용하여) 원단부에서 (예를 들어, 조합 전극 어셈블리의 두 개의 이격된 전극부 사이) 보정된(실제) 임피던스 측정을 제공할 수 있다.

[0426] 본 명세서에 설명된 자동 교정 기술 및 시스템은, 사용되는 제너레이터, 케이블, 카테터 또는 다른 장비에 관계 없이 및 동시 전기해부학적 매핑을 용이하게 하는 하드웨어 컴포넌트(예를 들어, 카테터 인터페이스 장치)가 연결되었는지 여부에 관계없이 접촉 지표 값에 대한 확신을 줄 수 있다. 다양한 측정은 프로세서에 의해 실행되는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장된 명령의 실행시 자동으로 실행되거나 수동으로 실행될 수 있다.

[0427] 또한, 본 명세서에 설명된 자동 교정 시스템 및 방법은 시스템의 하나 이상의 하드웨어 컴포넌트(예를 들어, 제너레이터 회로, 케이블 및 카테터 배선)에 대한 등가 회로 모델을 사용하여 구현될 수 있다. 그러한 구현에서, 등가 회로 모델은 표현되는 하나 이상의 하드웨어 컴포넌트의 실제 응답을 근사화하는 하나 이상의 저항, 하나 이상의 커패시터 및/또는 하나 이상의 인덕터를 포함한다. 일 예로서, 제너레이터 케이블 컴포넌트(5430)는 도 34c에 도시된 바와 같은 전송선 등가 RLC 모델로 나타낼 수 있는데, 여기서, 임피던스 Z_{meas} 의 측정은 포트 2에서 원하는 실제(보정된) 임피던스 Z_{act} 를 갖는 포트 1에서 실행될 것이다. 이 예에서, 임피던스 측정 회로가 임피던스 Z_{meas} 를 측정하는 경우, 실제 임피던스 측정 Z_{act} 는 회로 분석 기술을 사용하여 추출할 수 있다. 두 임피던스를 관련시키는 수학식은 다음과 같다.

$$Z_{meas} = R + j\omega L + \frac{Z_{act}}{1 + j\omega C \cdot Z_{act}}$$

[0428] [0429] R, L 및 C에 대한 실제 값은 네트워크 파라미터 측정치로부터 추출될 수 있다. 예를 들어이 네트워크의 임피던스(Z) 파라미터를 측정하면 다음과 같은 관계를 유도할 수 있다.

$$[0430] Z_{11} = \frac{V_1}{I_1} |_{(D=0)} = R + j\omega L + \frac{1}{j\omega C}$$

$$[0431] Z_{21} = \frac{V_2}{I_1} |_{(D=0)} = \frac{1}{j\omega C}$$

$$[0432] Z_{11} - Z_{21} = R + j\omega L$$

[0433] 여기서, 1 및 2는 회로의 포트 번호를 나타내고, V_1 , I_1 , V_2 및 I_2 는 각 포트에서의 전압 및 전류를 나타낸다.

R, L 및 C의 값은 측정 도구(예를 들어, 멀티미터)를 사용하여 측정할 수도 있다. 위에서 설명한 등가 회로 모델 접근법은 이 개념의 한 예이다. 다른 구현들에서, 보다 복잡한 회로 모델이 시스템의 다양한 요소들을 나타내기 위해 이용될 수 있다.

[0434] 일부 실시예에서, 시스템은 다음 중 하나 이상을 포함한다: 조직 조절 수단(예를 들어, 절제 또는 다른 유형의 조절 카테터 또는 전달 장치), 에너지 생성 수단(예를 들어, 제너레이터 또는 기타 에너지 전달 모듈), 에너지 생성 수단을 조직 조절 수단에 연결하기 위한 수단(예를 들어, 인터페이스 또는 입/출력 커넥터 또는 다른 커플링 부재), 조직 접촉 감지 및/또는 조직 유형 결정을 실행하는 수단, 조직 접촉 감지 및/또는 조직 유형 결정을 실행하는 수단에 의해 생성된 출력을 디스플레이 하기 위한 수단, 조직과의 접촉 레벨을 결정하는 수단, 접촉 감지 수단과 관련하여 네트워크 파라미터 측정을 교정하는 수단 등.

[0435] 일부 실시예에서, 시스템은 단일 특징(다수 특징과 반대로)으로서 존재하는 다양한 특징을 포함한다. 예를 들어, 일 실시예에서, 시스템은 심도에서 조직의 온도를 결정하는데 도움이 되는 단일 고분해능(예를 들어, 스플릿 텁) 전극 및 하나 이상의 온도 센서(예를 들어, 써모커플)를 갖는 단일 절제 카테터를 포함한다. 상기 시스템은 임피던스 변환 네트워크를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 열을 전달하기 위한 열 센트 네트워크를 갖는 단일 절제 카테터를 포함한다. 일부 실시예에서, 시스템은 대상의 전극과 표적 조직 사이에 접촉이 있는지 그리고 어느 정도 있는지를 결정하기 위한 단일 접촉 감지 서브시스템을 포함한다. 대안적인 실시예에서는 다수의 특징 또는 컴포넌트가 제공된다.

[0436] 일 실시예에서, 시스템은 다음 중 하나 이상을 포함한다: 조직 조절 수단(예를 들어, 절제 또는 다른 유형의 조절 카테터 또는 전달 장치), 에너지 생성 수단(예를 들어, 제너레이터 또는 다른 에너지 전달 모듈), 에너지 발생 수단을 조직 조절 수단(예를 들어, 인터페이스 또는 입 / 출력 커넥터 또는 다른 커플링 부재)에 연결하는 수단 등.

[0437] 일부 실시예에서, 시스템은 다음 중 하나 이상을 포함한다: 조직 조절 수단(예를 들어, 절제 또는 다른 유형의 조절 카테터 또는 전달 장치), 심도에서 조직 온도를 측정하는 수단(예를 들어, 전극으로부터 열적으로 절연되고 카테터의 두 개의 상이한 길이 방향 부분을 따라 위치되는 온도 센서(예를 들어, 써모커플)), 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 열을 효과적으로 전달하는 수단(예를 들어, 열 센트 재료 및 컴포넌트) 및 전극과 인접한 조직 사이에 접촉이 있는지 및 어느 정도 있는지 여부(예를 들어, 조직을 절제하도록 구성된 고분해능 전극에서 얻은 임피던스 측정치를 사용)를 결정하는 수단.

[0438] 일부 실시예에서, 시스템은 다음 중 하나 이상을 포함한다: 카테터, 절제 부재(예를 들어, RF 전극, 스플릿 텁 전극, 다른 유형의 고분해능 전극 등), 카테터의 내부를 통해 절제 부재로 또는 그 근처로 연장되는 관개 도관, 절제 부재를 선택적으로 활성화시키기 위한 적어도 하나의 전기 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등) 및 절제 부재의 적어도 일부가 관개 도관과 열적으로 연통하도록 하는 적어도 하나의 열 전달 부재를 필수적으로 포함하는 절제 시스템, 전극 및/또는 치료되는 조직으로부터 열을 효과적으로 전달하도록 구성된 적어도 하나의 열 센트 부재, 카테터의 두 개의 상이한 길이 방향 위치를 따라 위치된 복수의 온도 센서(예를 들어, 써모커플)-여기서, 온도 센서는 전극으로부터 열적으로 격리되며 심도에서 조직의 온도를 검출하도록 구성됨, (예를 들어, 조직을 절제하도록 구성된 고분해능 전극으로부터 획득된 임피던스 측정치를 이용하여) 전극과 인접 조직간 접촉이 있는지 및 어느 정도 있는지 여부를 결정하는 접촉 검출 서브시스템.

[0439] 상술한 실시예들에서, 열 전달 부재가 개시된다. 대안적으로, 열 보유 싱크가 일부 실시예에서 열 전달 부재 대신에 또는 열 전달 부재와 함께 사용된다.

[0440] 일부 실시예에 따르면, 절제 시스템은, 필수적으로, 카테터, 절제 부재(예를 들어, RF 전극, 스플릿 텁 전극, 다른 유형의 고분해능 전극 등), 상기 카테터의 내부를 통해 상기 절제 부재로 또는 근처로 연장되는 관개 도관, 상기 절제 부재 및 상기 절제 부재의 적어도 일부(예를 들어, 상기 절제 부재의 근위부)를 상기 관개 도관과 열적으로 연통시키는 적어도 하나의 열 전달 부재를 선택적으로 작동시키는 적어도 하나의 전기 전도체(예를 들어, 와이어, 케이블 등), 상기 전극 및/또는 치료중인 조직으로부터 열을 효과적으로 전달하는 적어도 하나의 열 센트 부재, 및 상기 카테터의 두 개의 상이한 길이 방향 위치를 따라 위치된 복수의 온도 센서(예를 들어, 써모커플)-여기서, 상기 온도 센서는 상기 전극으로부터 열적으로 격리되고 심도에서 조직의 온도를 검출하도록 구성됨-로 구성된다.

[0441] 본 명세서에 설명된 임의의 방법은 하나 이상의 프로세서 또는 다른 컴퓨팅 장치에 의해 실행되는 소프트웨어 코드 모듈을 통해 구현될 수 있고, 부분적으로 또는 완전히 자동화될 수 있다. 상기 방법은 소프트웨어 명령 또

는 유형의 컴퓨터 판독 가능 매체로부터 판독된 다른 실행 가능 코드의 실행에 응답하여 컴퓨팅 장치상에서 실행될 수 있다. 유형의 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터 시스템에 의해 판독 가능한 데이터를 저장할 수 있는 데이터 저장 장치이다. 컴퓨터 판독 가능 매체의 예는 ROM(read-only memory), RAM(random-access memory), 다른 휘발성 또는 비 휘발성 메모리 장치, CD-ROM, 자기 테이프, 플래시 드라이브 및 광 데이터 저장 장치를 포함한다.

[0442] 또한, 실시예는 하나 이상의 유형의 컴퓨터 저장 매체에 저장된 컴퓨터 실행 가능 명령으로 구현될 수 있다. 당업자라면 이해할 수 있는 바와 같이, 유형의 컴퓨터 저장 매체에 저장된 그러한 컴퓨터 실행 가능한 명령은 컴퓨터 프로세서와 같은 컴퓨터 하드웨어에 의해 실행될 특정 기능을 정의한다. 일반적으로, 그러한 실시예에서, 컴퓨터 실행 가능 명령은 적어도 하나의 컴퓨터 프로세서에 의해 액세스 가능한 메모리에 로딩된다. 적어도 하나의 컴퓨터 프로세서는 명령을 실행하여 컴퓨터 하드웨어로 하여금 컴퓨터 실행 가능 명령에 의해 정의된 특정 기능을 실행하게 한다. 당업자라면 이해할 수 있듯이, 컴퓨터 실행 가능 명령의 컴퓨터 실행은 특정 기능을 실행하기 위해 하드와이어 된 하드웨어 회로를 포함하는 전자 하드웨어에 의한 동일한 기능의 실행과 동일하다. 이와 같이, 본 명세서에 도시된 실시예가 컴퓨터 하드웨어 및 컴퓨터 실행 가능 명령의 일부 조합으로서 전형적으로 구현되지만, 본 명세서에 설명된 실시예는 본 명세서에 설명된 특정 기능을 실행하기 위해 하드와이어 된 하나 이상의 전자 회로로서 구현될 수도 있다.

[0443] 본 명세서에 개시된 다양한 시스템, 장치 및/또는 관련 방법은, 제한없이, 심장 조직(예를 들어, 심근, 심방 조직, 심실 조직, 판막 등), 신체 내강(예를 들어, 정맥, 동맥, 기도, 식도 또는 기타 소화관 내강, 요도 및/또는 기타 요로 혈관 또는 내강, 기타 내강 등), 팔약근, 다른 장기, 종양 신경 조직 및/또는 해부학의 임의의 다른 부분을 포함하는 대상의 해부학적 구조의 하나 이상의 부분을 적어도 부분적으로 제거 및/또는 다른 방법으로 제거, 가열 또는 열치료하는 데 사용될 수 있다. 그러한 해부학적 위치의 선택적 절제 및/또는 가열은, 예를 들어, 심방 세동, 승모관 역류, 다른 심장 질환, 천식, 만성 폐쇄성 폐질환(COPD), 양성 또는 악성 폐 결절을 포함하는 폐 또는 호흡기 질환, 고혈압, 심부전, 신경제거, 신장부전, 비만, 당뇨, 위 식도 역류 질환(GERD), 기타 위장 장애, 다른 신경 관련 질환, 암 또는 다른 종양, 통증 및/또는 다른 질환, 증상, 또는 기타 성장, 통증(예를 들어, 위장관 질환) 및/또는 임의의 다른 질환(disease, condition) 또는 질병을 포함할 수 있다.

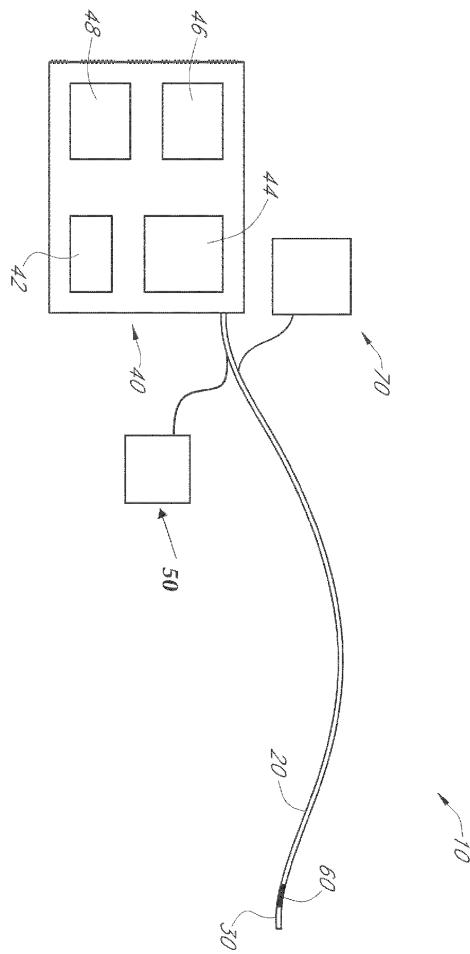
[0444] 본 명세서에 개시된 임의의 실시예에서, 프로세서, 컴퓨터 판독 가능 매체 또는 다른 메모리, 제어기(예를 들어, 다이얼, 스위치, 노브 등), 디스플레이(예를 들어, 온도 디스플레이 등을 포함하는 하나 이상의 컴포넌트는, 제너레이터, 관개 시스템(예를 들어, 관개 펌프, 저장조 등) 및/또는 절제 또는 다른 조절 시스템의 임의의 부분의 하나 이상의 모듈에 통합되거나 및/또는 (예를 들어, 가역적으로 또는 비가역적으로) 결합된다.

[0445] 몇몇 실시예 및 예가 본 명세서에 개시되었지만, 본 출원은 구체적으로 개시된 실시예를 넘어 본 발명의 다른 대안적인 실시예 및/또는 사용 및 변형 및 그 균등물까지 확장된다. 또한, 실시예들의 특정 특징 및 측면들의 다양한 조합 또는 서브 조합이 만들어 질 수 있고 여전히 본 발명의 범위 내에 있다는 것이 고려된다. 따라서, 개시된 실시예의 다양한 특징 및 측면이 개시된 발명의 다양한 모드를 형성하기 위해 서로 결합되거나 대체될 수 있다는 것을 이해해야 한다. 따라서, 본 명세서에 개시된 본 발명의 범위는 상술된 특정의 실시예에 의해 한정되어서는 안 되며, 다음의 특허 청구 범위를 공정하게 읽음으로써 결정되어야 한다.

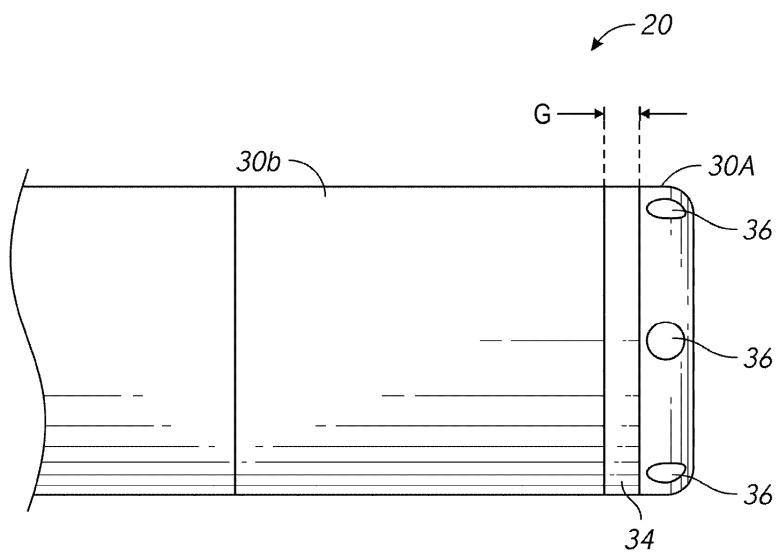
[0446] 본 명세서에 개시된 실시예들은 다양한 수정들 및 대안적인 형태들에 영향을 받기 쉽지만, 그 특정 예들이 도면들에 도시되어 있으며, 본 명세서에서 상세히 설명된다. 그러나, 본 발명은 개시된 특정 형태 또는 방법에 한정되지 않으며, 반대로, 본 발명은 설명된 실시예 및 첨부된 특허청구범위의 사상과 범위 내에 있는 모든 변형, 등가물 및 대안을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 여기에 개시된 임의의 방법은 기재된 순서로 실행될 필요는 없다. 본 명세서에 개시된 방법은 의료진이 취하는 특정 조치를 포함한다. 그러나 명시적 또는 암시적으로 제3자의 행동 지침을 포함할 수도 있다. 예를 들어, "카테터 전진" 또는 "절제 부재에 에너지 전달"과 같은 동작은 각각 "카테터 전진 지시" 또는 "절제 부재에 에너지 전달 지시"를 포함한다. 또한, 본 명세서에 개시된 범위는 임의의 및 모든 중첩, 하위 범위 및 이들의 조합을 포함한다. "~까지", "적어도", "보다 크다(이상)", "보다 작다(이하)", "~사이" 등의 용어는 인용된 숫자를 포함한다. "약" 또는 "대략"과 같은 용어 앞에 숫자는 인용된 숫자를 포함한다. 예를 들어, "약 10 mm"는 "10 mm"가 포함된다. "실질적으로"와 같은 용어가 앞에 오는 용어 또는 구는 인용된 용어 또는 구가 포함된다. 예를 들어, "실질적으로 평행하다"는 "평행"을 포함한다.

도면

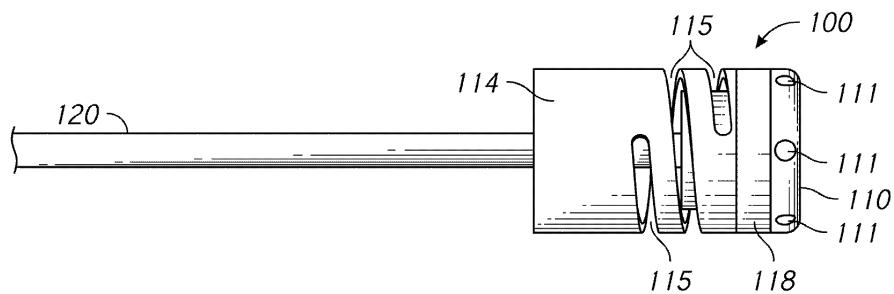
도면1



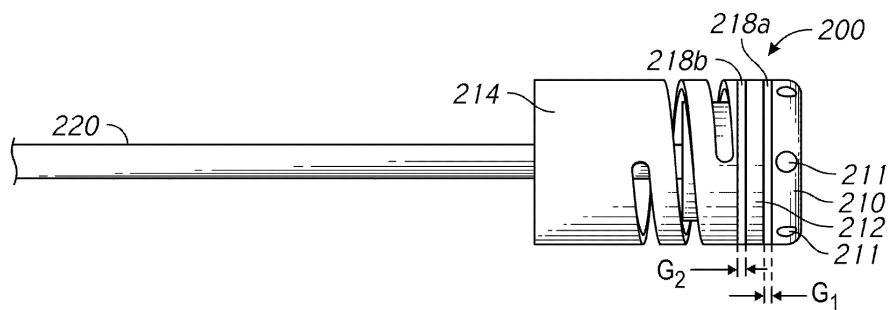
도면2



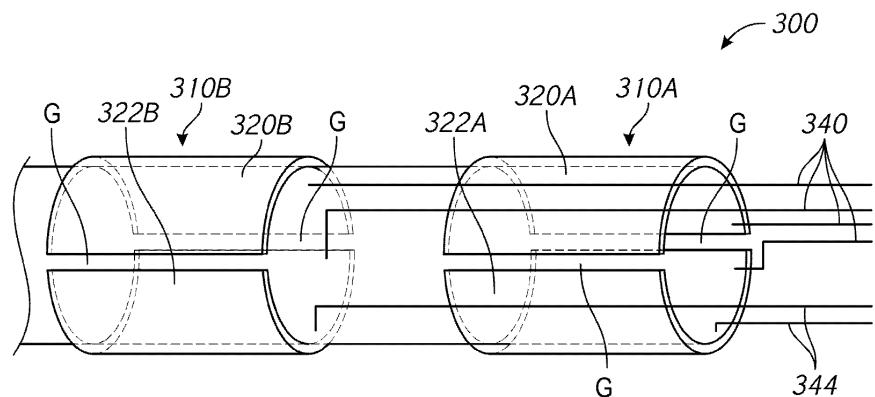
도면3



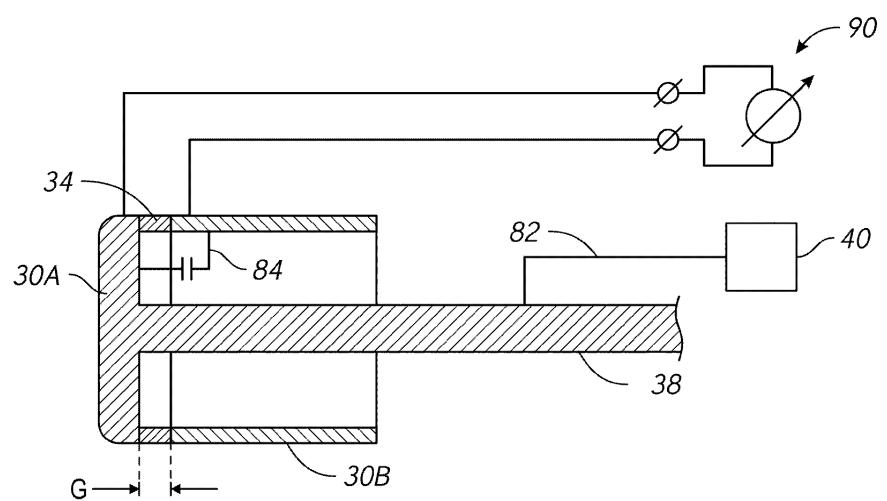
도면4



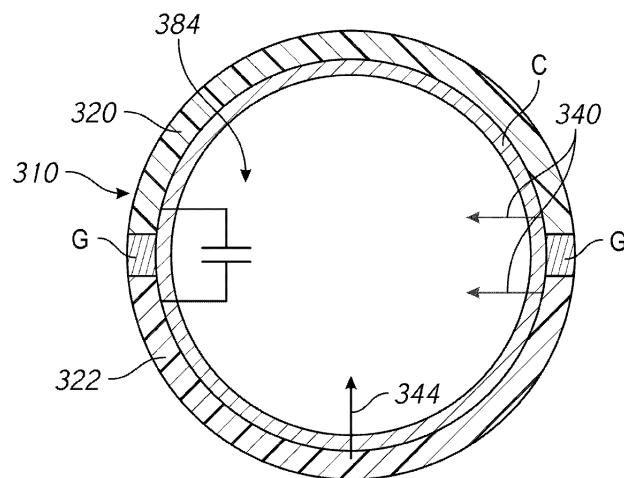
도면5



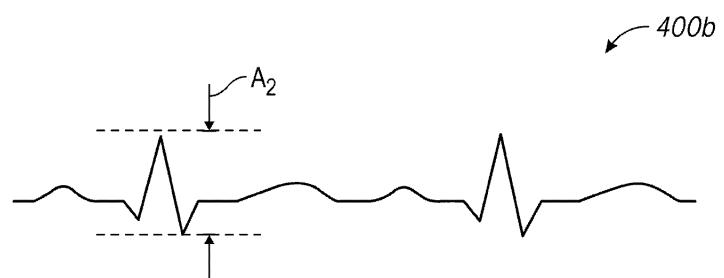
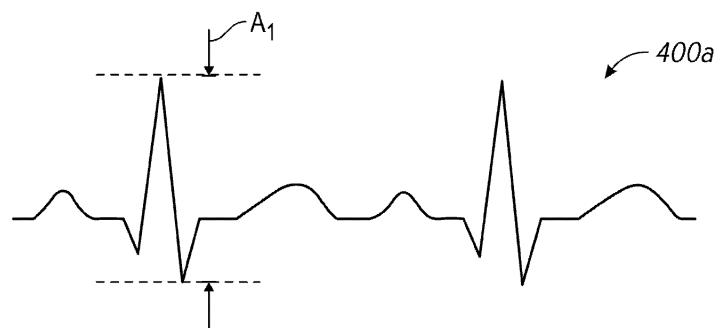
도면6



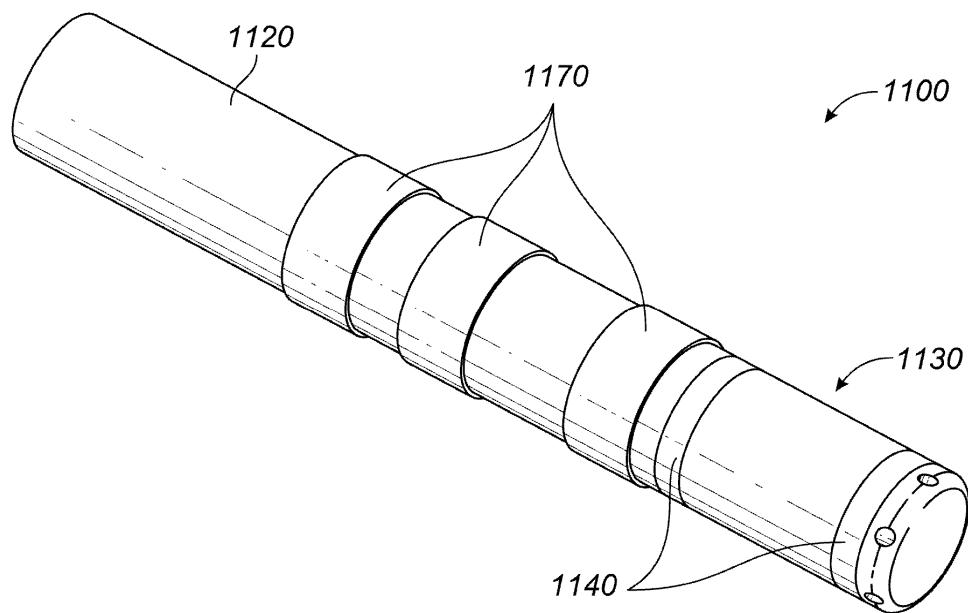
도면7



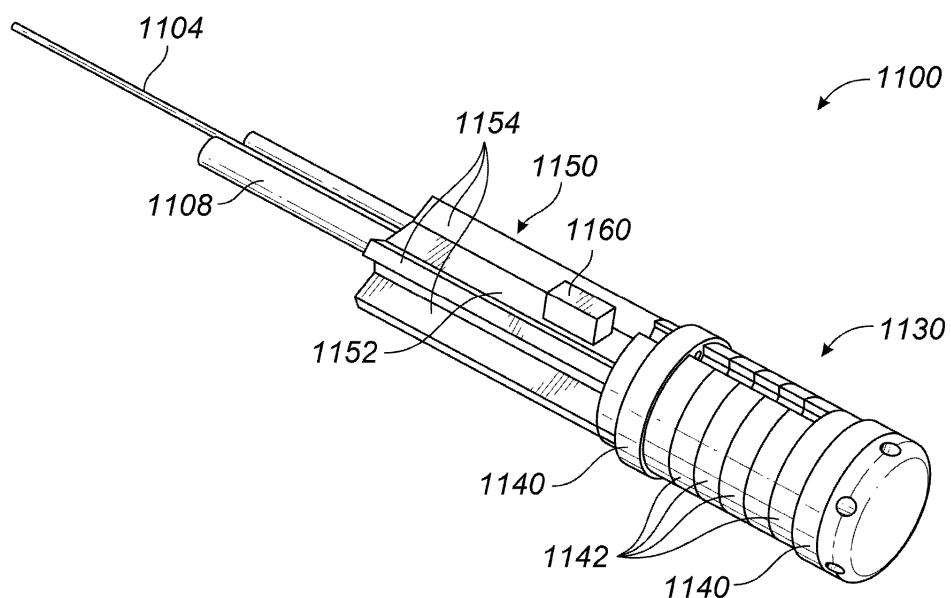
도면8



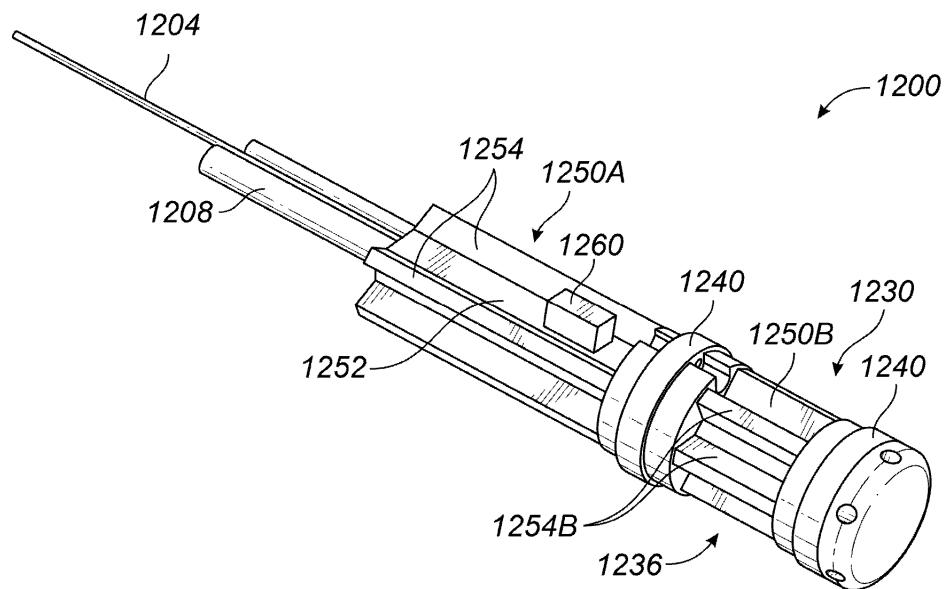
도면9



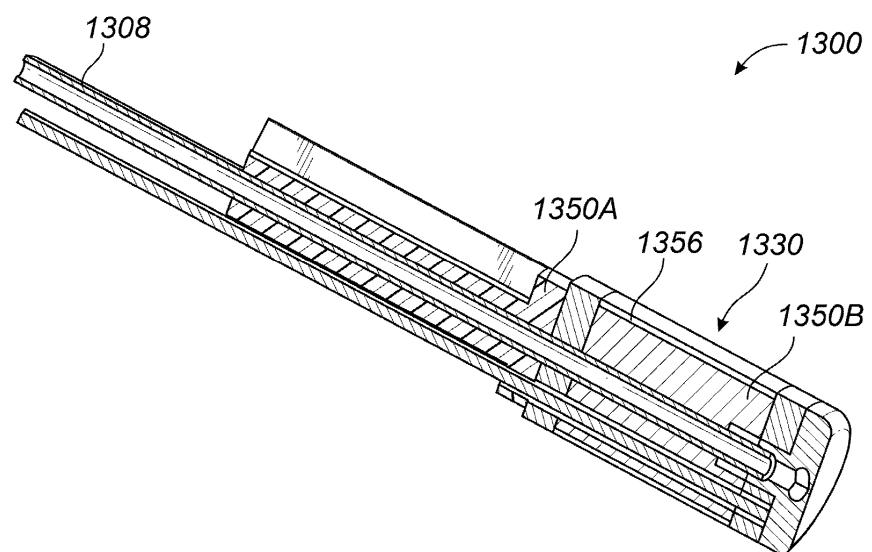
도면10



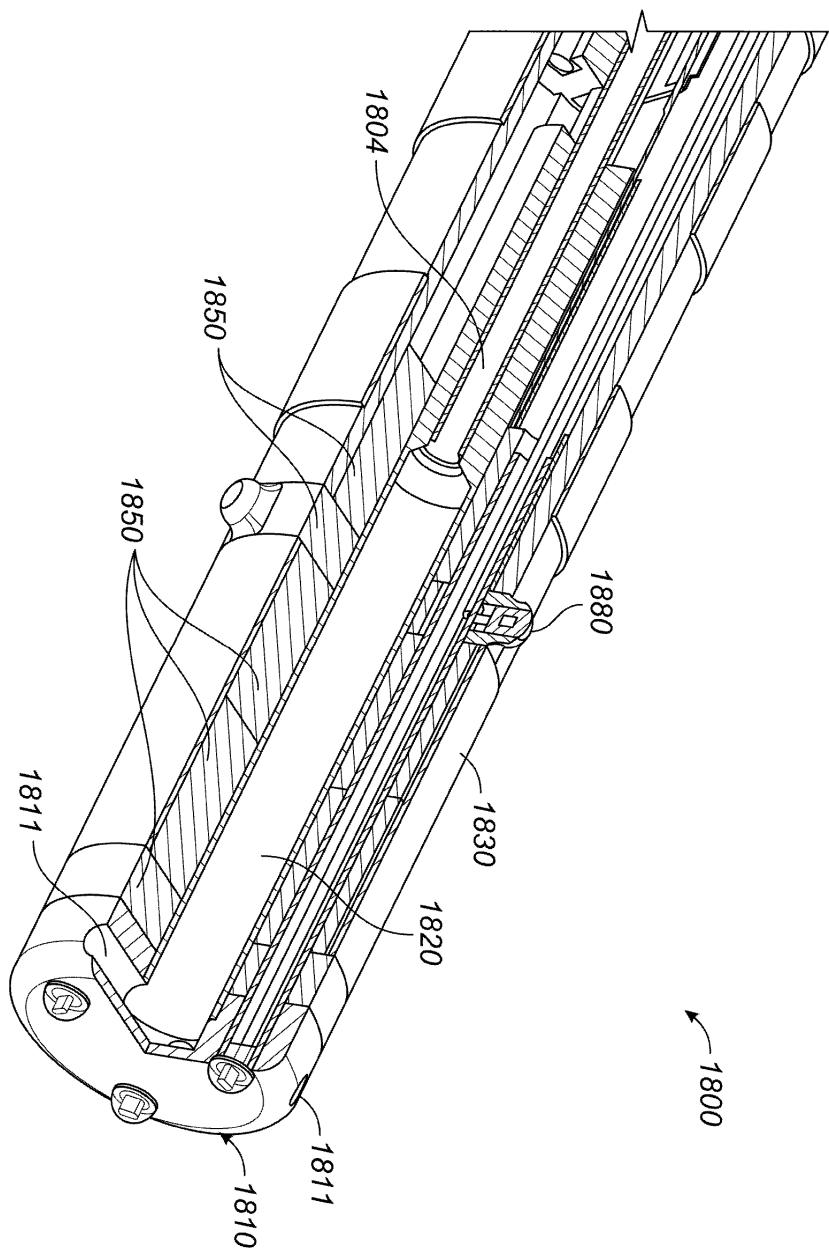
도면11



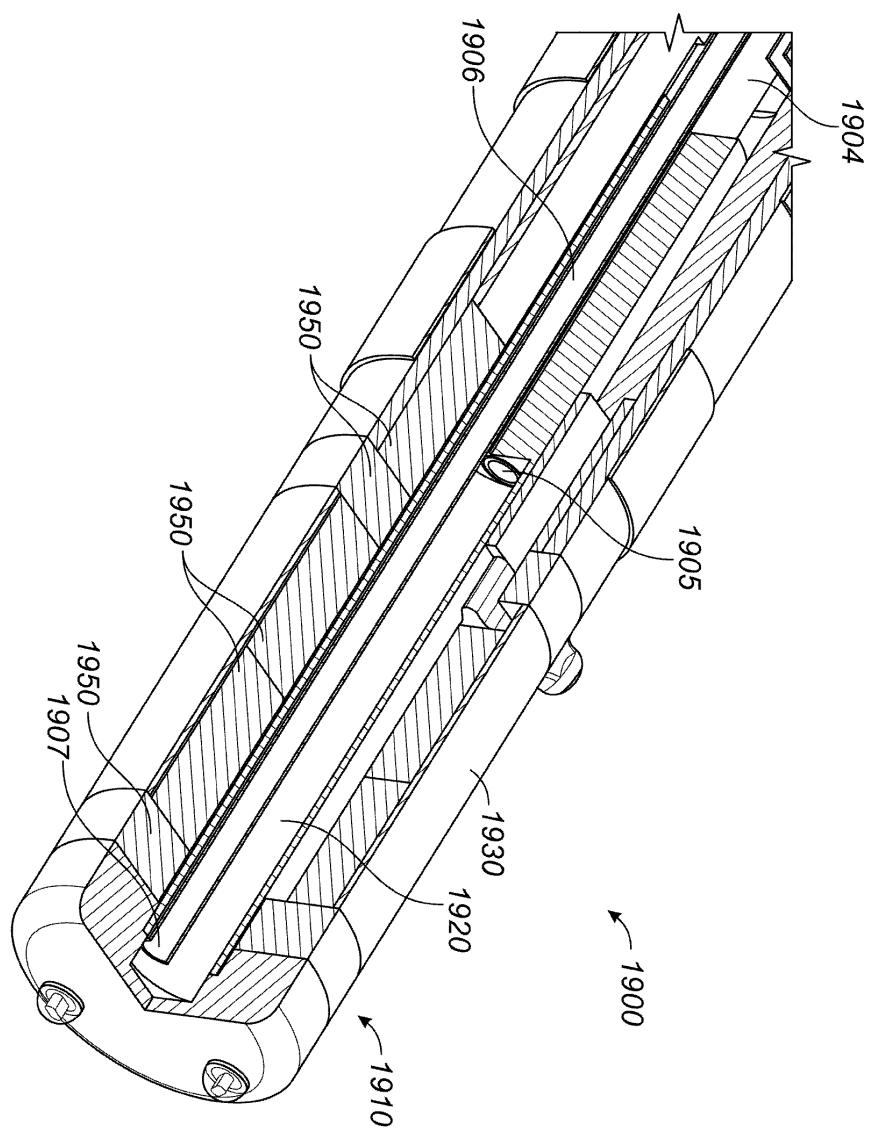
도면12



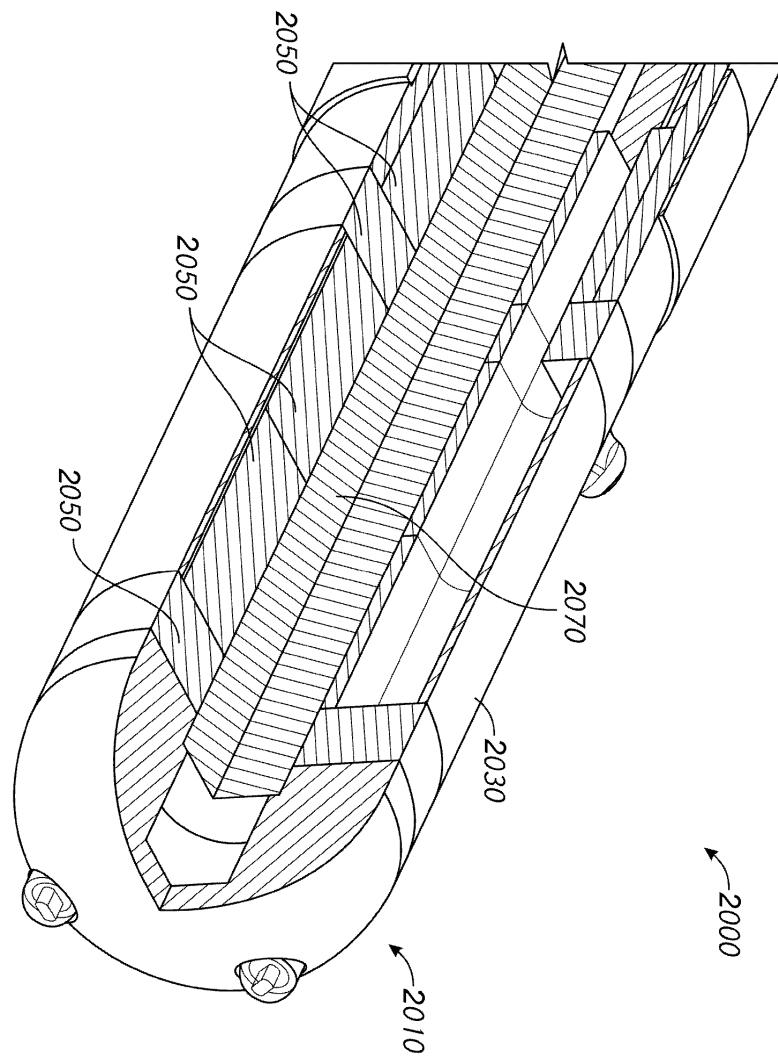
도면13



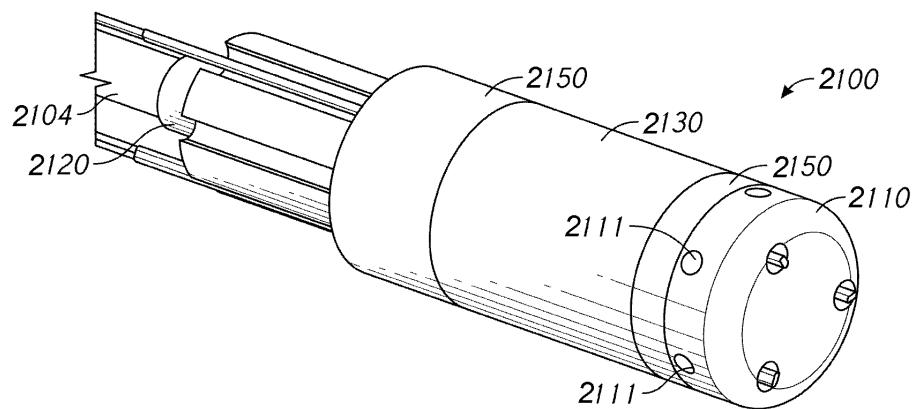
도면14



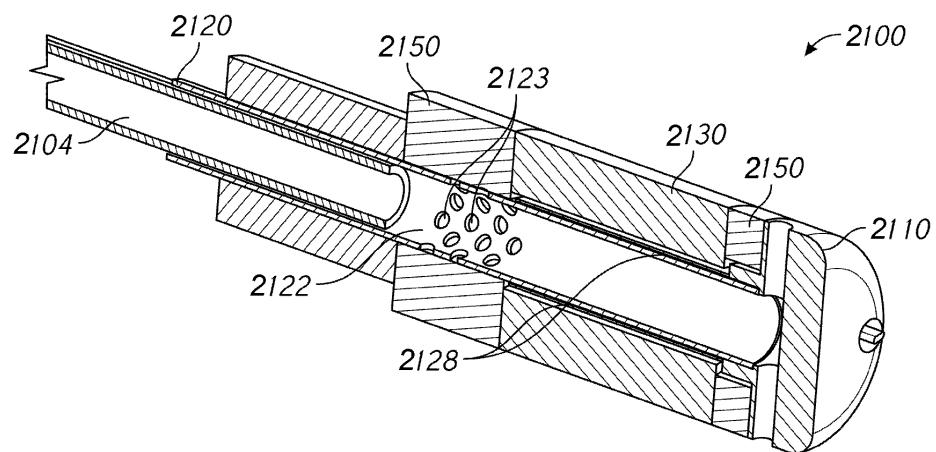
도면15



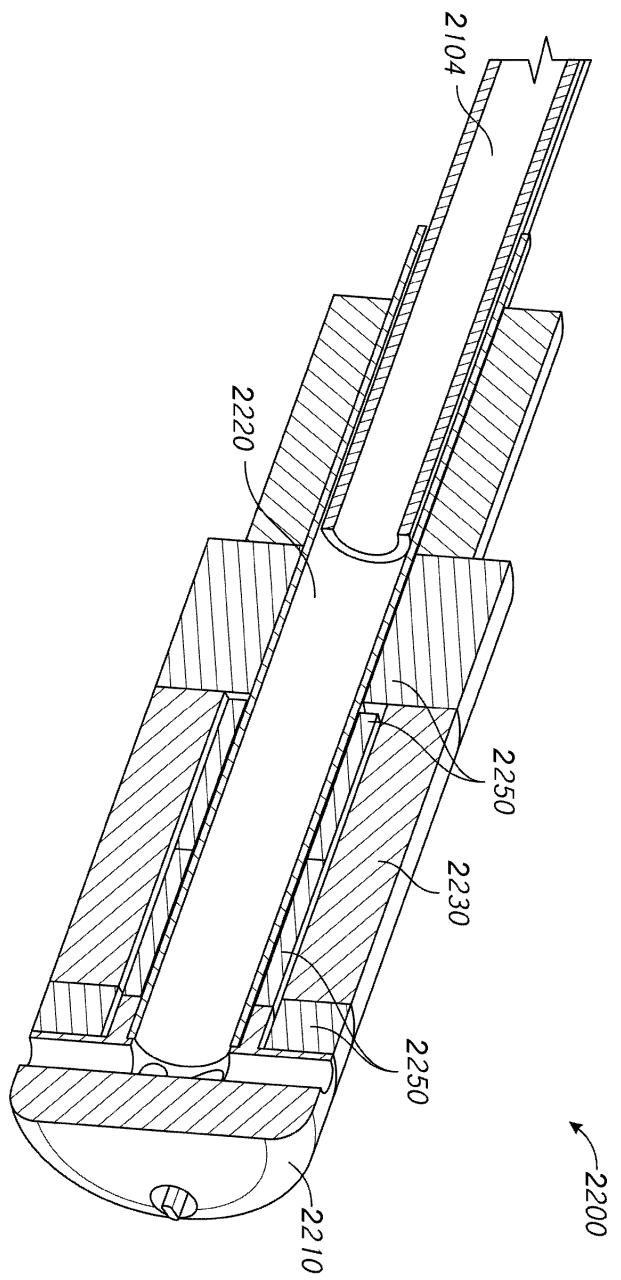
도면16a



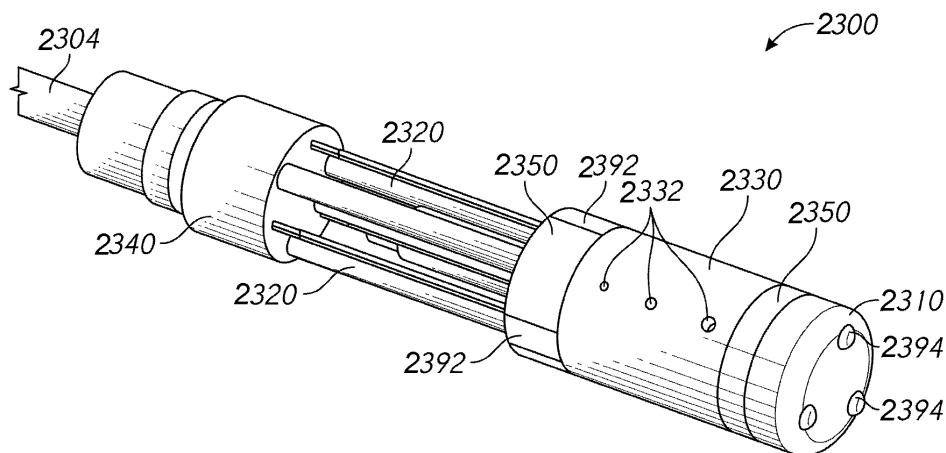
도면16b



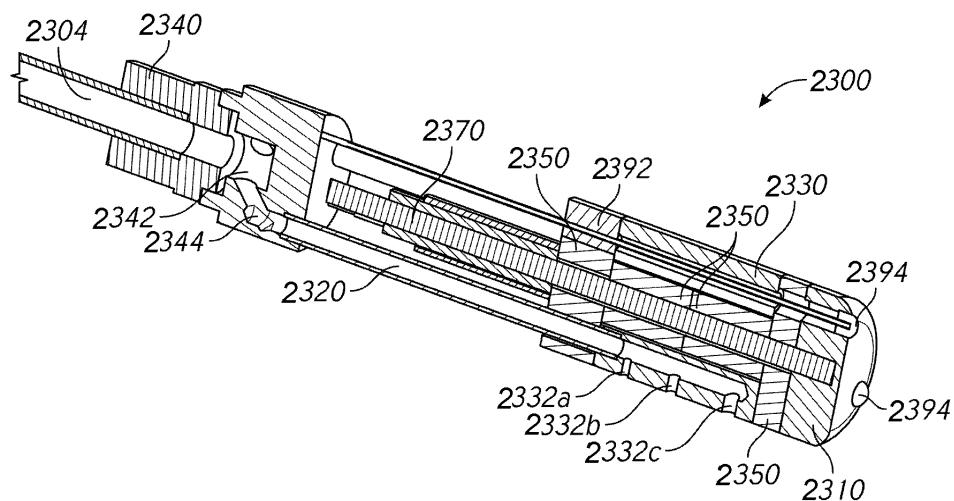
도면16c



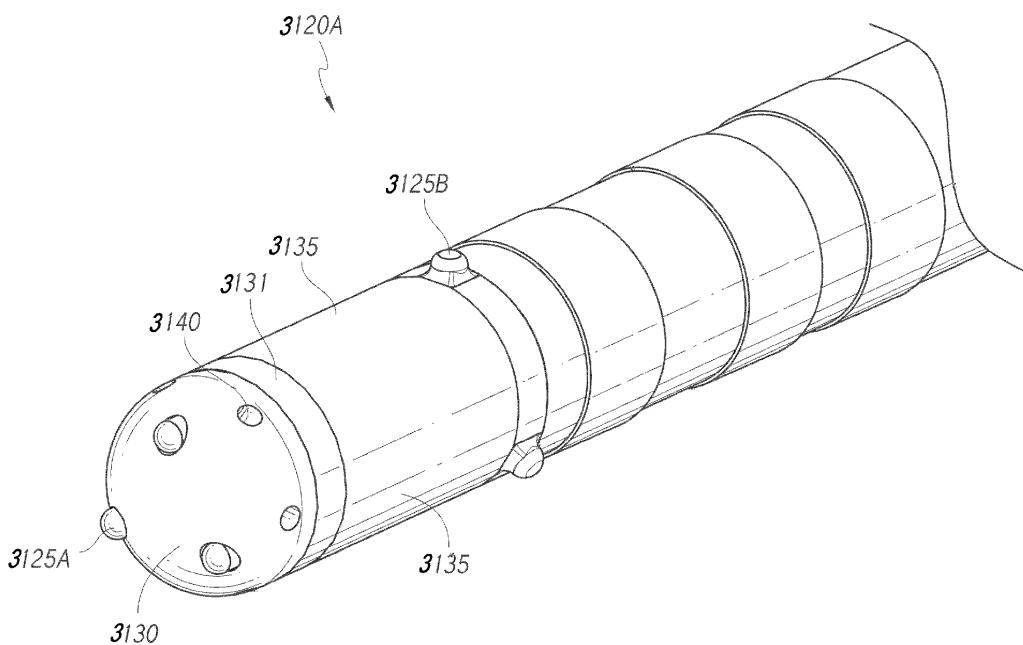
도면17a



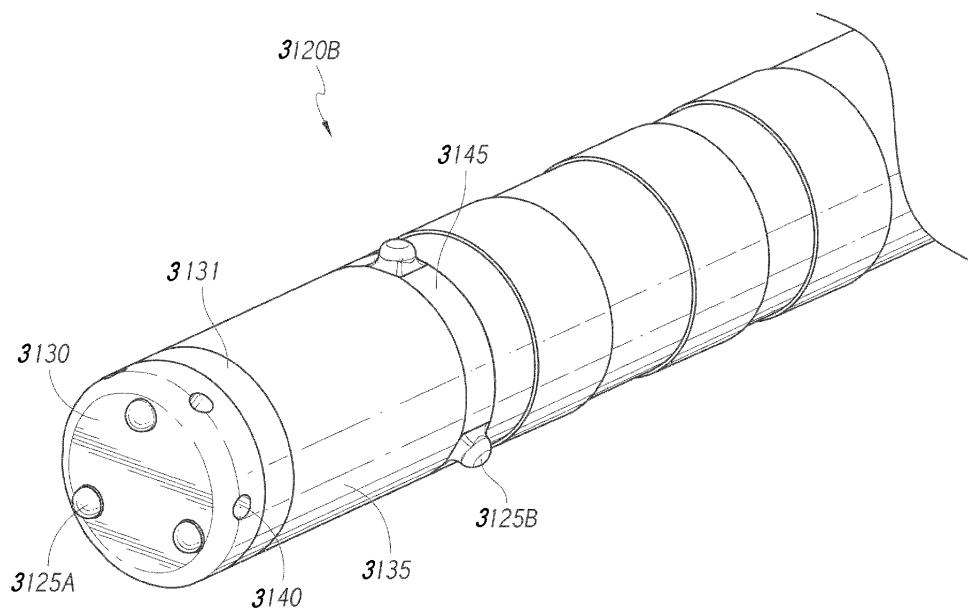
도면17b



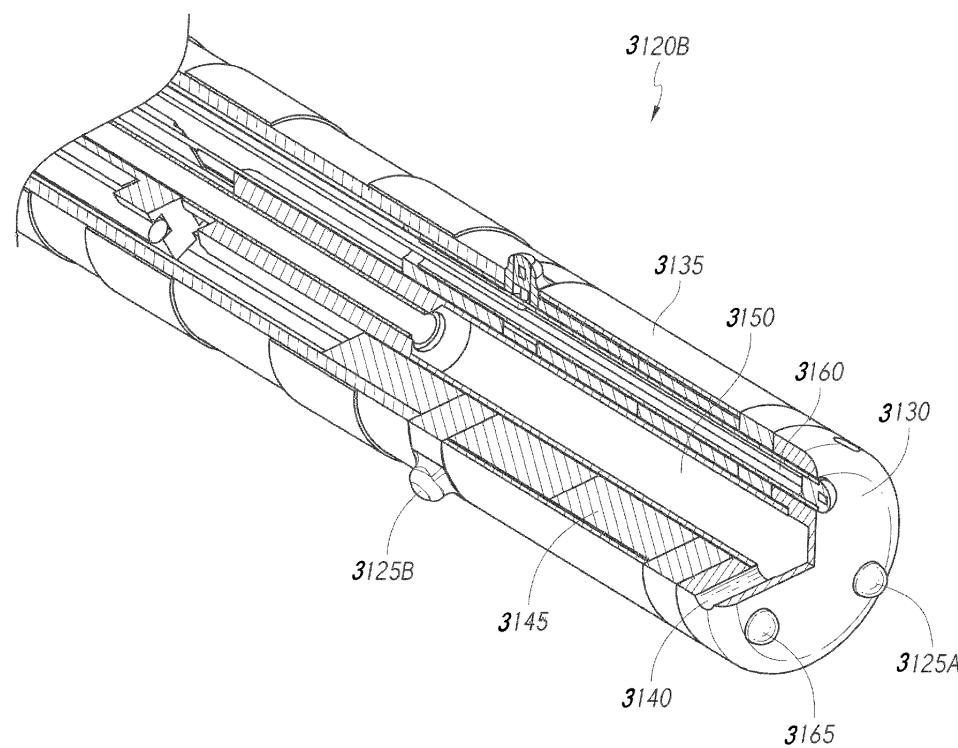
도면18a



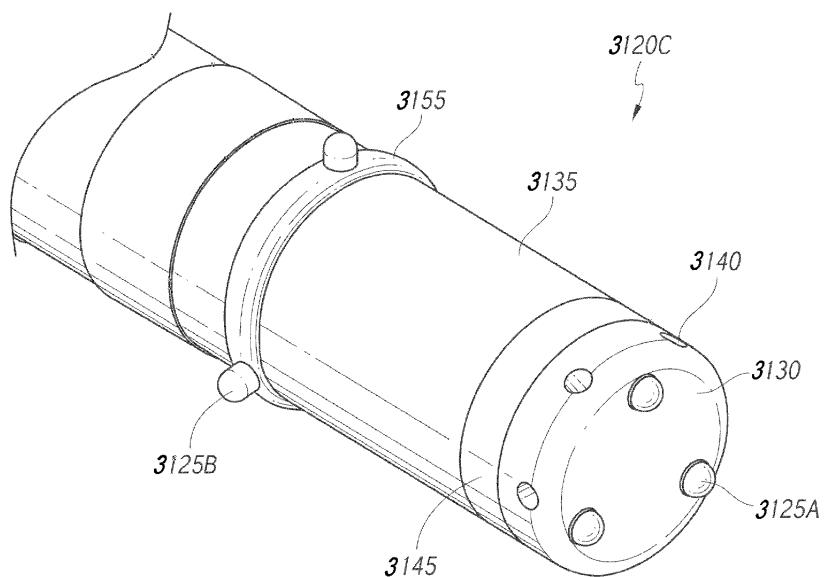
도면18b



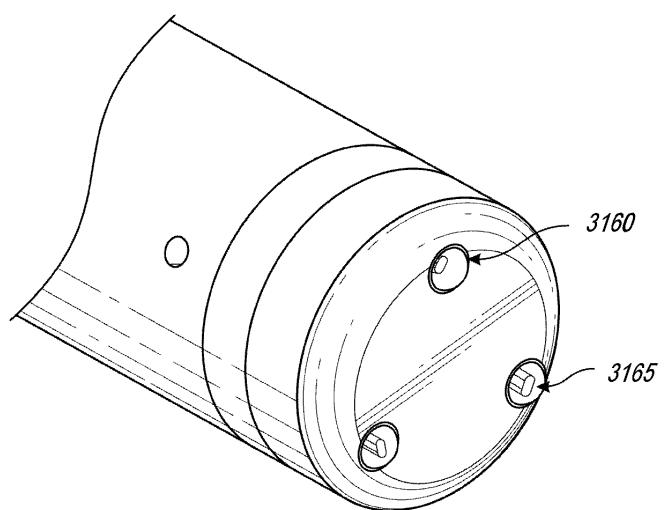
도면18c



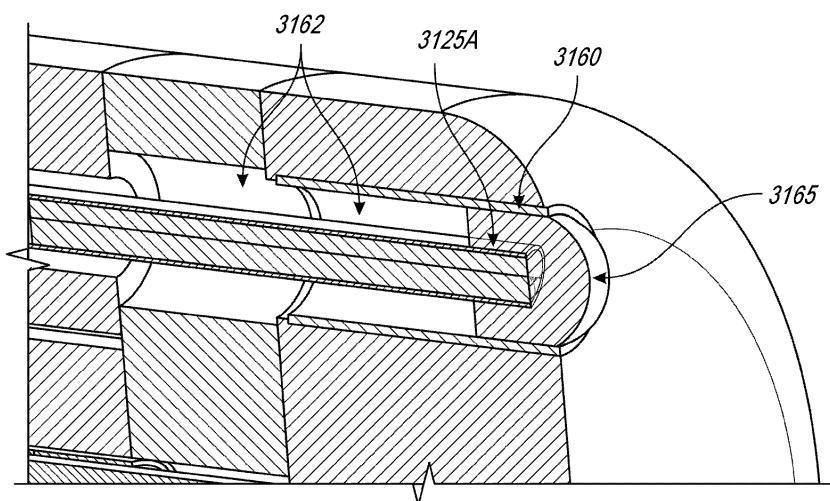
도면18d



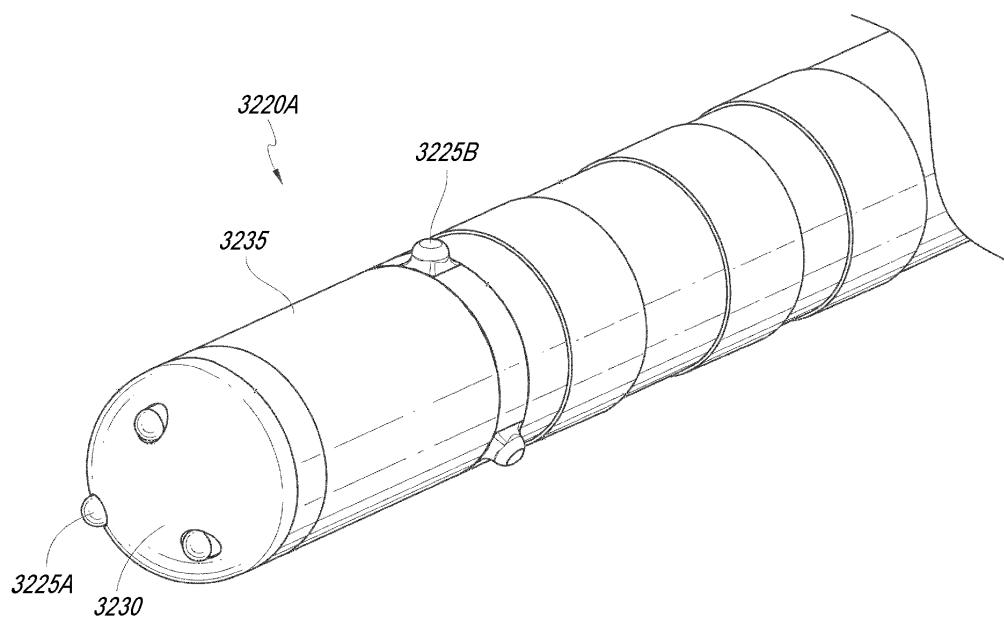
도면18e



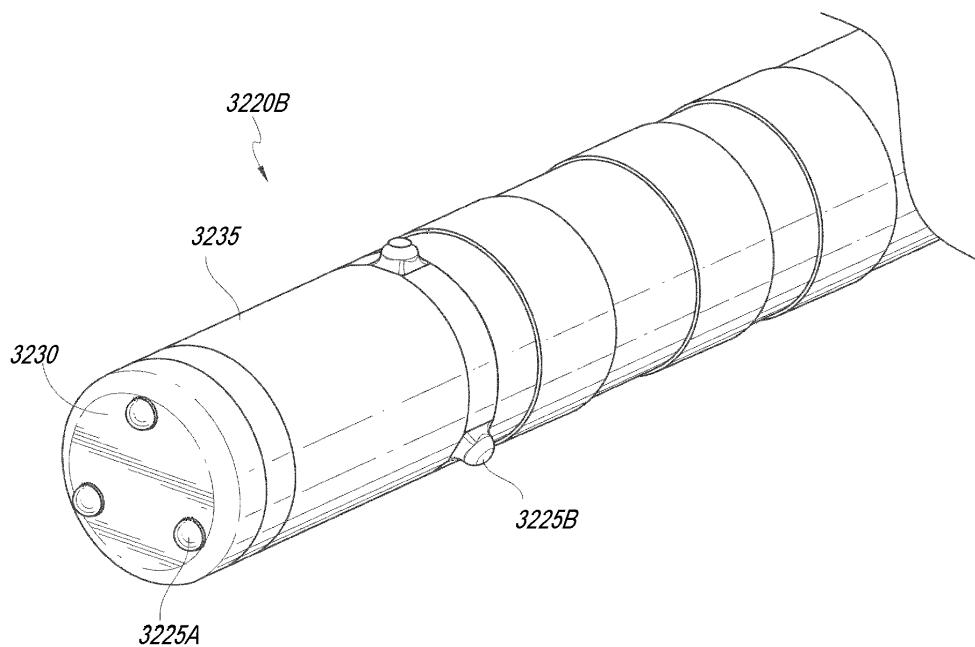
도면18f



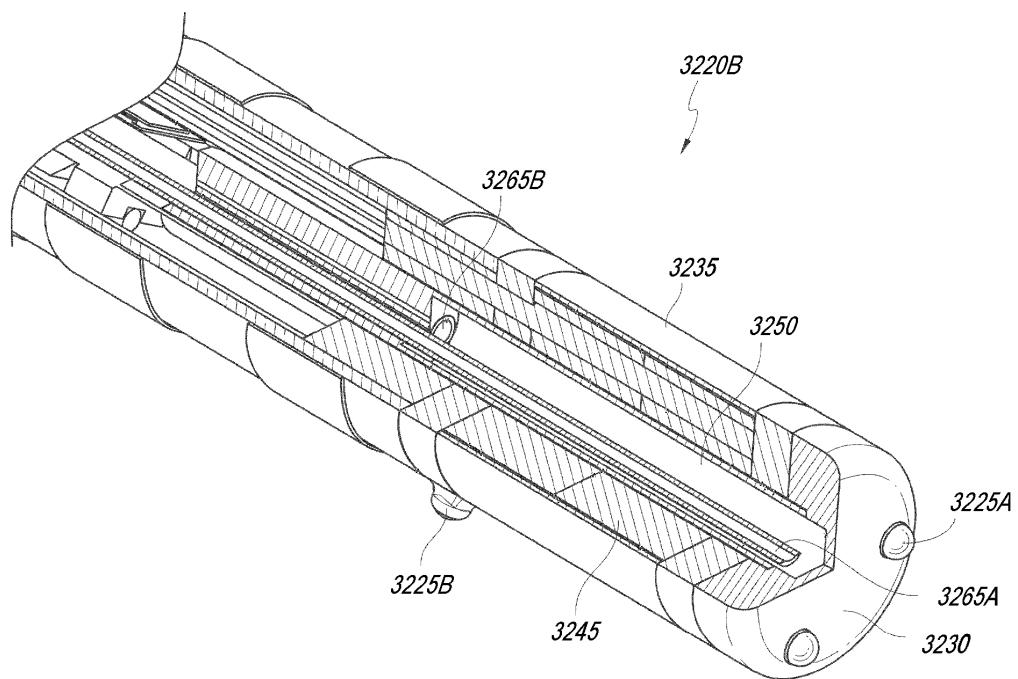
도면19a



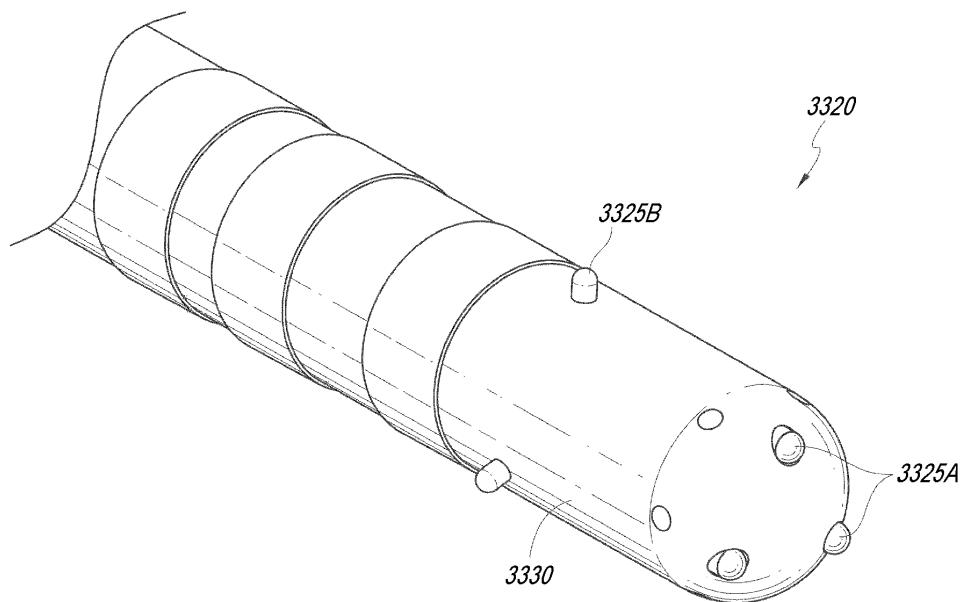
도면19b



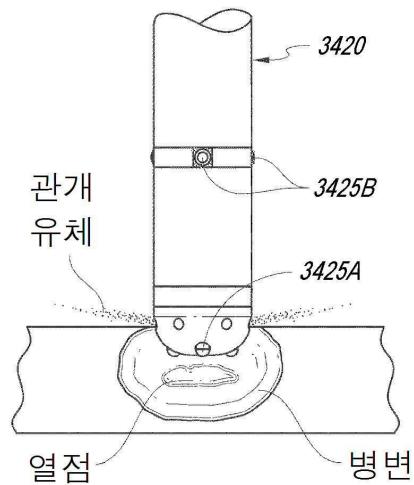
도면19c



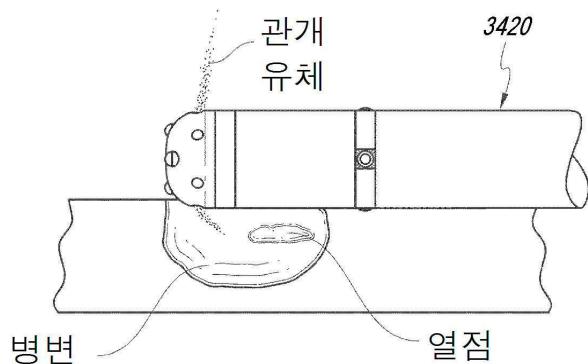
도면20



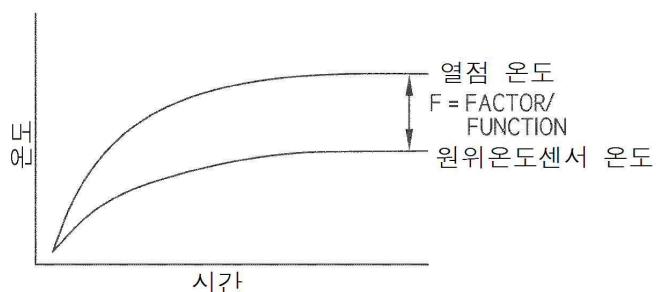
도면21a



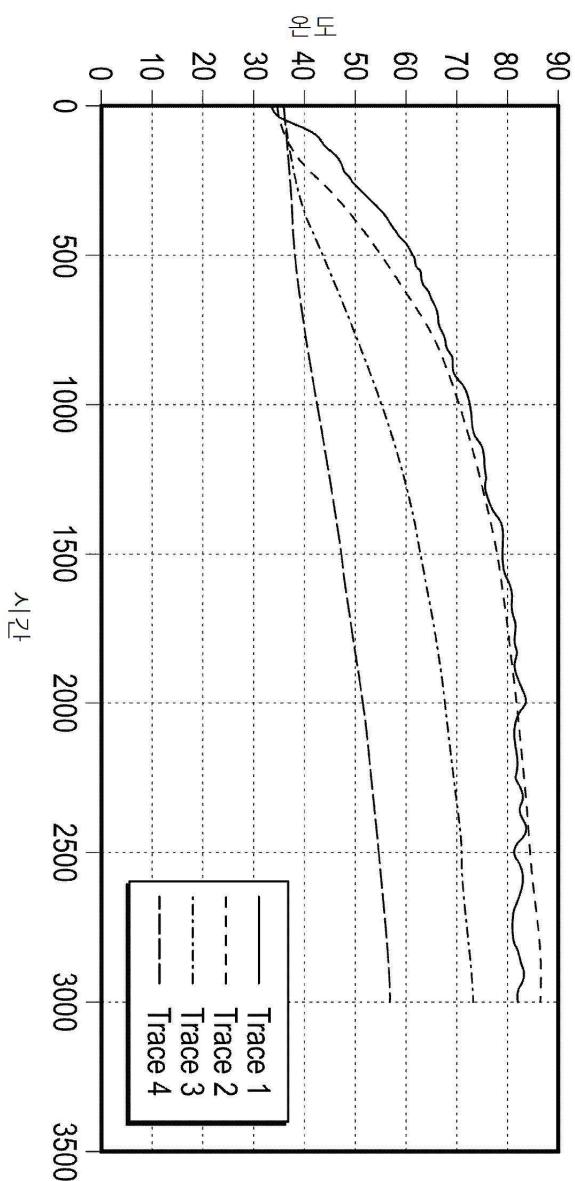
도면21b



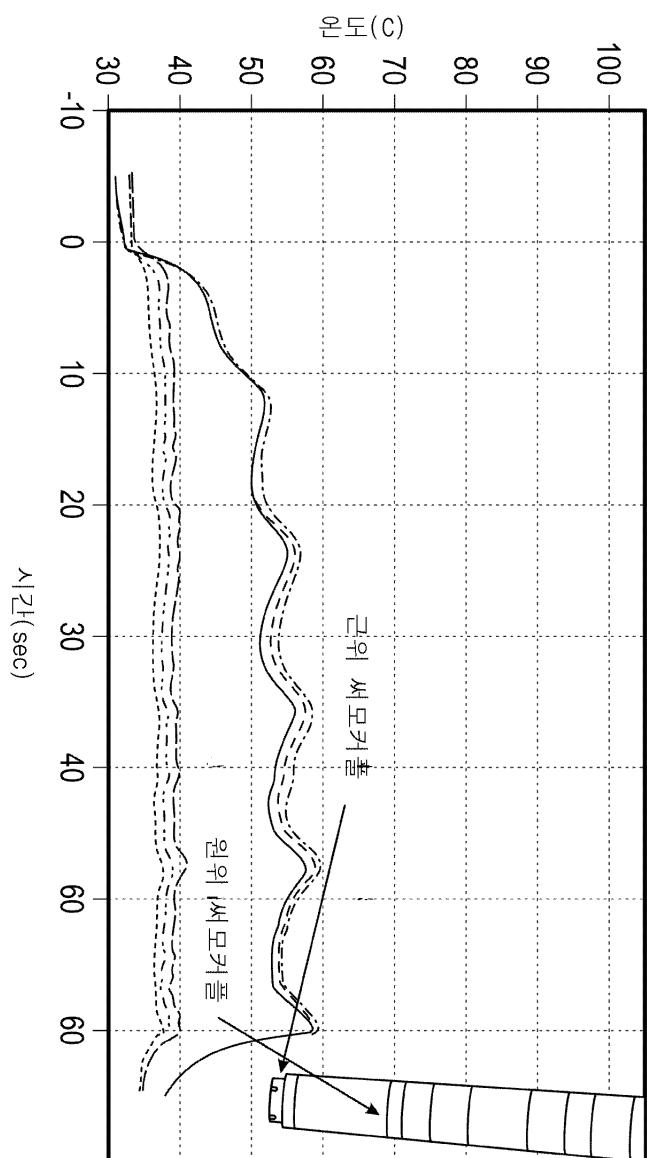
도면22a



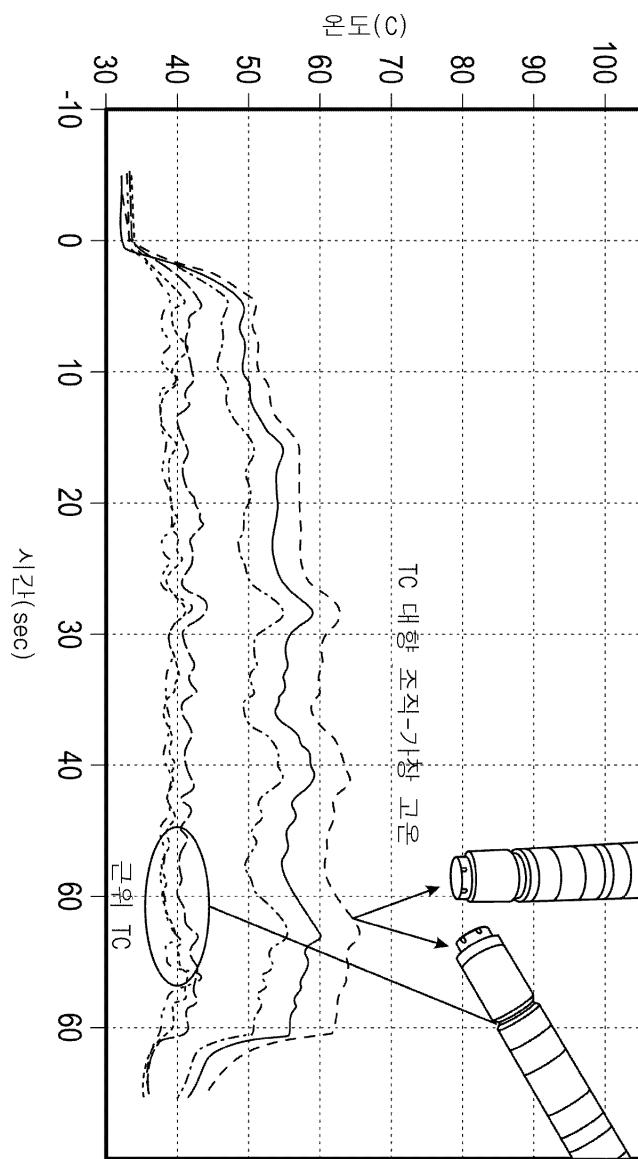
도면22b



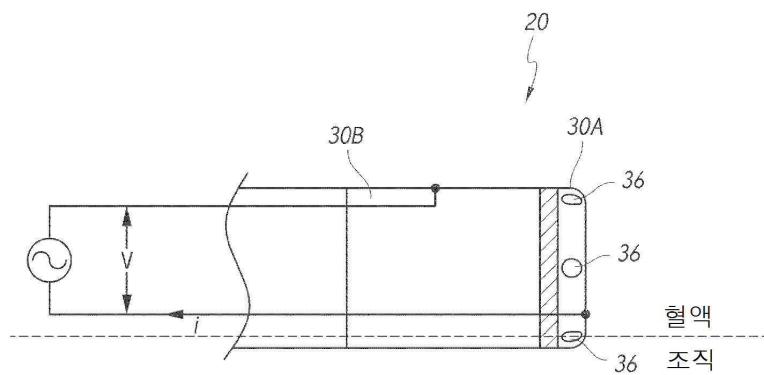
도면23a



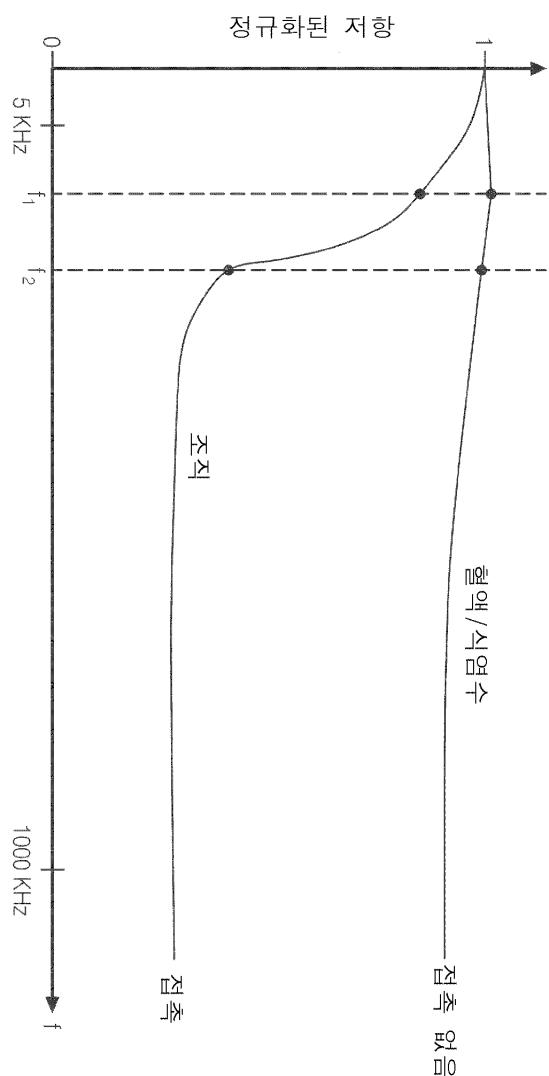
도면23b



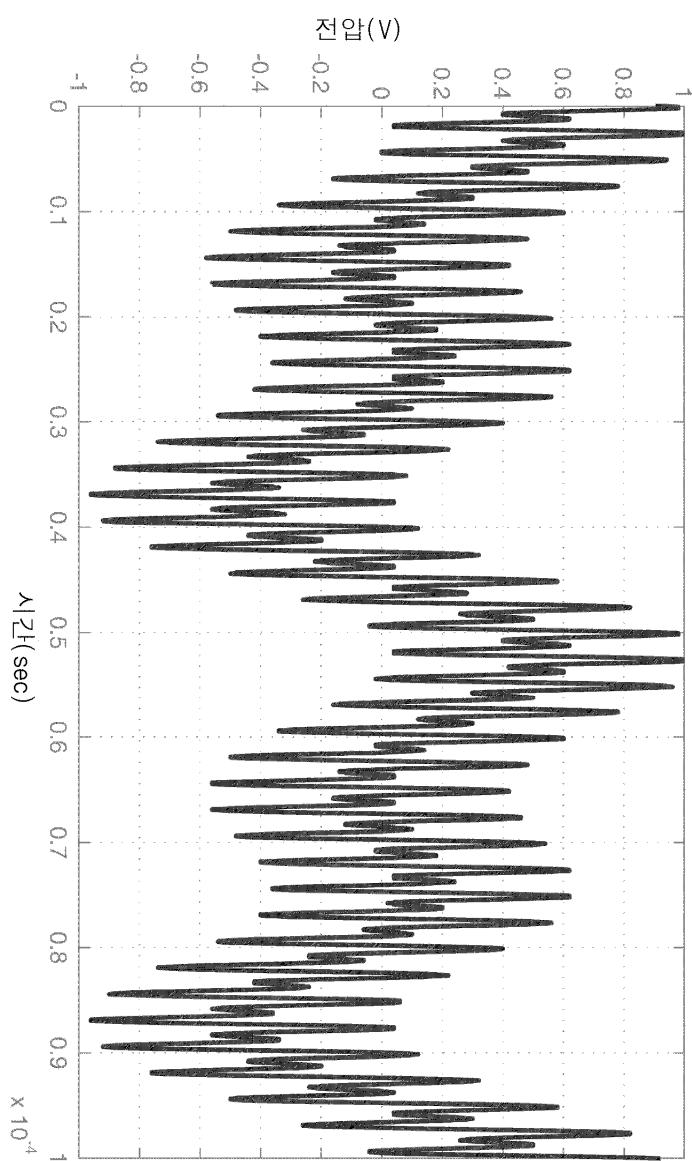
도면24



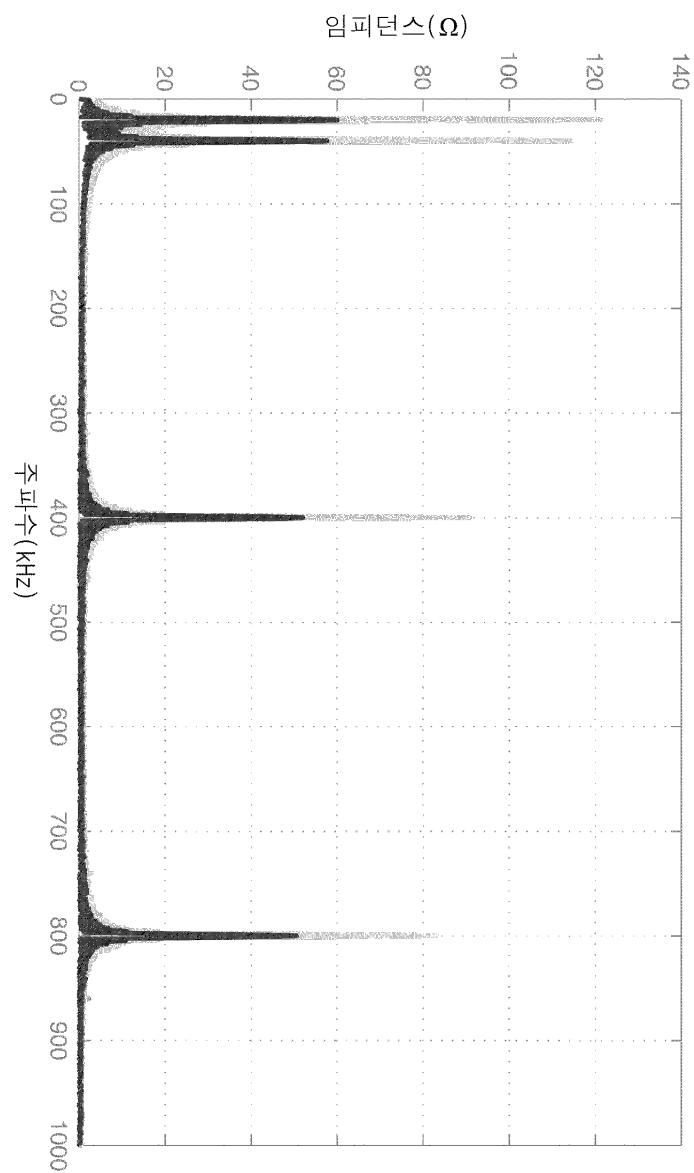
도면25a



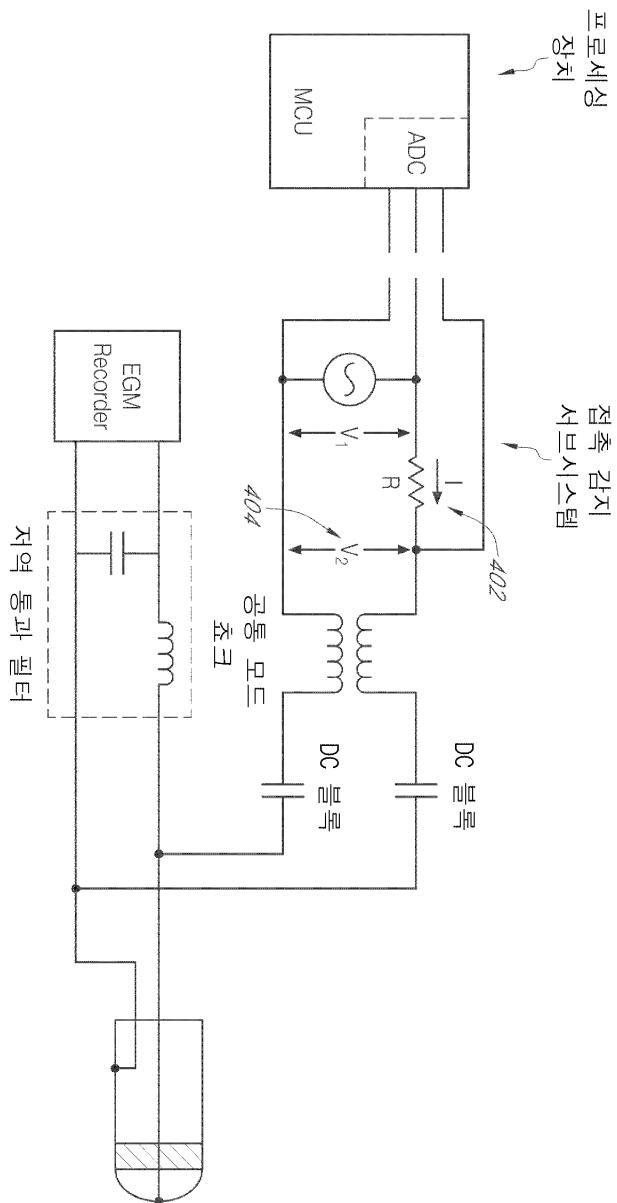
도면25b



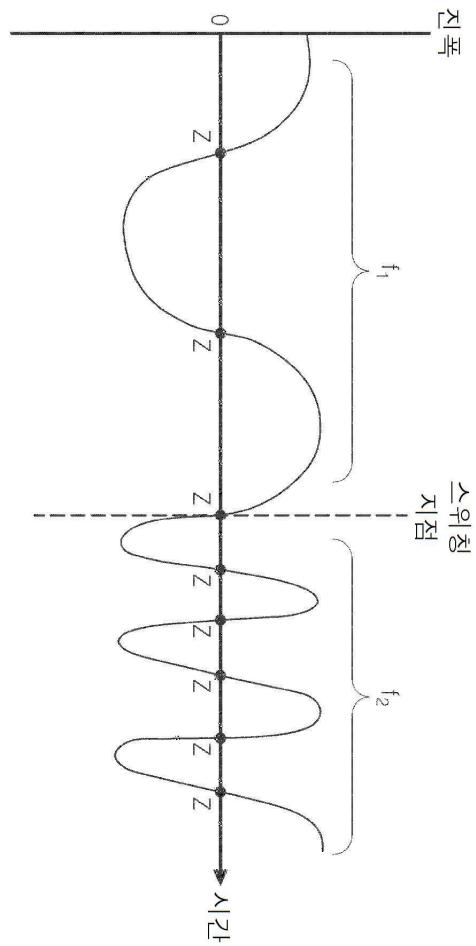
도면25c



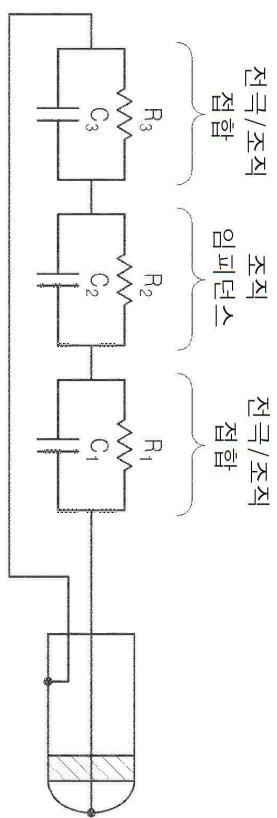
도면25d



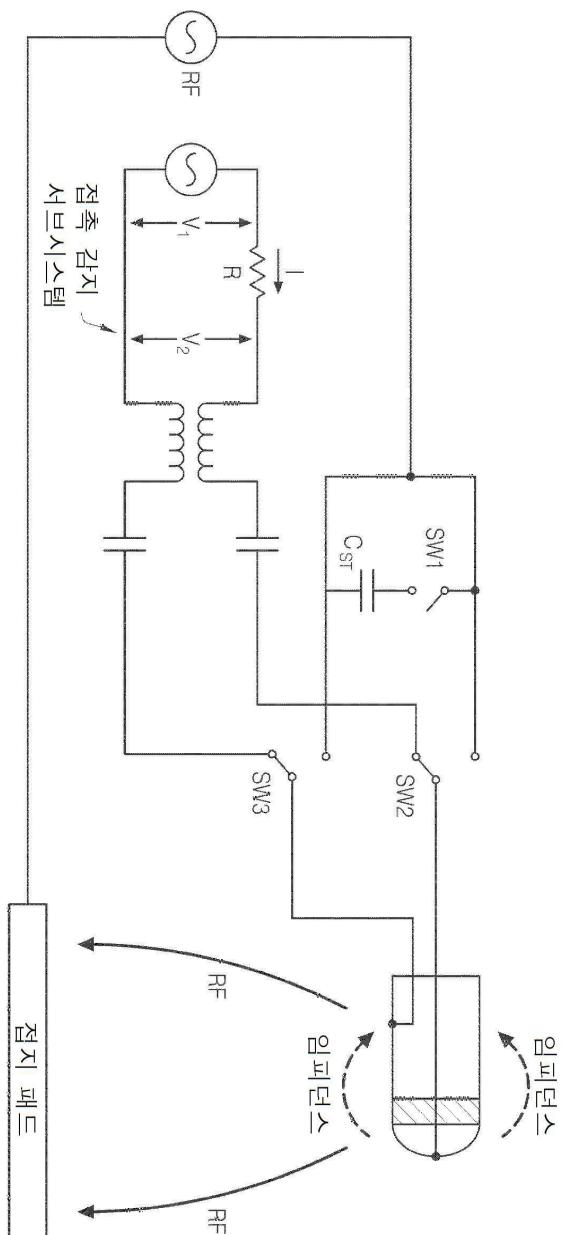
도면26a



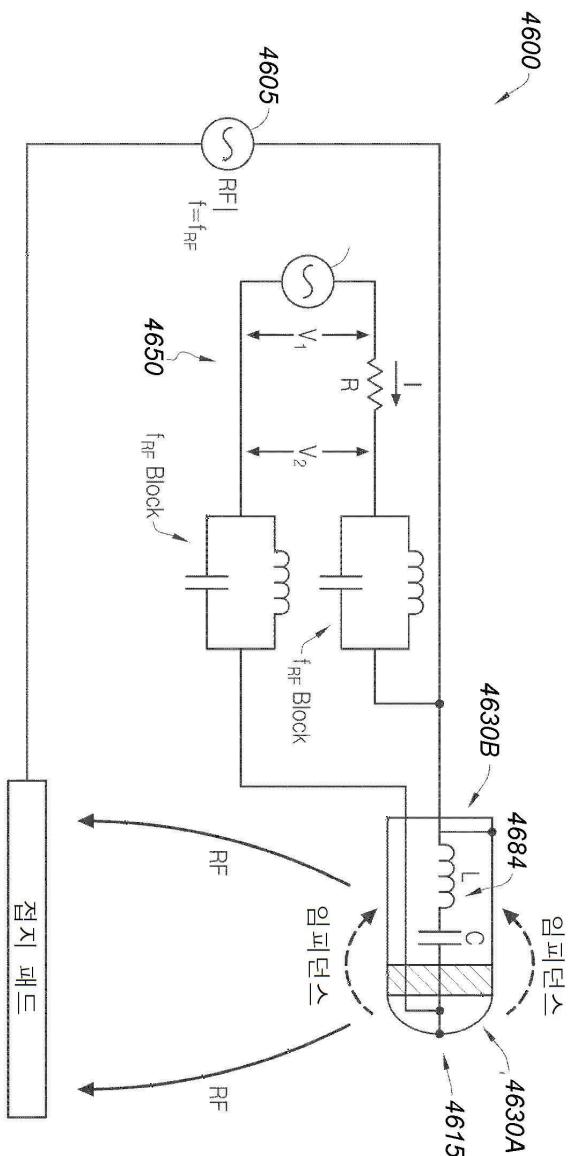
도면26b



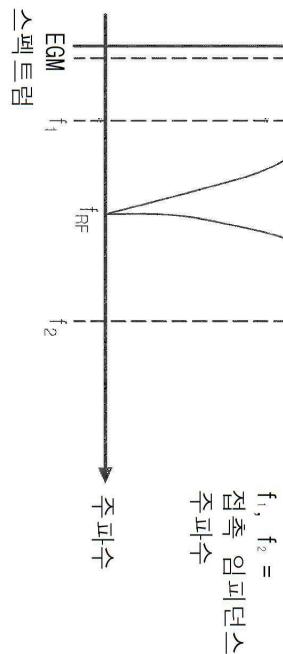
도면26c



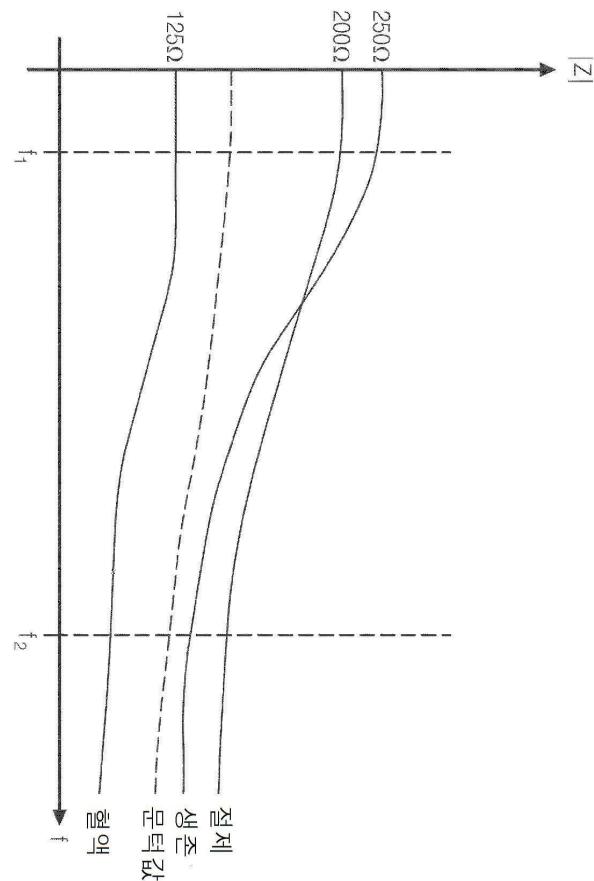
도면27



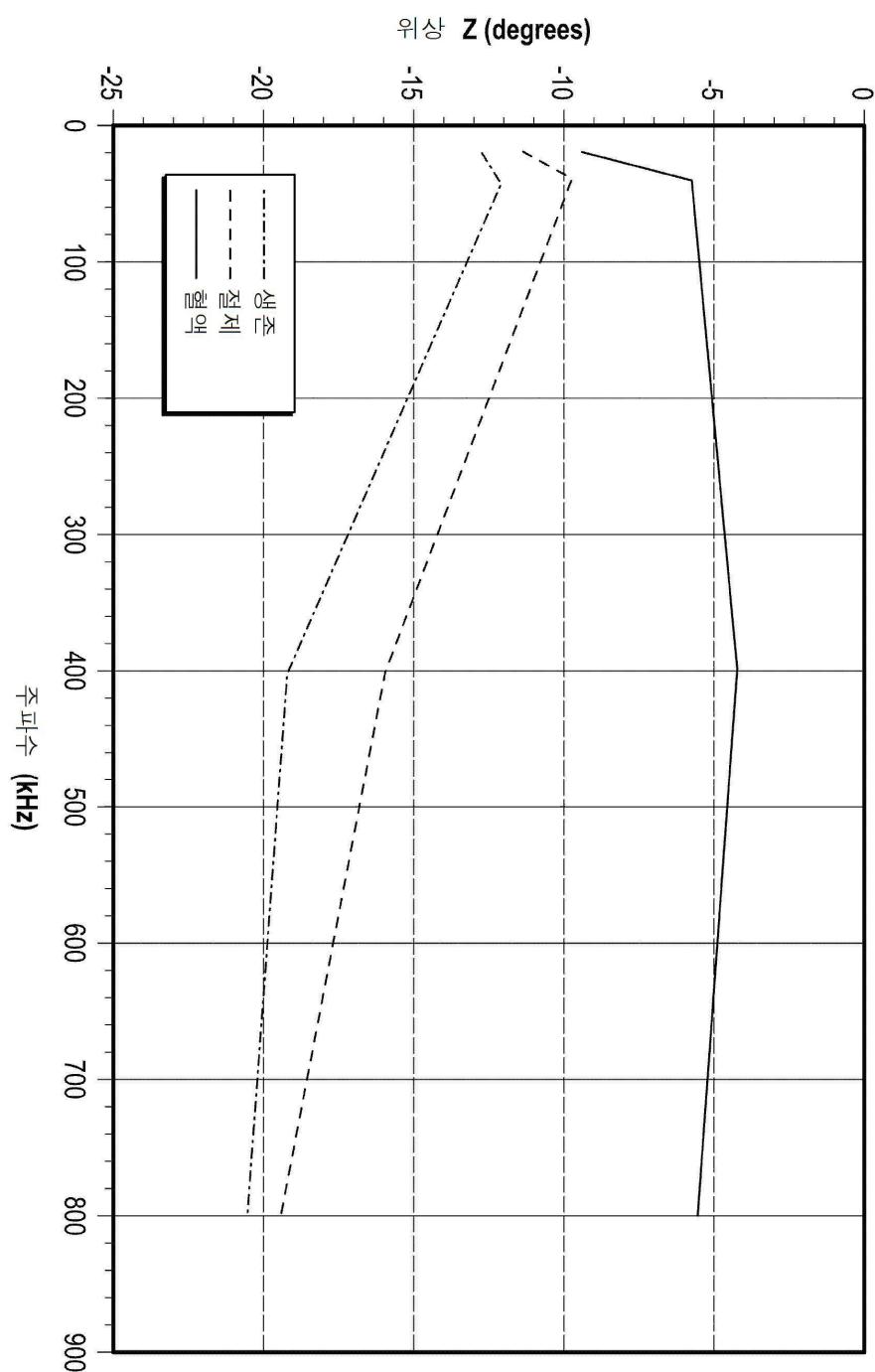
도면28



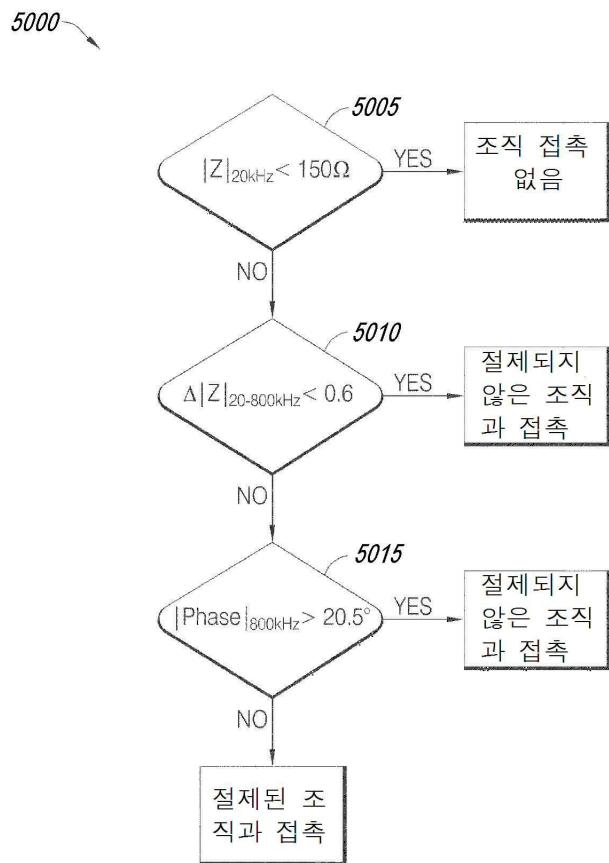
도면29



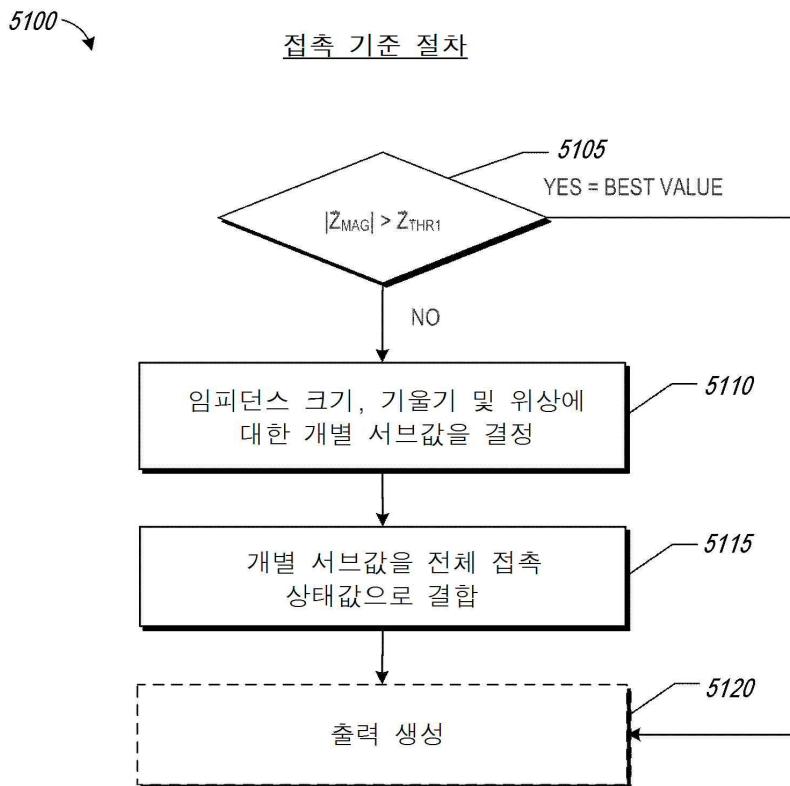
도면30



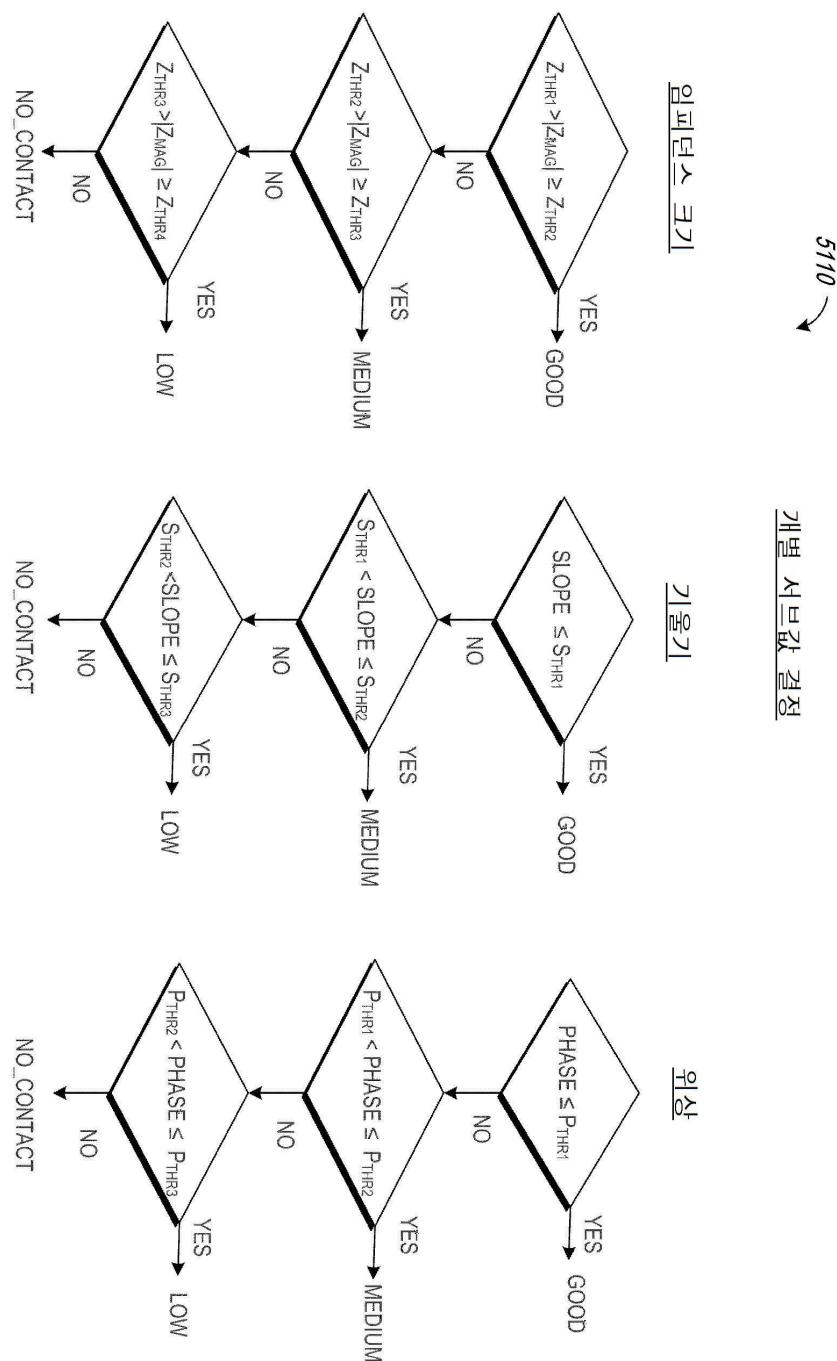
도면31



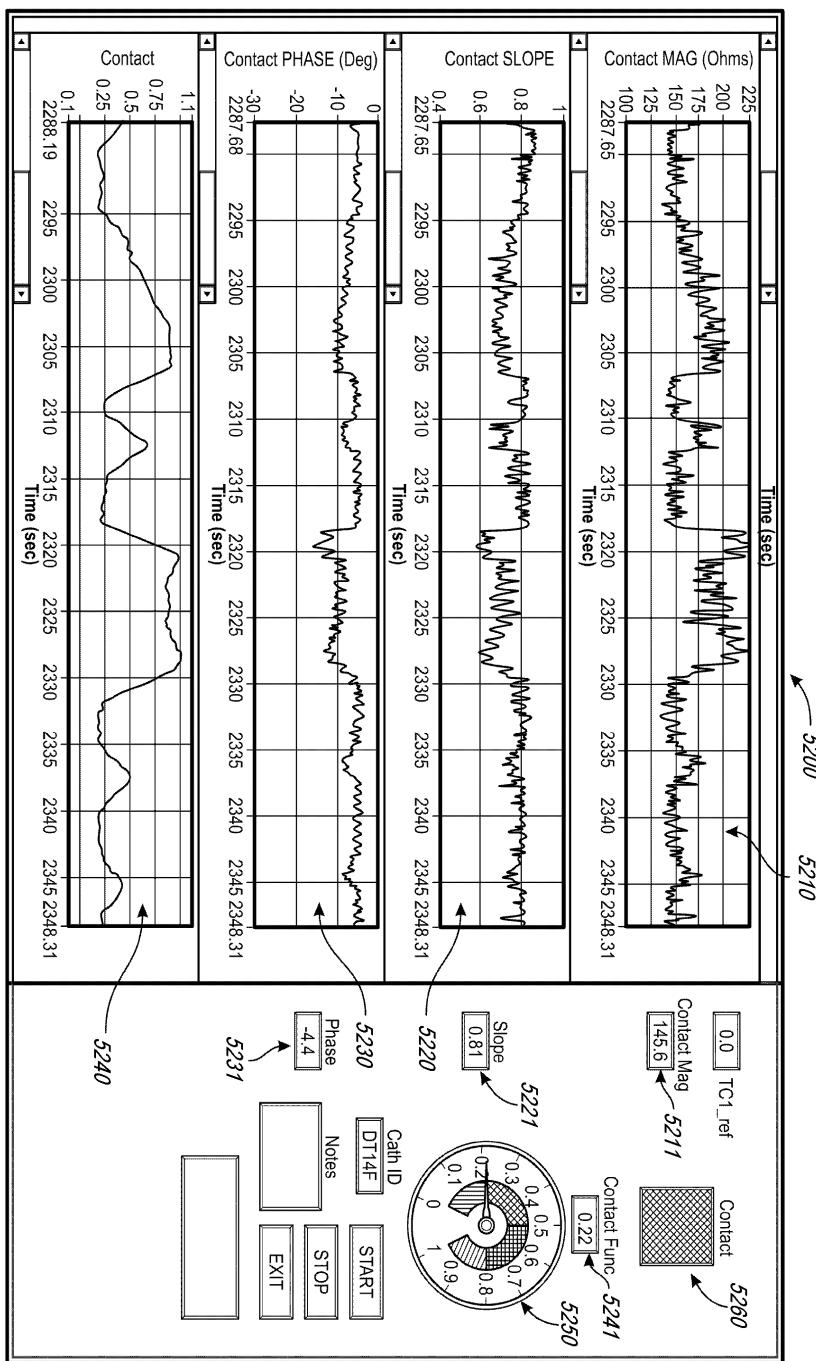
도면32



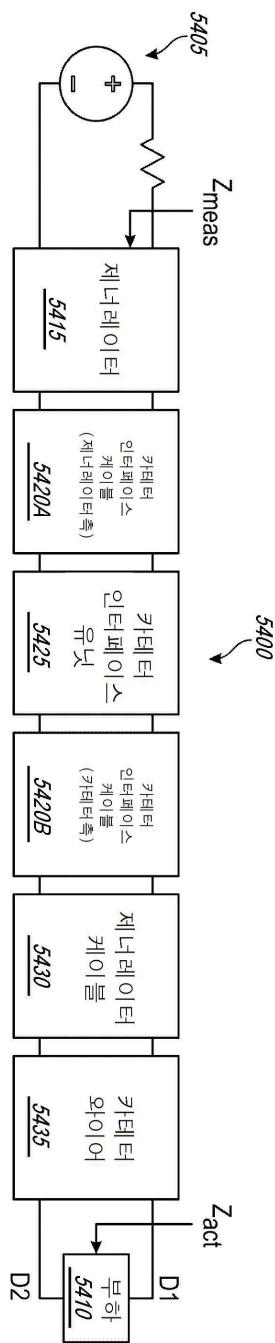
도면32a



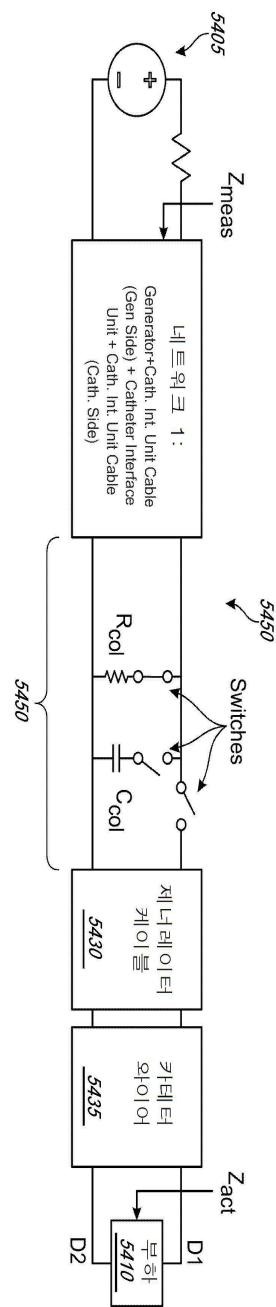
도면33



도면34a



도면34b



도면34c

